

QUANTIFICAÇÃO DA MARCHA HUMANA UTILIZANDO ANÁLISE DE
COMPONENTES PRINCIPAIS PARA AVALIAÇÃO DE PROCEDIMENTOS
TERAPÊUTICOS

Adriane Mara de Souza Muniz

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS
EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Aprovada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.

Prof. Max Suell Dutra, Dr. Ing.

Dr. Helio Schechtman, Ph.D.

Prof. Luis Mochizuki, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

NOVEMBRO DE 2008

MUNIZ, ADRIANE MARA DE SOUZA

Quantificação da marcha humana
utilizando análise de componentes principais
para avaliação de procedimentos terapêuticos
[Rio de Janeiro] 2008

VIII, 106 p.29,7 cm (COPPE/UFRJ, D.Sc.,
Engenharia Biomédica, 2008

Tese – Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE

1. Avaliação quantitativa da marcha humana
2. Análise de componentes principais
3. Síndrome de Parkinson
4. Fratura do membro inferior

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

Este trabalho contou com apoio financeiro do CNPq, na forma de fomento à pesquisa e Bolsa de Doutorado, da FAPERJ, com a bolsa de Bolsa de Doutorado aluno nota 10 e da CAPES com a Bolsa de Doutorado Sanduiche.

Ao Prof. Jurandir Nadal, agradeço pela orientação, apoio e amizade, presentes em todas as etapas do trabalho e indispensáveis à minha formação.

Ao Prof. Mário de Andrade do Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina, pelo fornecimento dos dados dos sujeitos normais para o estudo dos pacientes com fratura no membro inferior.

Ao Prof. Wen Liu da *University of Kansas Medical Center* pelo acesso ao laboratório e oportunidade de participar em seu projeto de Pacientes com Síndrome de Parkinson. À equipe do laboratório, Mukul, Yihhah e Hongzeng, que me ajudaram não só na realização do projeto, mas também me apoiaram constantemente. À amiga Flavia Costa pelo carinho e amizade, indispensáveis durante toda a minha estada nos EUA.

Aos amigos do LAPIS, pelo companheirismo e amizade, contribuindo não apenas na realização do trabalho, mas partilhando muitos momentos. Obrigada Roger, Danilo, Paulão, Cagy, Marquito, João e Lilian.

Às minhas amigas, Lorena, Camile e Roberta por partilharem momentos alegres, difíceis, conquistas e comemorações, mostrando que amizade é essencial. Dedico um agradecimento especial à minha grande amiga Claudia Oliveira, que presente desde a minha chegada ao Rio, sempre me ajudou e incentivou nos melhores e piores momentos.

Aos meus pais, Jader e Gloria, pela oportunidade de chegar até aqui, por entenderem que a distância era fundamental para minha formação pessoal e profissional. Agradeço pelo constante esforço, amor, carinho e amizade que mesmo à distância se fizeram presentes.

Aos meus irmãos Alessandra e Billy que mesmos distantes me apoiaram com o carinho e amor.

Finalmente, a Deus por permitir a presença dessas pessoas na minha vida.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

QUANTIFICAÇÃO DA MARCHA HUMANA UTILIZANDO ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS PARA AVALIAÇÃO DE PROCEDIMENTOS TERAPÊUTICOS

Adriane Mara de Souza Muniz

Novembro/2008

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

Este estudo apresenta uma avaliação quantitativa do efeito de terapias sobre a curva vertical da força de reação do solo (FRS) da marcha humana com análise de componentes principais (ACP), utilizando um índice de normalidade e diferentes métodos de classificação. Em uma primeira aplicação foram avaliados 38 sujeitos normais (GC) e 13 pacientes com fratura no membro inferior (GF), dos quais 5 foram avaliados após o tratamento de fisioterapia (GFA). A ACP foi aplicada à curva da FRS dos dois membros inferiores em ambos os grupos. Dois, quatro e seis componentes foram usados para calcular a distância padrão (D) com acurácia de 92,2 %, 94,1% e 96,1%, respectivamente. Todos os sujeitos do GFA apresentaram D menor, com quatro alcançando o limite de normalidade. Em uma segunda aplicação foram avaliados 30 sujeitos normais e 15 sujeitos com Síndrome de Parkinson (SP) submetidos à estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico (ECP-NST) em quatro condições de teste: medicação e estimulação, somente medicação, somente estimulação e sem tratamento. A ACP foi aplicada à FRS dos dois membros inferiores, com seis componentes retidos para a análise. Para a classificação dos grupos foram utilizadas a regressão logística e a rede neural probabilística. Ambos os modelos apresentaram acurácia similar (~91%) e classificaram as condições de tratamento dos sujeitos com SP na mesma ordem, indicando que a ECP-NST é mais efetiva que a medicação e a combinação das terapias conduzem a um padrão de marcha mais próximo ao normal. Os métodos investigados mostraram-se adequados para discriminação entre marcha normal e patológica, bem como para uma avaliação objetiva do progresso e efetividade dos tratamentos aplicados aos pacientes.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

QUANTIFICATION OF THE HUMAN GAIT USING PRINCIPAL COMPONENT
ANALYSIS FOR ASSESSMENT OF THE THERAPEUTIC PROCEDURES

Adriane Mara de Souza Muniz

November/2008

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

This study presents a quantitative assessment of the effects of therapies in the complete waveform of the vertical ground reaction force (GRF) using principal components analysis (PCA) and a normalcy index in different classification methods. In a first application, 38 healthy subjects (CG) and 13 subjects with lower limb fracture (FG), being 5 of them also evaluated after physiotherapeutic treatment (FGA). PCA was applied to GRF data of complete stride from both groups. Two, four and six principal components were used to obtain the standard distance (D), allowing 92,2%, 94,1% and 96,1% accuracies, respectively. All FGA subjects presented decreased D, with four of them reaching the normal boundary. In a second application, 30 normal subjects and 15 Parkinson disease subjects who underwent deep brain stimulation of subthalamic nucleus (STN- DBS) were evaluated under four test conditions: stimulation alone, medication alone, stimulation with medication and without treatment. PCA was applied on the whole curve of the GRF, where six components were retained by the broken stick test. Logistic regression and a probabilistic neural network were used for classification. Both methods presented similar accuracy (~91%) and ranked treatment conditions on the same order, indicating that STN-DBS alone is more effective than medication alone, while the combination of both treatments allowed improved gait. These results indicated the potentiality of the PCA in discriminating normal and abnormal gait, as well as the objective assessment of treatment effects.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – Introdução.....	1
I.1. INTRODUÇÃO.....	1
I.2. OBJETIVOS.....	3
I.2.1. <i>Objetivo Geral</i>	3
I.2.2. <i>Objetivos Específicos</i>	3
I.3. MOTIVAÇÃO DO ESTUDO.....	4
I.4. DELIMITAÇÃO DO OBJETO DO ESTUDO.....	5
I.5. ESTRUTURA DO TRABALHO.....	6
CAPÍTULO II - Revisão de Literatura.....	7
II.1. MARCHA HUMANA.....	7
II.1.1 - <i>Especificações funcionais no controle da locomoção</i>	8
II.1.2 - <i>Ciclo da marcha</i>	9
II.1.3 - <i>Força de reação do solo</i>	12
II.2. FRATURA ÓSSEA NO MEMBRO INFERIOR.....	15
II.3. SÍNDROME DE PARKINSON.....	17
II.3.1. <i>Estimulação Cerebral Profunda</i>	18
CAPÍTULO III - Fundamentos Teóricos.....	22
III.1. ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS.....	22
III.1.1. <i>Autovalor e autovetor</i>	23
III.1.2. <i>Obtenção dos componentes principais</i>	24
III.1.3. <i>Cálculo dos coeficientes dos componentes principais</i>	26
III.1.4. <i>Variação explicada pelos componentes principais</i>	27
III.1.5. <i>Delimitação do número necessário de componentes principais</i>	27
III 1.5.1. <i>Gráfico scree</i>	28
III 1.5.2. <i>Teste broken stick</i>	28
III.2. DELIMITAÇÃO ELÍPTICA DO GRUPO CONTROLE.....	29
III.3. DISTÂNCIA PADRÃO	30
III.4 TÉCNICAS DE CLASSIFICAÇÃO.....	31
III.4.1. <i>Regressão Logística</i>	32
III.4.1.1. Modelo Logístico	32
III.4.1.1.1 Seleção de variáveis.....	33
III.4.2 <i>Redes Neurais Artificiais</i>	34
III.4.2.1 Rede Neural Probabilística.....	34
III.4.3. <i>Avaliação dos modelos</i>	36
CAPÍTULO IV - Avaliação Quantitativa da Marcha.....	39
IV.1. AVALIAÇÃO DA MARCHA.....	39
IV.2. ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS EM DADOS DA MARCHA.....	41

IV.3. APLICAÇÃO DE CLASSIFICADORES NA SEPARAÇÃO DE MARCHA NORMAL E PATOLÓGICA.....	49
IV.4 - MOTIVAÇÃO PARA O ESTUDO.....	52
CAPÍTULO V - Aplicação do Método em Pacientes com Fratura no Membro Inferior.....	54
V.1. MATERIAIS E MÉTODOS.....	54
V.1.1. <i>Definição da amostra</i>	54
V.1.2. <i>Análise da marcha e processamento dos sinais</i>	55
V.1.3. <i>Análise de componentes principais</i>	56
V.1.4. <i>Índice de normalidade</i>	57
V.1.5. <i>Delimitação elíptica do grupo controle</i>	57
V.1.6. <i>Análise estatística</i>	57
V.2. RESULTADOS.....	57
V.3. DISCUSSÃO.....	62
CAPÍTULO VI – Aplicação do Método em Pacientes com Síndrome de Parkinson.....	66
VI.1. MATERIAIS E MÉTODOS.....	66
VI.1.1. <i>Definição da amostra</i>	66
VI.1.2. <i>Protocolo experimental</i>	66
VI.1.3 <i>Protocolo de avaliação da marcha</i>	67
VI.1.4. <i>Análise de Componentes Principais</i>	68
VI.1.5. <i>Índice de normalidade</i>	69
VI.1.6. <i>Delimitação elíptica do grupo controle</i>	69
VI.1.7. <i>Aplicação de classificadores</i>	69
VI.1.8 <i>Avaliação dos efeitos dos tratamentos</i>	70
VI.1.9 <i>Análise estatística</i>	70
VI.2. RESULTADOS.....	71
VI.3 DISCUSSÃO.....	78
CAPÍTULO VII - Considerações Finais.....	84
	86
CAPÍTULO VIII – Conclusão.....	
	87
Referências Bibliográficas.....	
	105
APÊNDICE A - Publicações	

LISTA DE SÍMBOLOS

ACP – Análise de Componentes Principais
CCP – Coeficiente do Componente Principal
CP – Componente Principal
D – Distância Padrão
ECP-NST – Estimulação Cerebral Profunda do Núcleo Subtalâmico
FRS - Força de Reação do Solo
GC – Grupo Controle
GF – Grupo com Fratura
GFA – Grupo com Fratura Após o Tratamento
GP – Grupo com Parkinson
mof-sof – GP na condição sem medição e estímulo
mof-son - GP na condição sem medição e com estímulo
mon-sof - GP na condição com medição e sem estímulo
mon-son – GP na condição com medição e estímulo
PPF – Primeiro Pico de Força
SPF – Segundo Pico de Força
RL – Regressão Logística
RNA – Redes Neurais Artificiais
RNP – Rede Neural Probabilística
SP – Síndrome de Parkinson

CAPÍTULO I

Introdução

I.1. Introdução

No processo evolutivo da espécie humana, desde os primatas até o *Homo sapiens*, três características definem o homem: o desenvolvimento do córtex cerebral, a presença de cordas vocais e a locomoção bípede. A marcha pode ser definida como um tipo de locomoção, que permite mover o corpo pelo movimento rítmico e alternado do tronco e extremidades (WINTER, 1991; HENNIG, 1999). De acordo com WINTER (1991), a marcha é o movimento humano mais comum, complexo e totalmente integrado. As dificuldades enfrentadas por uma criança até que adquira um padrão maduro e por uma pessoa com lesão traumática, representam exemplos de tal complexidade (SERRÃO, 2001).

Alterações no movimento da marcha são comumente observadas em pacientes com lesões ortopédicas, como nas fraturas no membro inferior, e em lesões neurológicas, como na síndrome de Parkinson (SP). As duas desordens têm como principal consequência o déficit na marcha. A SP é uma doença neurodegenerativa caracterizada por bradicinesia, rigidez, tremor e em estágios avançados, instabilidade postural (SELLBACH *et al.*, 2006). A hipocinesia é um dos distúrbios primários da marcha associada à SP. O padrão de marcha lento, passos curtos e pés arrastados resulta na combinação da restrição do controle locomotor imposto pelo desequilíbrio dos neurotransmissores (MORRIS *et al.*, 2001). A manutenção da eficiência da marcha é importante na realização de várias atividades e tarefas, de modo que os pacientes com limitação neste movimento, apresentam dificuldades em realizar as atividades da vida diária. Desta forma, a reabilitação da marcha é tarefa essencial para garantir qualidade de vida ao paciente.

Um desafio constante para os clínicos é conhecer a extensão e consequências das doenças e o resultado de potenciais intervenções. Desta forma, a análise da marcha é um eficiente instrumento usado para quantificação dos efeitos de uma terapia ou intervenção cirúrgica de pacientes (SCHÖLLHORN *et al.*, 2002; ROMEI *et al.*, 2004; SCHUTTE *et al.*, 2000). Esta análise é realizada por instrumentos de alta tecnologia para medir respostas biomecânicas das alterações que afetam direta ou indiretamente o

sistema músculo-esquelético (DELUZIO e ASTEPHEN, 2007). Em rotinas clínicas, a força de reação do solo (FRS), variável associada à resposta resultante das ações musculares e do peso corporal aplicados ao solo (WINTER, 1991), é mensurada por plataformas de força. Mudanças na morfologia da FRS são relacionadas a padrões patológicos (DIERICK *et al.*, 2004). Segundo GIAKAS e BALTZOPOULOS (1997) esta variável pode ser usada para discriminar padrão de marcha normal ou patológico, bem como avaliar condições pré- e pós-tratamento.

A análise dos dados da marcha representa um desafio ao avaliador devido à alta dimensionalidade e variabilidade, dependência temporal e natureza correlacionada dos dados (CHAU, 2001). Para avaliar precisamente os desvios da marcha normal ou as mudanças resultantes de um tratamento específico é importante considerar a relação existente entre as variáveis. Porém, diversos autores (WHITE *et al.*, 1999; WEARING *et al.*, 2000; MCCRORY *et al.*, 2001) examinam parâmetros discretos na diferenciação da marcha normal e patológica. Técnicas de parametrização do sinal extraem valores instantâneos da amplitude, que ignoram o padrão do movimento (CHESTER *et al.*, 2007). A extração desses parâmetros pré-definidos é subjetiva e negligencia a informação temporal do sinal, com informações limitadas sobre o movimento (CHAU, 2001; DELUZIO e ASTEPHEN, 2007). Segundo GIAKAS e BALTZOPOULOS (1997) é importante considerar toda a série temporal na análise da marcha, posto que a locomoção não ocorre através de simples valores estáticos, mas é um processo dinâmico ao longo do tempo (SCHMID *et al.*, 1997). Desta forma, a consideração de toda a série temporal representa um instrumento mais efetivo na avaliação das características clínicas e na evolução de um tratamento de reabilitação (GIAKAS e BALTZOPOULOS, 1997; SCHÖLLHORM *et al.*, 2002).

Recentemente, técnicas de análise multivariada como a análise de componentes principais (ACP) têm sido empregadas para reduzir a dimensionalidade dos dados e analisar toda a série temporal. Este método transforma o sinal original em um reduzido conjunto de dados não correlacionados, que retêm o máximo da variância (JOLLIFFE, 2002; DAFFERTSHOFER *et al.*, 2004). A ACP na análise da marcha são usadas para classificar grupos (DELUZIO *et al.*, 1997; DELUZIO *et al.*, 1999; ASTEPHEN e DELUZIO, 2005; DELUZIO e ASTEPHEN; 2007) e desenvolver medidas de proximidade da marcha de um paciente a um conjunto de dados de sujeitos normais. SCHUTTE *et al.*, (2000) e ROMEI *et al.*, (2004) consideraram apenas variáveis discretas para calcular esse índice. Adicionalmente TINGLE *et al.*, (2002) e CHESTER

et al., (2007) consideraram múltiplas curvas simultaneamente na criação do índice de normalidade. Entretanto, nenhum desses estudos utilizou a variável FRS para avaliar quantitativamente a marcha de pacientes e medir as mudanças relacionadas a intervenções terapêuticas, nem tampouco utilizou os coeficientes da ACP como parâmetros de classificadores lineares, com a regressão logística, e não lineares, como as redes neurais artificiais.

I. 2. Objetivos

I.2.1. Objetivo Geral

O presente estudo visa avaliar quantitativamente o efeito de terapias sobre o componente vertical da FRS da marcha humana com análise de componentes principais com a utilização de um índice de normalidade e diferentes métodos de classificação. O estudo utilizará dados de pacientes com fratura no membro inferior e com Síndrome de Parkinson. O efeito sobre a marcha de diferentes formas de tratamento: fisioterapia, nos casos de fratura, e estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico e emprego de fármacos, no caso da Síndrome de Parkinson serão avaliados.

I.2.2. Objetivos Específicos

- Determinar quantas e quais componentes principais são importantes para cada aplicação;
- Interpretar os componentes principais retidos na análise, através da análise de cada autovetor;
- Delimitar uma área de normalidade com 95% do intervalo do confiança dos sujeitos normais para visualização dos dados;
- Determinar um índice de normalidade com os componentes principais retidos na análise para avaliação dos efeitos das terapias aplicadas em ambos os grupos de estudo (Casos de fratura e Síndrome de Parkinson); e
- Comparar o modelo linear de regressão logística com um modelo não linear de rede neural probabilística na discriminação entre sujeitos com síndrome de Parkinson e na avaliação dos efeitos das terapias aplicadas.

I.3. Motivação do estudo

A necessidade de índices concisos que permitam análise objetiva na avaliação quantitativa da marcha normal e patológica é uma demanda do profissional da área da saúde para o acompanhamento clínico dos pacientes (WHITE *et al.*, 1999). Critérios que quantifiquem o tratamento e estimem a melhora decorrente de um tratamento específico ainda são bastante subjetivos, principalmente na área da fisioterapia. A análise da marcha de pacientes com distúrbios motores, como fratura no membro inferior, representa uma tarefa complexa e a quantificação das alterações do movimento pode auxiliar na escolha do procedimento terapêutico, bem como permitir o acompanhamento objetivo do tratamento.

A estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico (ECP-NST) vem sendo disseminada como uma alternativa de tratamento de casos avançados da SP. Esta técnica têm se mostrado eficiente na melhora dos sintomas motores e na redução do uso de medicamentos dopaminérgicos nesses pacientes (FERRAIN *et al.*, 2005). Vários estudos têm demonstrado os efeitos da ECP-NST em curto prazo (LOPIANO *et al.*, 2001; VÉSPER *et al.*, 2002; HERZOG *et al.*, 2003; DAVIS *et al.*, 2006). Mais recentemente, estudos de acompanhamento de quatro e cinco anos foram reportados (FERRARIN *et al.*, 2002; KRACK *et al.*, 2003; RODRIGUEZ-OROZ *et al.*, 2005; OSTERGAARD e SUNDAAE, 2006). A maioria desses estudos avaliou a melhora na função motora usando índices (*scores*) clínicos. O emprego apenas de critérios qualitativos fornece uma análise limitada da marcha, havendo necessidade de técnicas quantitativas (FERRARIN *et al.*, 2002). O padrão de marcha dos pacientes com SP sob ECP-NST foi avaliado em poucos estudos, os quais enfocam apenas parâmetros discretos da marcha (FAIST *et al.*, 2001; XIE *et al.*, 2001; KRYSKOWIAK *et al.*, 2003; FERRARIN *et al.*, 2004; FERRARIN *et al.*, 2005) e da iniciação da marcha (LIU *et al.*, 2005; LIU *et al.*, 2006; CRENNNA *et al.*, 2006).

Durante o século 20, a análise quantitativa da marcha foi desenvolvida e usada como suporte para decisões de clínicos e terapeutas, visando à identificação das intervenções ortopédicas ou fisioterapêuticas (WHITE *et al.*, 1999; SCHÖLLHORN *et al.*, 2002). As técnicas de análise da marcha podem prover dados objetivos para a avaliação de lesões. Segundo DELUZIO e ASTEPHEN (2007), um dos métodos mais simples e comumente usados na análise dos dados da marcha é a extração de parâmetros como amplitudes e valores de pico, bem como a descrição de eventos instantâneos

discretos no tempo. Entretanto, extrair parâmetros predefinidos de um sinal anormal é subjetivo e os parâmetros negligenciam as informações de todo sinal da marcha.

Alguns trabalhos analisam toda a série temporal, incluindo comparações qualitativas do padrão do sinal (POWERS *et al.*, 1999; SIMPSON e JIANG, 1999; BRECHTER e POWERS, 2002). Métodos de análise quantitativa do sinal incluem análise de Fourier (SCHNEIDER e CHAO, 1983; GIAKAS *et al.*, 1996; GIAKAS e BALZPOULOS, 1997; STERGIU *et al.*, 2002), transformada Wavelet (GILLESPIE e DICKEY, 2003) e redes neurais artificiais (GIOFTSOS e GRIEVE, 1995; LAFUENTE *et al.*, 1997; ZWICK *et al.*, 2004). Todos esses métodos consideram todo o ciclo da marcha.

Nas duas últimas décadas, a interpretação das variáveis da marcha vem sendo melhorada pelas técnicas de análise multivariada (LOSLEVER *et al.*, 1994; SADEGHI *et al.*, 1997; DELUZIO *et al.*, 1997; OLNEY *et al.*, 1998; DELUZIO *et al.*, 1999; SADEGHI *et al.*, 2002; ASTEPHEN e DELUZIO, 2005). A ACP utiliza a curva completa e satisfaz os objetivos da análise da marcha: detecção e interpretação (DELUZIO *et al.*, 1997). Porém, poucos estudos utilizam métodos que avaliam todo o sinal, verificando-se a necessidade de estudar técnicas quantitativas para avaliação da marcha e classificação entre o padrão de movimento normal e patológico.

I.4. Delimitação do objeto do estudo

O estudo constituir-se-á em duas etapas seqüenciais, a saber: (1) Estudo sobre a potencialidade da ACP em separar padrões do componente vertical da FRS normal e patológico em dados dos sujeitos com fratura no membro inferior e avaliação dos efeitos do tratamento através da métrica de distância padrão calculada com duas, quatro e seis componentes principais; (2) validação do emprego do método desenvolvido em (1) com a inclusão de sinais de pacientes com Síndrome de Parkinson submetidos a ECP-NCT; além do desenvolvimento de métodos de classificação linear, regressão logística e não linear, rede neural probabilística, com dados dos sujeitos com SP para avaliação quantitativa do efeito das terapias no padrão do componente vertical da FRS.

Os dados da primeira etapa foram coletados com uma esteira instrumentalizada Gaitway modelo 9819S1 (Kistler Winterthur, Swiss), no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina. Para a outra etapa, foram utilizados dados de

pacientes com Síndrome de Parkinson coletados na *University of Kansas Medical Center* (KUMC). Em ambos os casos, utilizaram-se também um grupo controle pareado de sujeitos normais.

I.5. Estrutura do trabalho

Para explorar de forma mais abrangentes a metodologia proposta, o estudo foi dividido em duas aplicações: 1) Avaliação da marcha em 13 sujeitos com fratura do membro inferior, dos quais cinco foram submetidos a tratamento fisioterapêutico. 2) Avaliação da marcha de 15 pacientes com SP previamente submetidos ao implante de estimulador para ECP-NST em quatro situações de teste: com medicamento e estímulo (mon-son), com medicamento e sem estímulo (mon-sof), sem medicamento e com estímulo (mof-son) e sem nenhum tratamento (mof-sof).

O texto da tese encontra-se estruturado como descrito a seguir.

No Capítulo II, uma revisão de literatura sobre os conceitos da marcha, ciclo da marcha e força de reação do solo é apresentada. A seguir, é descrita a fratura do membro inferior e a síndrome de Parkinson, bem como os seus efeitos sobre a marcha e as intervenções terapêuticas utilizadas.

O Capítulo III apresenta os fundamentos teóricos da Análise de Componentes Principais, da distância padrão, dos métodos linear e não-linear de classificação, e o método de avaliação de desempenho.

No Capítulo IV, apresenta a revisão de literatura com o estado da arte envolvendo a avaliação da marcha, aplicação da análise de componentes principais e classificadores utilizados em dados de marcha.

No Capítulo V, é apresentada a aplicação do estudo nos dados dos sujeitos com fratura do membro inferior. Este capítulo compreende a metodologia, os resultados e a discussão específica dessa aplicação.

O Capítulo VI descreve a aplicação do método nos dados dos sujeitos com SP, sendo também apresentados a metodologia, resultados e discussão da aplicação.

As considerações finais da aplicação da ACP em ambos os métodos estão expostas no Capítulo VII e a conclusão, no Capítulo VIII, enfatizando os principais resultados obtidos e a contribuição da ACP na análise da marcha.

CAPÍTULO II

Revisão de Literatura

Neste capítulo será apresentada uma revisão de literatura, iniciando-se com o conceito de marcha humana, especificações funcionais do controle da locomoção, gerador de padrão central, as características do ciclo da marcha e a respectiva força de reação do solo (seção II.1). A fratura do membro inferior será abordada na seção II.2. A Síndrome de Parkinson, bem como as alterações decorrentes na marcha e da cirurgia de estimulação cerebral profunda serão apresentados na seção II.3.

II.1. Marcha Humana

A manutenção da vida e o instinto de sobrevivência, como a procura por alimento e a fuga de predadores, inclui a locomoção como um componente essencial (PATLA, 2004). De acordo com VAUGHAN (2003), a locomoção bípede é uma característica que distingue o ser humano de outros animais. Desta forma, a marcha humana pode ser definida como um processo de locomoção, no qual o corpo se move de uma posição para outra, pelo movimento rítmico e alternado do tronco e extremidades (SÁNCHEZ-LACUESTA, 1993; WHITTLE, 1991). As características essenciais do movimento são as alternâncias cíclicas da função de apoio entre os membros inferiores (ROSE e GAMBLE, 1998; VAUGHAN *et al.*, 1992; PATLA, 2004) e a existência de um período de transferência em que ambos os pés estão apoiados no solo (ROSE e GAMBLE, 1998). Assim, o padrão da marcha reflete os mecanismos de suporte do corpo contra a gravidade enquanto ocorre o deslocamento corporal (SADEGHI *et al.*, 1997).

Devido a um sistema complexo de controle neural, a marcha humana é caracterizada por movimentos suaves, regulares e sucessivos (PERRY, 1992; VAUGHAN, 2003; JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA e KORZENIOWSKI, 2005). A dinâmica do movimento é um processo que se inicia com o registro e a ativação do comando no sistema nervoso central (SNC), seguido pela transmissão do sinal elétrico para o sistema nervoso periférico (ROSE e GAMBLE, 1998; VAUGHAN *et al.*, 1992), contração dos músculos que desenvolvem força, geração de força e momentos nas articulações sinoviais, regulação de forças e momentos articulares pelo sistema

músculo-esquelético baseada na sua antropometria, movimento dos segmentos e finalmente a geração da força de reação do solo (VAUGHAN, 2003). Em paralelo a esses eventos temporais em cascata, baseados em causa e efeito, o sistema sensorial obtém informações em tempo real que influenciam o padrão do movimento. Assim, a locomoção bípede é fruto do treinamento global do sistema neural e do sistema músculo-esquelético, sendo constantemente adaptada a partir de informações do meio ambiente (VAUGHAN, 2003).

A locomoção humana é um processo de aprendizado e não se desenvolve como resultado de um reflexo nato (PRINCE *et al.*, 1997). Segundo ROSE e GAMBLE (1998) o domínio da locomoção bípede na posição ereta é um processo prolongado e parece ser uma combinação de instinto e aprendizado. A seqüência natural dos eventos é conseqüente à maturação neuromuscular e ao desenvolvimento das habilidades motoras. O equilíbrio dinâmico, alimentado pela integração sensorial dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, ajuda a controlar o movimento (PRINCE *et al.*, 1997). O debate sobre o controle da locomoção como um movimento voluntário ou automático continua até os dias atuais. A marcha pode ser relacionada como uma atividade voluntária, pois o indivíduo pode iniciar e finalizar o movimento voluntariamente. Adicionalmente, o padrão motor disponível no nascimento é sujeito à maturação, além de ser modificado substancialmente através do aprendizado.

II.1.1. Especificações funcionais no controle da locomoção

A locomoção envolve uma repetição cíclica do padrão do movimento, sendo um episódio rítmico e não contínuo, como o ritmo cardíaco e respiratório. O movimento da marcha somente pode ser realizado adequadamente se um conjunto de requisitos biomecânicos for utilizado, com a produção de um padrão de sinal elétrico dos nervos na ativação dos músculos apropriados para a locomoção (DUYSENS e CROMMERT, 1998). A marcha é simplificada pela organização de uma rede neural especializada em repetir diversas vezes ações particulares.

Para que o movimento possa ocorrer, o aparelho locomotor deve estar habilitado a iniciar e terminar o movimento quando necessário (PATLA, 2004). A iniciação da marcha tanto para bípedes como quadrúpedes requer um equilíbrio estático inicial para manter a postura ortostática. O suporte do peso corporal é obtido através da regulação do tônus postural, principalmente dos músculos anti-gravitacionais. Outra tarefa

essencial do movimento é o estabelecimento da orientação do corpo para direcionar a locomoção.

De acordo com PATLA (2004), as exigências que o sistema de controle necessita para permitir a locomoção são:

1. Ajuste da postura corporal inicial e a orientação necessária para iniciar o movimento;
2. Início e término do movimento como e quando necessário;
3. Produção de um padrão rítmico coordenado dos músculos, membros e tronco para impulsionar o corpo na direção desejada;
4. Manutenção da estabilidade dinâmica do corpo em movimento agindo contra a força de gravidade e outras forças (esperadas e inesperadas) experimentadas pelo movimento;
5. Modulação do padrão para alterar a velocidade da marcha, evitar obstáculos, selecionar estabilidade apropriada para o pé acomodando em diversos terrenos e mudanças de direção da locomoção;
6. Condução da caminhada até um ponto final, não visível no início do movimento;
7. Minimização do gasto energético; e
8. Garantia da estabilidade estrutural do aparelho locomotor.

II.1.2. Ciclo da marcha

Uma característica comum da locomoção é a repetição cíclica da atividade de transporte do corpo, sendo que sem essa característica não seria possível a realização do movimento (PATLA, 2004). A maior unidade empregada na descrição da marcha é denominada um ciclo de marcha, que inicia quando o pé do membro de referência contacta a superfície de sustentação e termina quando o mesmo pé toca novamente ao solo (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 1998). O ciclo da marcha é definido como o intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completa, como o toque e o desprendimento do calcanhar (ROSE e GAMBLE, 1998; ENOKA, 2000).

Cada ciclo envolve uma mudança no alinhamento entre o corpo e a base de suporte do pé durante o apoio e o deslocamento do membro no balanço. Essas reações resultam de movimentos executados pelo quadril, joelho e tornozelo, que se movem em velocidades diferentes e em arcos assíncronicos.

O ciclo da marcha é descrito em termos de percentagem, em vez de tempo decorrido, pois os eventos ocorrem em seqüência bastante similar, independente do tempo (ROSE e GAMBLE, 1998). Segundo SILVA *et al.* (1993), mesmo com diferentes velocidades individuais na marcha e na corrida, as percentagens temporais são constantes, sugerindo a definição de um padrão de comportamento.

Cada ciclo representa uma passada, sendo dividido nos períodos de apoio e balanço (ROSE e GAMBLE, 1998; PERRY, 1992, VAUGHAN *et al.*, 1992). O apoio é o período em que o pé está em contato com a superfície de suporte e constitui aproximadamente 60% do ciclo da marcha, sendo este dividido em duplo suporte inicial (quando os dois pés estão em contato com o solo), apoio simples (um pé está em apoio e outro no balanço) e duplo suporte final (os dois pés estão novamente no solo) (ENOKA, 2000, VAUGHAN *et al.*, 1992). Os restantes 40% do ciclo constituem o período de balanço, que é iniciado quando os dedos se desprendem da superfície de suporte (VAUGHAN *et al.*, 1992; ROSE e GAMBLE, 1998; PERRY, 1992). Cada passada inclui, portanto, dois períodos de duplo apoio. Na fase de duplo apoio, os ajustes posturais são feitos para movimentar o centro de massa do corpo de uma posição relativamente estável (estacionária) para a situação dinâmica instável do suporte simples.

PERRY (1992) subdividiu cada uma das duas fases primárias da marcha em vários estágios, estabelecendo uma denominação genérica para as fases funcionais do movimento. Segundo VAUGHAN *et al.* (1992), esta denominação foi criada porque a nomenclatura tradicional descreve a marcha de sujeitos normais e não é adequada para descrever a marcha patológica. Segundo ROSE e GAMBLE (1998), as principais subdivisões do ciclo descrevem as transições que devem ocorrer enquanto o centro de massa do corpo passa sobre os membros oscilantes. A fase de apoio é dividida em: contato inicial, resposta de carga, médio apoio, apoio terminal e pré-balanço. A fase de balanço inclui: balanço inicial, médio balanço e balanço terminal (PERRY, 1992; VAUGHAN *et al.*, 1992). Cada passada contém oito modelos funcionais, sendo estas subfases chamadas de intervalos funcionais. Durante cada passada são realizadas atividades funcionais básicas como aceitação do peso, apoio simples e avanço do membro (PERRY, 1992; VAUGHAN *et al.*, 1992).

Aceitação do Peso: Esse período é dividido em contato inicial e resposta à carga. Segundo PERRY (1992) representa a maior demanda durante a marcha, necessitando de coordenação, absorção de choque e estabilidade do membro. O contato inicial é o período que inicia o ciclo, sendo o instante em que o pé toca o solo. Na marcha normal, o calcanhar encosta primeiro, porém, em pacientes com padrão patológico, o pé pode encostar inteiro ou somente os dedos podem iniciar o contato. Neste período tecidos adaptados no calcanhar dissipam energia. A ação excêntrica dos dorsiflexores do tornozelo também auxilia na absorção de impacto durante essa fase (PATRICK e NIEKERK, 2004). Este período representa de 0 a 2% do ciclo e encerra-se quando todo o pé apóia-se no solo. A resposta à carga é a fase em que o centro de gravidade está na posição mais baixa, representando o intervalo de 0 a 10% do ciclo. Esta fase representa o início do período de apoio e começa com o contato inicial no solo e continua até o outro pé começar o balanço. Este período corresponde ao primeiro duplo apoio, sendo o período de estabilidade durante a marcha, pois os dois pés estão em contato com o solo (PRINCE *et al.*, 1997; PATRICK e NIEKERK, 2004).

Apoio Simples: Esse intervalo funcional é dividido em apoio médio e apoio terminal. Segundo PRINCE *et al.*, (1997), durante o apoio simples o corpo está em inerente estado de instabilidade, pois a projeção vertical do centro de massa passa pela borda medial do pé, com uma pequena base de suporte. O apoio médio começa com a retirada dos dedos da perna contralateral e termina quando o centro de gravidade alinha-se acima do pé, atingindo sua posição mais alta. Esta fase situa-se no intervalo de 10 a 30% do ciclo. O peso corporal está completamente na perna de apoio, sendo que o pé permanece parado enquanto o corpo progride para frente (PATRICK e NIEKERK, 2004). O apoio terminal começa quando o centro de gravidade está sobre o pé de suporte e termina quando o outro pé toca no solo. Esta fase corresponde a um intervalo de 30 a 50% do ciclo.

Avanço do Membro: Corresponde à preparação para o balanço, envolvendo quatro fases: pré-balanço, balanço inicial, balanço intermediário e balanço terminal. O pré-balanço representa o final do apoio e corresponde ao segundo duplo apoio. Esta fase começa com o contato inicial do membro contralateral e termina com a retirada dos dedos ipsilaterais, situando-se no intervalo de 50 a 60% do ciclo da marcha. O balanço inicial, entre 60 a 73% do ciclo, começa com a saída do pé do solo e termina quando o membro em balanço está oposto ao apoio do pé contralateral. VAUGHAN *et al.* (1992) consideram este como o período de aceleração, onde ocorre a ativação dos flexores do

quadril para acelerar a perna para frente com o objetivo de liberação do pé do solo e avanço do membro. O balanço intermediário é a segunda fase do balanço, que termina quando o membro está à frente do outro membro e a tíbia assume orientação vertical, compreendendo o intervalo de 73 a 87% do ciclo da marcha. Esta fase está sob a ação das forças inerciais que movimentam o membro inferior para frente, em que o movimento é facilitado pela energia cinética (PATRICK e NIEKERK, 2004). O balanço terminal é a fase final do ciclo, entre 87 a 100%, que termina quando o pé toca o solo. VAUGHAN *et al.* (1992) chamam este período de desacelerador, quando ocorrem as ações musculares para diminuir a velocidade da perna de avanço e estabilizar o pé na preparação para o próximo ciclo. De acordo com PATRICK e NIEKERK, (2004) nessa fase o membro avança para frente, criando um comprimento do passo, com contribuição do movimento de extensão do quadril e joelho da perna oposta para aumentar o comprimento do passo.

II.1.3. Força de reação do solo

Durante a fase de apoio, o peso corporal atua sobre o pé de suporte, que gera forças verticais, horizontais e rotatórias de reação do solo. Tais forças podem ser medidas através de instrumentação apropriada (PERRY, 2002). A força de reação do solo (FRS) representa uma resposta às ações musculares e ao peso corporal durante a posição ortostática, a marcha e a corrida (WINTER, 1991). A FRS apresenta a mesma magnitude e direção, mas sentido oposto à força que o corpo exerce na superfície do solo, obedecendo à terceira lei de Newton. Através desta informação, o estresse imposto nas articulações e o controle muscular necessário durante o movimento podem ser identificados (PERRY, 1992). O papel da força muscular é colocar em equilíbrio o sistema, com ação contrária à FRS que atua sobre o centro de gravidade do indivíduo (AMADIO, 1996; ROSE e GAMBLE, 1998).

O vetor da FRS é tridimensional e pode ser decomposto em três coordenadas cartesianas, F_z (vertical) (Figura II.1), F_x (ântero-posterior) e F_y (médio-lateral) (WINTER, 1991; AMADIO, 1996; ROSE e GAMBLE, 1998; ENOKA, 2000). Cada componente mede uma característica diferente do movimento.

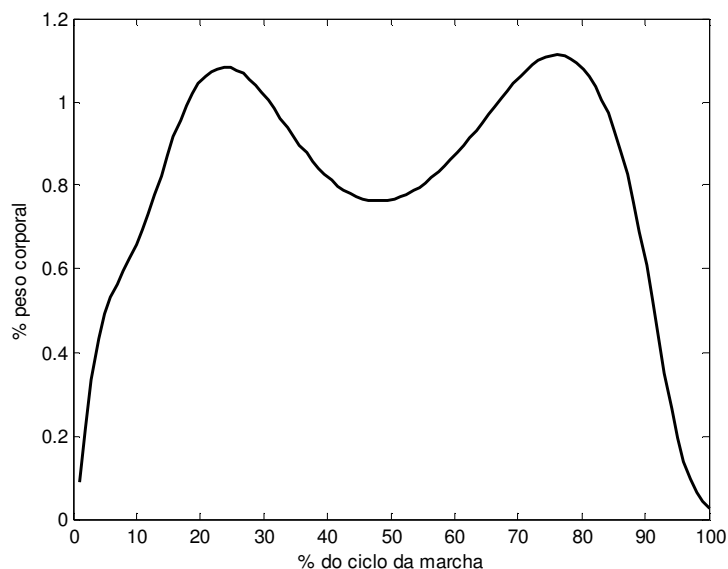


Figura II.1 – Componente vertical da curva de FRS.

O componente vertical (Figura II.1) é primariamente gerado pela aceleração vertical do corpo (HEADON e CURWEN, 2001), sendo uma das principais causas da sobrecarga no aparelho locomotor (AMADIO, 1996). Como a massa corporal é constante, a força aplicada ao solo é dependente da aceleração do corpo em relação ao solo (HEADON e CURWEN, 2001). Em um padrão de marcha normal, o componente vertical da FRS apresenta dois picos separados por um vale (PERRY, 1992). O Primeiro Pico de Força (PPF) está relacionado à fase de recepção do pé no solo e ocorre durante o período de resposta à carga. Neste período o centro de gravidade reduz a altura, em uma ação que adiciona o efeito da aceleração ao corpo, com carga máxima de 110% do peso corporal (Figura II.1). O pico mínimo (vale) ocorre no período de apoio simples e é gerado pela elevação do centro de gravidade, com o corpo deslocando para frente sobre o pé estacionário. Este vale é acentuado pelo balanço da perna contralateral, o qual tenta a reduzir a carga da perna de apoio. O Segundo Pico de Força (SPF) reflete a propulsão do membro, o qual ocorre no final do apoio. A ação dos plantiflexores eleva o valor do SPF novamente acima do peso corporal. Novamente, esse período indica redução da altura do centro de gravidade do corpo (WINTER, 1991; PERRY, 1992; NIGG e HERZOG, 1994).

A magnitude da força vertical é alterada em função da velocidade de deslocamento (WINTER, 1991; PERRY, 1992; ZHANG *et al.*, 2005). À medida que a velocidade diminui, o momento se reduz e, portanto, a aceleração vertical também

reduz, com correspondente diminuição nos dois picos e do vale, que tendem a um platô sem picos com valores próximos ao peso corporal (PERRY, 1992). Ao contrário, o aumento da velocidade da marcha induz elevados valores de picos e redução do vale. Desta forma, há diferentes padrões de força vertical para diferentes velocidades (WINTER, 1991).

Essas ações podem ser explicadas matematicamente por duas equações que descrevem o equilíbrio das forças (PERRY, 1992):

$$F - w = Ma \quad (\text{II.1})$$

$$w = Mg \quad (\text{II.2})$$

onde F é o componente vertical da FRS medido pela plataforma de força, w é o peso corporal, M a massa corporal, g a aceleração da gravidade e a a aceleração vertical. A combinação das duas equações é representada por:

$$F = M(g + a) \quad (\text{II.3})$$

sendo M e g constantes, a FRS é função da aceleração vertical. Quando $a = 0$, a força é igual ao peso corporal. Se $a > 0$, a força aumenta e, igualmente, se $a < 0$ a força se reduz para valores abaixo do peso corporal. Portanto, a força vertical acima ou abaixo da linha do peso corporal é devida às respectivas acelerações positivas e negativas (PERRY, 1992).

O componente médio-lateral representa as forças atuantes e relacionadas aos movimentos de pronação e supinação do pé. Na marcha normal, esse componente apresenta os menores valores de força, quando comparado às demais, atingindo no máximo 10% do peso corporal. O seu valor mais negativo relaciona-se ao pico de pronação do pé, o qual ocorre na fase de resposta à carga, e corresponde a 5 % do peso corporal (PERRY, 1992). A fase em que os valores são positivos relaciona-se à força de supinação, que ocorre durante o apoio terminal. O pico de pronação é intenso em uma série de modalidades esportivas, sendo uma possível causa de lesões por sobrecarga (AMADIO, 1996).

O componente de força ântero-posterior apresenta magnitudes intermediárias às demais. Este componente atua anteriormente sobre o pé por um período de tempo muito breve no contato inicial. A magnitude dessa força diminui até zero por volta da metade do apoio. Segundo PERRY (1992), esta força provavelmente reflete a retração dinâmica do membro para promover a estabilidade durante a aceitação do peso. Quando a força começa a atuar anteriormente sobre o pé, esta atinge um máximo de até 13% do peso corporal durante a impulsão no final da resposta à carga.

A medida da FRS pode ser aplicada para avaliação de movimentos normais e patológicos (KOOZEKANANI *et al.*, 1987; GIAKAS e BALZOPoulos, 1997). A FRS tem sido estudada para determinar o padrão do movimento da marcha (WINTER, 1991; CROWE *et al.*, 1995; BERTANI *et al.*, 1999) e equilíbrio durante o movimento (GIAKAS e BALZOPoulos, 1997). Segundo WHITE *et al.* (1999) a avaliação clínica da FRS pode ser usada com confiabilidade para indicar mudanças na marcha de pacientes devido a intervenções clínicas, porém técnicas estatísticas avançadas são necessárias para analisar todo o sinal.

II. 2. Fratura Óssea no Membro Inferior

O osso é um material altamente adaptável, muito sensível ao desuso, imobilização ou atividade vigorosa. O tecido ósseo consegue se auto-reparar, além de alterar suas propriedades e configurações em resposta à demanda mecânica. Em 1870, Wolff (*apud* FONSECA, 1984) não somente discute em detalhes a arquitetura interna de alguns ossos, como também mostra suas transformações internas e externas, devidas a mudanças nas condições de carga e a processos patológicos. Essa transformação é um fenômeno reversível, fato este definitivo para a ortopedia, clareando mecanismos de correção das deformidades ósseas (FONSECA, 1984).

Segundo NETO (1996), a perda da capacidade do osso em transmitir normalmente a carga durante o movimento, sob o ponto de vista mecânico, por perda da integridade estrutural, constitui a definição da fratura. ROCKWOOD *et al.* (1994) afirmam que a maioria das fraturas ocorre como resultado de um episódio único causado por uma força suficientemente poderosa para que o osso perca sua integridade estrutural normal. O tempo necessário de recuperação é diretamente proporcional ao volume total do tecido danificado e à extensão da lesão.

A fratura óssea pode ser causada por trauma, degeneração, fadiga ou doença. A maioria dessas lesões resulta de uma combinação de diversos fatores que podem ocorrer simultaneamente (ROCKWOOD *et al.*, 1994; HAMILL e KNUTZEN, 1999). A lesão óssea é decorrente de uma sobrecarga mecânica, com interrupção da integridade estrutural do tecido. Em jovens adultos, a maioria das fraturas de membro inferior é causada por acidentes graves, principalmente em colisões de veículos motores, o que resulta em múltiplos ferimentos, com comum comprometimento dos membros inferiores (ADILI *et al.*, 1999).

Um dos principais efeitos deletérios da fratura é o período de imobilização a que o paciente é submetido, com consideráveis prejuízos como perda significativa de massa muscular, diminuição da força e da efetividade dos movimentos (ANDREWS *et al.*, 2000). OGAWA *et al.* (2008) observaram atrofia muscular significativa um mês após fratura de quadril em idosos tanto no lado afetado como no não afetado. Esses resultados indicam que os músculos ficam atrofícos bilateralmente com a fratura. Segundo CANNADA e JONES (2006), as fraturas de membro inferior estão ainda associadas a um considerável estresse psicológico devido à perda de mobilidade.

O déficit na marcha é a principal consequência do trauma nos membros inferiores. Desta forma, a reabilitação da marcha torna-se o principal requisito durante o tratamento (REIS, 1998; CANNADA e JONES, 2006). A fisioterapia engloba procedimentos terapêuticos que visam a alcançar a reabilitação funcional. Para isso, novos métodos de tratamento vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de proporcionar o retorno mais rápido e eficaz desses pacientes às suas atividades funcionais. Neste contexto, a esteira instrumentalizada com plataformas de força pode favorecer o processo de reabilitação (DIERICK *et al.*, 2004). Dentre suas vantagens, cita-se o controle de parâmetros como o tempo de permanência na esteira, inclinação da superfície e distância percorrida, além de possibilitar a monitoração de variáveis cinéticas e espaço-temporais da marcha. Estas informações favorecem diretamente o controle da progressão da sobrecarga imposta durante o treino da marcha. Outra característica favorável ao uso da esteira na reabilitação da marcha é o fornecimento de um circuito espinal locomotor favorecido pela repetição do movimento (VAN DE CROMMERT *et al.*, 1998).

II.3. Síndrome de Parkinson

A Síndrome de Parkinson (SP) é uma condição neurológica crônica que afeta a habilidade de realizar tarefas motoras, principalmente movimentos complexos (MORRIS *et al.*, 1999). Esta é uma desordem neurodegenerativa caracterizada por bradicinesia, rigidez muscular, tremor e instabilidade postural (HALLIDAY *et al.*, 1998; LOZANO, 2002; NYHOLM, 2006).

Uma extensiva e progressiva perda de neurônios dopaminérgicos na substância negra é geralmente considerada a causa da SP. Essa perda leva à deficiência de dopamina, que afeta a atividade elétrica dos gânglios da base (LOZANO, 2002). Geralmente a SP é associada ao envelhecimento, embora existam casos de início precoce, aos 20 anos de idade (NYHOLM, 2006).

A consequência dessa síndrome é a alteração da função motora (NYHOLM, 2006), a qual progressivamente afeta a mobilidade e independência do paciente (URQUHART *et al.*, 1999). Desta forma, alterações na marcha são comumente observadas em sujeitos com SP (MORRIS *et al.*, 2001). A marcha desses pacientes é marcadamente mais lenta, sendo causada por diminuição na habilidade de desenvolver passos longos (URQUHART *et al.*, 1999; MORRIS *et al.*, 1999; POHL *et al.*, 2003). Essa redução é freqüentemente acompanhada por menor velocidade da marcha e maior tempo de duplo-apoio, devido à hipocinesia (URQUHART *et al.*, 1999; MORRIS *et al.*, 2001). Neste sentido, SOFUWA *et al.* (2005) compararam os parâmetros da marcha de pacientes com SP com um grupo controle de sujeitos idosos e observaram redução no comprimento do passo e na velocidade da marcha nos pacientes, além de redução da amplitude de plantiflexão (em 50% a 60% do ciclo da marcha).

POHL *et al.* (2003) encontraram aumento no período de duplo apoio após o treinamento da marcha em esteira de pacientes com SP. Após o tratamento, os parâmetros da FRS não apresentaram mudanças significativas, quando comparados a um grupo controle. Outros autores, entretanto, verificaram redução no SPF da FRS em pacientes com SP (KOOZEKANANI *et al.*, 1987; MORRIS *et al.*, 1999; SOFUWA *et al.*, 2005).

O padrão de marcha com arrasto dos pés no solo é característicos de pacientes com SP, este padrão é manifestado com um aumento no tempo de duplo apoio por instabilidade postural. A menor velocidade do movimento pode representar uma forma de diminuir a magnitude das forças de desestabilização, particularmente pela redução da

perturbação do centro de massa durante a impulsão, com diminuição do risco de queda (MORRIS *et al.*, 1999). Pacientes com SP podem apresentar episódios de bloqueio motor, especialmente quando iniciam a marcha, mostrado pelo aumento no tempo de preparação para o movimento (HAUSDORFF *et al.*, 2003).

O tratamento de pacientes com SP é primariamente farmacológico (RODRIGUEZ-OROZ *et al.*, 2005). A administração de medicamento como levodopa, bromocriptina e apomorfina podem produzir aumento na velocidade e amplitude do movimento, por impulsionar a produção de dopamina nos neurônios restantes do SNC (MORRIS *et al.*, 1999). Apesar do uso de medicação, a velocidade da marcha é inferior à de sujeitos normais da mesma faixa etária (MORRIS *et al.*, 2001). Embora a levodopa seja efetiva no tratamento de pacientes em estágios iniciais da SP, a aplicação do tratamento por longos períodos resulta em flutuação motora e discinesias (MORRIS *et al.*, 2001; LIU *et al.*, 2005).

A levodopa e os agonistas da dopamina promovem tratamento adequado no controle dos sintomas da doença de Parkinson nos primeiros 5 a 10 anos de terapia (RODRIGUEZ-OROZ *et al.*, 2005). A longo prazo, a resposta à levodopa diminui e, após alguns anos de tratamento, o desempenho motor do paciente é correlacionado a flutuações na concentração do medicamento no plasma e a discinesias (URQUHART *et al.*, 1999; RODRIGUEZ-OROZ *et al.*, 2005; NYHOLM, 2006). A absorção da levodopa no intestino depende do esvaziamento gástrico, o qual pode ser erradicado ou lento em pacientes com SP avançada (NYHOLM, 2006).

Outra consequência em estágios avançados da doença é o fenômeno *on-off*. Este fenômeno descreve um padrão clínico em que o paciente apresenta os efeitos do medicamento (*on*) até um momento indeterminado em que a medicação para de agir, levando ao estado de imobilidade (*off*). Este fenômeno é imprevisível, incapacitante e difícil de gerenciar com medicamento convencional (RODRIGUEZ-OROZ *et al.*, 2005; NYHOLM, 2006). Essas complicações resultam em déficits que não podem ser satisfatoriamente controlados por terapia médica na maioria dos pacientes (THE DEEP-BRAIN STIMULATION FOR PARKINSON'S DISEASE STUDY GROUP, 2001).

II.3.1. Estimulação Cerebral Profunda

Desde a introdução da levodopa no final dos anos 60, o tratamento da SP tem tido grandes progressos. Portanto, intervenções cirúrgicas, as quais eram as únicas

opções de tratamento até então, foram abandonadas devido aos riscos associados. Entretanto, nos últimos anos, procedimentos cirúrgicos têm ganhado novamente mais interesse com a introdução de estimulação de alta frequência dos gânglios basais.

A estimulação cerebral profunda (ECP) tem poucos efeitos colaterais, é reversível e constitui um procedimento seguro (LUBIK *et al.*, 2006), tendo possibilitado a redução do uso de medicamentos (LOPIANO *et al.*, 2001; VESPER *et al.*, 2002; VINGERHOETS *et al.*, 2002). O principal objetivo desta cirurgia é diminuir a influência patológica anormal da atividade neural nos núcleos subtânicos (NST) ou globo pálido (GPi), a qual caracteriza o estado parkinsoniano (VINGERHOETS *et al.*, 2002). Vários estudos têm demonstrado que a ECP do NST (ECP-NST) está associada a melhores benefícios, com maior redução de medicação anti-parkinsoniana do que a ECP do GPi (THE DEEP-BRAIN STIMULATION FOR PARKINSON'S DISEASE STUDY GROUP, 2001; VESPER *et al.*, 2002; NYHOLM, 2006)

Em pacientes com SP, a ECP-NST melhora a discinesia contralateral, além dos sintomas da doença (LOPIANO *et al.*, 2001; THE DEEP-BRAIN STIMULATION FOR PARKINSON'S DISEASE STUDY GROUP, 2001). A ECP-NST também melhora o tremor, bradicinesia e rigidez, além da melhora importante nos movimentos involuntários (LOPIANO *et al.*, 2001; VINGERHOETS *et al.*, 2002). Porém, a eficácia do tratamento em pacientes com SP é dependente da localização correta dos eletrodos (VINGERHOETS *et al.*, 2002).

Embora os benefícios de curto prazo sejam bem documentados, os resultados em longo prazo do procedimento são desconhecidos (KRACK *et al.*, 2003). Autores como VESPER *et al.* (2002) THOBOIS *et al.* (2002) e DAVIS *et al.* (2006) realizaram acompanhamento clínico com o índice de *Unified Parkinson Disease Rating Scale* (UPDRS) em pacientes por um período de 12 meses após a cirurgia (Tabela II.1). Quanto menor esse índice melhor é a habilidade motora do paciente. Os autores observaram redução nos sintomas parkinsonianos, na flutuação motora, nas discinesias e na dose medicamentosa.

VINGERHOETS *et al.*, (2002) e HERZOG *et al.* (2003) estudaram os efeitos da ECP-NST por dois anos (Tabela II.1) e verificaram que os benefícios foram sustentados por esse período, além de uma melhora no índice de UPDRS, principalmente na comparação com os estados de antes da cirurgia e depois de dois anos sem o uso de medicamentos.

Estudos de acompanhamento de quatro anos RODRIGUEZ-OROZ *et al.* (2005), VANDEWALLE *et al.* (2005), SESTINI *et al.* (2005), OSTERGAARD e SUNDE (2006), RODRIGUEZ-OROZ *et al.* (2006) e de cinco anos KRACK *et al.* (2003) e SCHUPBACH *et al.* (2005) foram encontrados (Tabela II.1). Em geral, os autores observaram que os benefícios antiparkinsonianos da ECP-NTS persistiram, particularmente em testes com estimulação sem medicação.

Tabela II.1 – Quadro comparativo de diversos estudos de acompanhamento dos pacientes com SP em estado *off* sem medicação e *on* medicação, todos sem o estímulo, utilizando a escala de UPDRS – menores valores significam melhora do paciente

		No. de pacientes	Pré cirurgia	1 ano	2 anos	4 anos	5 anos
VESPER <i>et al.</i> (2002)	off	38	48.3	25.4			
	on		27.7	17.4			
THOBOIS <i>et al.</i> (2002)	off	18	44.9	17.0			
	on		17.9	13.0			
DAVIS <i>et al.</i> (2006)	off	67	38.4	23.4			
	on		22.0	19.1			
VINGERHOETS <i>et al.</i> (2002)	off	20	49.0	25.0	24.3		
	on		26.0	24.0	24.0		
HERZOG <i>et al.</i> (2003)	off	48	44.2	18.7	19.2		
	on		18.7	12.4	12.4		
RODRIGUEZ-OROZ <i>et al.</i> (2005)	off	68	56.7	24.6		28.6	
	on		22.8	15.9		20.3	
VANDEWALLE <i>et al.</i> (2005)	off	20	42.3			24.2	
	on		18.6			14.4	
SESTINI <i>et al.</i> (2005)	off	10	69.0			41.3	
	on						
OSTERGAARD e SUNDE (2006)	off	22	51.3	18.3		23.0	
	on		23.5	10.7		20.7	
RODRIGUEZ-OROZ <i>et al.</i> (2006)	off	10	48.0	17.0		18.0	
	on		12.0	8.0		10.0	
KRACK <i>et al.</i> (2003)	off	49	55.7	19.0			25.8
	on		14.3	11.4			21.1
SCHUPBACH <i>et al.</i> (2005)	off	49	51.9				26.2
	on		17.8				17.9

Os estudos sobre os efeitos da ECP-NST na marcha dos pacientes com SP têm focado em parâmetros cinemáticos e espaço-temporais (velocidade, tempo de apoio, comprimento do passo, cadência) do movimento. ALLERT *et al.* (2001) observaram uma melhora nos parâmetros espaço-temporais após a cirurgia. LUBIK *et al.* (2006) e FAIST *et al.* (2001) verificaram que a melhora dos parâmetros da marcha decorrente da estimulação é similar aos resultados com o uso somente da levodopa, com aumento na

velocidade e comprimento da passada. FAIST *et al.* (2001), no estudo das variáveis cinemáticas, verificaram aumento da amplitude de movimento das articulações do membro inferior. Em ambos os estudos foi observada melhora significativa quando a ESP-NST foi combinada com medicação. Contudo, XIE *et al.* (2001) e LIU *et al.* (2005) não verificaram melhora significativa com a combinação das terapias. Estes resultados podem ser explicados porque estes autores não controlaram o estado de medicação. KRYSTKOWIAK *et al.* (2003) comparam os resultados com pré- e pós-operatório sem estimulação nas condições com e sem medicamento. Os autores observaram que a ECP-STN melhorou as alterações da marcha, mas os resultados foram diferentes do tratamento apenas com o medicamento.

A análise mais completa da marcha de paciente submetidos à ECP-NST foi realizada por FERRARIN *et al.* (2005). Os autores observaram que a estimulação e o medicamento sozinhos aumentaram a velocidade da marcha, comprimento da passada, amplitude de movimento, além da maior produção de potência nas articulações do tornozelo e quadril. A combinação dos dois tratamentos produziu efeito adicional em todas as variáveis estudadas, o que os autores denominaram de efeito sinérgico dos tratamentos.

CAPÍTULO III

Fundamentos Teóricos

Ao longo desse capítulo serão apresentados os fundamentos teóricos considerados necessários para a compreensão do método de análise de componentes principais (ACP), aplicado neste trabalho à análise do padrão de marcha de sujeitos normais e com diferentes tipos de lesão do membro inferior ou doença que afeta a marcha humana (seção III.1). A área de dispersão dos pontos correspondentes a padrões normais de marcha será utilizada como um primeiro método de separação não linear dos dados. A determinação desta área será descrita na seção III.2. Para determinar a distância dos pacientes em relação ao centróide de dados do grupo normal, será utilizada a distância padrão, apresentada na seção III.3. Para a discriminação dos padrões de marcha serão empregados um método de separação linear, a regressão logística, e um não linear, a rede neural probabilística, cujos fundamentos são descritos na seção III.4.

III.1. Análise de componentes principais

A ACP é possivelmente a mais antiga e conhecida técnica de análise multivariada, introduzida por Pearson em 1901 e desenvolvida de forma independente por Hotelling em 1933 (JOLLIFFE, 2002). Em diferentes problemas da Engenharia Biomédica, a condição clínica de um sujeito ou a caracterização de uma população é dada por um amplo conjunto de medidas ou variáveis, fortemente correlacionadas entre si. O objetivo principal da ACP é reduzir a dimensionalidade do conjunto de dados por meio de combinações lineares das variáveis disponíveis, preservando ao máximo a variabilidade dos dados originais (JOLLIFFE, 2002; PERES-NETO *et al.*, 2005).

Uma interpretação simples do processo de análise consiste em considerar que o conjunto de K variáveis que descreve um determinado fenômeno físico (por exemplo, os dados relativos a um determinado paciente) corresponde às coordenadas de um ponto em um espaço K -dimensional. Neste caso, a ACP corresponde a um processo de deslocamento e rotação do sistema de coordenadas, através do procedimento de remoção da média de todos os pontos disponíveis, seguido da combinação linear das variáveis originais (NADAL, 1991). A primeira variável resultante, ou primeiro componente principal (CP), corresponde à orientação no espaço K -dimensional onde se

encontra a maior dispersão (ou variância) dos dados. O segundo CP é ortogonal ao primeiro, sendo novamente orientado na direção de maior variância dos dados. Prosseguindo-se, esse processo tende a concentrar uma fração significativa da dispersão (ou variância) dos dados em um conjunto limitado de L componentes ortogonais entre si ($L \ll K$), podendo-se então desprezar os demais (CHAU, 2001; SEMMLOW, 2004; JOHNSON e WICHERN, 1988). Assim, esta técnica fornece uma representação parcimoniosa da informação contida nos dados originais usando poucas variáveis, sem um modelo estatístico previamente definido. Adicionalmente, tais variáveis são ortogonais e, portanto, não-correlacionadas, simplificando os procedimentos de análise (JOHNSON e WICHERN, 1988; SEMMLOW, 2004), tal como a identificação de padrões normais e anormais. Entretanto, a combinação linear de um número elevado de diferentes variáveis torna difícil a interpretação da interpretação de cada CP.

Seguindo esta interpretação, a ACP consiste em um problema de sistemas lineares, com a determinação de autovetores e autovalores da matriz de covariância obtida a partir do conjunto de dados disponíveis.

A aplicação da ACP em sinais biológicos segue o mesmo princípio, interpretando-se uma seqüência de K amostras de sinal como um único ponto em um espaço K -dimensional (NADAL, 1991; JOLLIFFE, 2002). Nesse caso, porém, cada CP resultante continuará apresentando uma estrutura temporal, com amostras sucessivas, facilitando a interpretação do que está sendo representado por este componente (JOLLIFFE, 2002).

III.1.1. Autovalor e autovetor

Seja $T : V(K) \rightarrow V(K)$ um operador linear sobre o espaço vetorial K -dimensional $V(K)$. Um escalar $\lambda \in K$ é chamado de autovalor de T , se existe um vetor não-nulo $\vec{v} \in V(K)$, tal que:

$$T(\vec{v}) = \lambda \vec{v} \tag{III.1}$$

Todo vetor $v \in V(K)$ que satisfaça à relação acima é chamado de autovetor de T correspondente ao autovalor λ . O conjunto de todos os autovetores correspondentes ao autovalor λ , indicado por V_k é chamado autoespaço de λ .

Desta forma, resolver a equação vetorial $T(v) = \lambda v$, tornar-se equivalente a resolver a equação matricial $\mathbf{Ax} = \lambda \mathbf{x}$ ou

$$(\mathbf{A} - \lambda \mathbf{I}_K) \mathbf{x} = 0 \quad (\text{III.2})$$

onde \mathbf{A} é uma matriz quadrada de dimensão K , \mathbf{I}_K é a matriz identidade e \mathbf{x} é um autovetor de dimensão K . Assim, achar o autoespaço $V_\lambda = \{v \in V(K) / T(v) = \lambda v\}$ do autovalor λ , é equivalente a achar o conjunto solução do sistema homogêneo III.2 (GONÇALVES e SOUZA, 1977).

As matrizes ortogonais são caracterizadas por:

$$\mathbf{AA}' = \mathbf{A}'\mathbf{A} = \mathbf{I} \quad \text{ou} \quad \mathbf{A}' = \mathbf{A}^{-1} \quad (\text{III.3})$$

Isto implica que o produto dos elementos da matriz deve resultar em $a'_i a_i = 1$ e $a'_i a_j = 0$ para $i \neq j$. Logo, os vetores linha da matriz são normalizados, com magnitude unitária, e mutuamente perpendiculares ou ortogonais entre si. De acordo com a condição $\mathbf{AA}' = \mathbf{I}$, as colunas têm a mesma propriedade. Assim, a matriz quadrada \mathbf{A} tem um autovalor λ , com correspondente autovetor $\mathbf{x} \neq 0$, se $\mathbf{Ax} = \lambda \mathbf{x}$. O vetor \mathbf{x} deve ser normalizado, para que tenha um comprimento unitário $1 = \mathbf{x}' \mathbf{x}$.

Seja \mathbf{A} uma matriz simétrica quadrada ($K \times K$). Então, \mathbf{A} tem K pares de autovalores e autovetores: $\lambda_1, \mathbf{x}_1 \dots \lambda_K, \mathbf{x}_K$. Os autovetores são mutuamente perpendiculares e podem ser escolhidos para satisfazer $1 = \mathbf{x}'_1 \mathbf{x}_1 = \dots = \mathbf{x}'_K \mathbf{x}_K$. Os autovetores são únicos, a menos que dois ou mais autovalores sejam iguais (JOHNSON e WICHERN, 1988).

III.1.2. Obtenção dos componentes principais

Os componentes principais podem ser obtidos por meio da matriz de covariância (\mathbf{S}), ou quando há necessidade de padronizar os dados, devido à alta dispersão ou escalas de valores diferentes, pela matriz de correlação (\mathbf{C}). Os CPs de uma matriz de covariância são as combinações lineares não correlacionadas com maior variância

possível. O autovetor de maior autovalor corresponde ao eixo para o qual os pontos apresentam maior variância, sendo, portanto o primeiro CP.

Seja \mathbf{D} a matriz original de N dados representados por K variáveis, com elementos d_{ij} , $1 \leq i \leq N$, $1 \leq j \leq K$, e \mathbf{S} sua matriz de covariância, dada por.

$$\mathbf{S} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (d_{ij} - \bar{d}_j)(d_{ik} - \bar{d}_k) \quad (\text{III.4})$$

onde \bar{d}_j corresponde ao valor médio da j -ésima variável:

$$\bar{d}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_{i,j}, \quad j = 1, 2, \dots, k \quad (\text{III.5})$$

Uma forma de se obterem os componentes principais é através da decomposição espectral de \mathbf{S} (JOLLIFFE, 2002), que pode ser dada pela decomposição por valores singulares (DVS). Seja a matriz de dados \mathbf{D} , com N observações e K variáveis, pode-se escrever:

$$\mathbf{D} = \mathbf{U}\mathbf{L}\mathbf{X}' \quad (\text{III.6})$$

onde:

- (i) \mathbf{U} , \mathbf{X} são matrizes $(N \times R)$, $(K \times R)$ respectivamente, cada uma das quais tem uma coluna ortonormal $\mathbf{U}'\mathbf{U} = \mathbf{I}_R$, $\mathbf{X}'\mathbf{X} = \mathbf{I}_R$.
- (ii) \mathbf{L} é uma matriz diagonal $(R \times R)$
- (iii) R é a ordem de \mathbf{D}

Para provar este resultado, considere-se a decomposição espectral $\mathbf{D}'\mathbf{D}$.

$$(N-1)\mathbf{S} = \mathbf{D}'\mathbf{D} = \lambda_1 \mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1' + \lambda_2 \mathbf{x}_2 \mathbf{x}_2' + \dots + \lambda_k \mathbf{x}_k \mathbf{x}_k' \quad (\text{III.7})$$

Define-se \mathbf{X} como uma matriz $(K \times R)$ com colunas \mathbf{x}_k e \mathbf{U} com uma matriz $(N \times R)$ cuja k -ésima coluna é

$$\mathbf{u}_k = \lambda_k^{-1/2} \mathbf{D} \mathbf{x}_k, \quad k=1, 2, \dots, R \quad (\text{III.8})$$

e define-se \mathbf{L} como uma matriz diagonal ($R \times R$) com elementos $\lambda_k^{1/2}$. Assim, \mathbf{U} , \mathbf{L} e \mathbf{X} satisfazem as condições (i) e (iii) previamente estabelecidas, tendo-se

$$\mathbf{U} \mathbf{L} \mathbf{X}' = \mathbf{D} \sum_{k=1}^R \mathbf{x}_k \mathbf{x}_k' = \mathbf{D} \quad (\text{III.9})$$

como requerido, porque a matriz ($p \times p$) cuja k ésima coluna é x_k , é ortogonal e portanto, tem linhas ortonormais. A DSV constitui um método computacional eficiente para a obtenção dos CPs.

Ao se obterem as matrizes \mathbf{U} , \mathbf{L} e \mathbf{X} satisfazendo a equação (III. 8), \mathbf{X} e \mathbf{L} conterão os autovetores e a raiz quadrada dos autovalores de $\mathbf{D}'\mathbf{D}$, respectivamente, e \mathbf{U} , os coeficientes dos componentes principais para a matriz de covariância \mathbf{S} . É importante observar que apenas os K primeiros elementos de \mathbf{L} são diferentes de zero.

A forma e a amplitude do autovetor são utilizadas na interpretação física de cada componente principal retido na análise. Pontos máximos e mínimos dos autovetores são usados para interpretar a característica da variação descrita por cada CP (MCKEAN *et al.*, 2007). A presença de altos fatores de carga em um autovetor, dados por valores mais altos em um determinado segmento do vetor, é indicativa de que a variância representada pelo mesmo encontra-se concentrada no respectivo segmento (JOLLIFFE, 2002).

III.1.3. Cálculo dos coeficientes dos componentes principais

A matriz dos coeficientes dos componentes principais (CCP) é dada pela relação (JOLLIFFE, 2002):

$$\mathbf{Z} = \mathbf{E} \mathbf{X} \quad (\text{III.10})$$

onde \mathbf{E} corresponde à matriz com os dados \mathbf{D} , após a remoção das respectivas médias. Os elementos do vetor de coeficientes \mathbf{z}_k relativos a cada observação n ($n = 1, \dots, N$)

medem a contribuição dos respectivos componentes principais para esta observação. Se a observação corresponder a um segmento de sinal de K amostras, esses elementos representam a contribuição de cada componente na reconstituição da forma de onda deste segmento (DELUZIO e ASTEPHEN, 2007). Desta forma, cada padrão temporal, dado por um conjunto de amostras, passa a ser representado por um número limitado de parâmetros, os coeficientes (\mathbf{Z}), que englobam características de todo o padrão, correspondentes a projeções em eixos ortogonais. Sobre estes coeficientes pode-se então aplicar diferentes técnicas de análise e classificação (NADAL, 1991).

III.1.4. Variação explicada pelos componentes principais

Cada autovalor descreve a fração de variância representada pelo componente principal, e quando o método de decomposição do valor singular é empregado, os autovalores são ordenados de forma decrescente, sendo $\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3 \dots > \lambda_K$. Portanto, proporção da variância total explicada (\mathbf{V}) pelo k -ésimo componente principal é:

$$\mathbf{V} = \frac{\lambda_k}{\lambda_1 + \dots + \lambda_k + \dots + \lambda_K} \quad \mathbf{k} = 1, 2, \dots, \mathbf{K} \quad (\text{III.11})$$

Esta propriedade permite avaliar o quanto de informação está se perdendo utilizando-se apenas L CPs, em vez de todos os K componentes, para a análise dos dados. Deste modo, pode-se determinar quantos componentes são realmente significantes e quanto o conjunto de variáveis (ou amostras) pode ser reduzido.

III.1.5. Delimitação do número necessário de componentes principais

O principal objetivo da aplicação da ACP é substituir K elementos de D por um conjunto menor de L CPs, sem perda significativa de informação. O uso de L CPs em que de K variáveis reduz a dimensionalidade do problema quando $L < K$ (JOLLIFFE, 2002). De acordo com PERES-NETO *et al.* (2005) quando o número correto de CPs não é retido para uma análise subsequente, uma fração relevante de informação é perdida (L subestimado) ou ruído é incluído (L superestimado), causando uma distorção no padrão latente de variação/covariação. Determinar o número de CPs corretamente permanece um dos maiores desafios em promover a interpretação

adequada dos dados multivariados (JOLLIFFE, 2002). Uma variedade de regras de parada para estimar o número de CPs tem sido propostas por (JACKSON, 1993; JOLLIFFE, 2002; JACKSON, 2003). No presente estudo foram utilizados dois critérios: o gráfico *scree* e o teste *broken stick*.

III 1.5.1. Gráfico *scree*

O critério gráfico *scree* (*scree graph* ou *scree plot*) é subjetivo e consiste na identificação de um ponto de inflexão na curva que interliga os autovalores em um gráfico em escala normal ou logística. O número considerado adequado de CPs corresponde ao primeiro ponto após a primeira inflexão do gráfico (JOLLIFFE, 2002; JACKSON, 2003).

III 1.5.2. Teste *broken stick*

Este é um teste estatístico que observa as variâncias individuais de cada componente, baseado em autovalores de uma variável aleatória (JACKSON, 2003). Se a variância total (soma de todos os autovalores) de um conjunto de dados multivariados é dividida aleatoriamente entre os vários componentes, a distribuição esperada dos autovalores seguirá a distribuição *broken stick* (JACKSON 1993; PERES-NETO *et al.*, 2005). Valores observados são considerados interpretáveis se os mesmos excedem autovalores gerados pelo modelo dado por:

$$b_k = \frac{1}{L} \sum_{i=k}^L \frac{1}{i} \quad (\text{III.12})$$

onde L é o número de variáveis. Uma forma de decidir a proporção de variância a ser retida é comparar a proporção de b_k com λ_k . Componentes principais que apresentam λ_k maior que b_k são retidos na análise e os demais eliminados (JACKSON, 1993; JOLLIFFE, 2002; JACKSON, 2003; PERES-NETO *et al.*, 2005).

III.2. Delimitação elíptica do grupo controle

Se as variáveis (ou coeficientes dos componentes principais, no presente caso) seguem uma distribuição Gaussiana multivariada, a região correspondente a um determinado padrão (em particular, o padrão de marcha do grupo controle), associada a um intervalo de confiança corresponde a hiperelipsóide (JOLLIFFE, 2002). Quando se utilizam apenas duas variáveis, o contorno de probabilidade constante é dado por uma elipse. Como se tratam de duas variáveis independentes, a aplicação da ACP sobre os respectivos coeficientes constitui uma alternativa melhor que o emprego de regressão linear para determinação dessa elipse (OLIVEIRA *et al.* 1996). Nesse caso bi-dimensional, a ACP define a direção do maior eixo da elipse como sendo o primeiro autovetor, pois esta é a direção de maior dispersão. O segundo autovetor, por sua vez, corresponde à direção do menor eixo, ortogonal ao primeiro (OLIVEIRA *et al.*, 1996; JOLLIFFE, 2002).

Sendo a matriz de covariância

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \sigma_{ii}^2 & \sigma_{ij}^2 \\ \sigma_{ij}^2 & \sigma_{jj}^2 \end{bmatrix} \quad (\text{III.13})$$

então a igualdade:

$$\lambda \mathbf{x} = \mathbf{A} \mathbf{x} = \begin{bmatrix} \sigma_{ii}^2 & \sigma_{ij}^2 \\ \sigma_{ij}^2 & \sigma_{jj}^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ x_j \end{bmatrix} \quad (\text{III.14})$$

apresenta duas soluções não triviais, em que o vetor \mathbf{x} é um autovetor e λ o autovalor correspondente.

Para uma matriz \mathbf{A} (2 x 2), os autovalores podem ser prontamente calculados por:

$$[\mathbf{A} - \lambda \mathbf{I}] \mathbf{x} = 0 \quad (\text{III.15})$$

onde \mathbf{I} é a matriz identidade, resultando (OLIVEIRA *et al.*, 1996):

$$\lambda = \frac{(\sigma_{ii}^2 + \sigma_{jj}^2) \pm \sqrt{(\sigma_{ii}^2 - \sigma_{jj}^2)^2 + 4(\sigma_{ij}^2)}}{2} \quad (\text{III.16})$$

Os componentes i e j dos autovetores são então calculados como

$$x_i = \frac{\sigma_{ij}^2 \cdot x_j}{\lambda - \sigma_{ii}^2} \quad \text{e} \quad x_j = \frac{\sigma_{ij}^2 \cdot x_i}{\lambda - \sigma_{jj}^2} \quad (\text{III.17})$$

e, finalmente, a orientação do maior eixo é dada por:

$$\tan \lambda = \frac{x_j}{x_i} = \frac{\sigma_{ij}^2}{(\lambda^2 - \sigma_{jj}^2)} \quad (\text{III.18})$$

Para incluir 95% das amostras ao longo de cada eixo (nível de significância de 0,05), os comprimentos dos dois eixos da elipse são definidos como 1,96 vezes o desvio padrão na respectiva direção (OLIVEIRA *et al.* 1996).

III.3. Distância Padrão

A distância padrão proposta por FLURY e RIEDWYL (1986) é uma medida que leva em consideração a variabilidade das variáveis (no caso, CCP) para determinar a distância do um ponto ao centro de um conjunto de dados. Este parâmetro corresponde à raiz quadrada da distância de Mahalanobis. A distância padrão enfatiza a distância entre duas observações na direção dos CPs de menor variância e reduz o peso da distância na direção dos CPs com maiores variâncias (JOLLIFFE, 2002). Essa medida representa a distância entre cada observação (o_i) (grupo de pacientes) e o centro da elipse (\bar{m}) (grupo controle) no plano dos CCP normalizados pela variância de cada coeficiente:

$$D_i = [(o_i - \bar{m})' S^{-1} (o_i - \bar{m})]^{1/2} \quad (\text{III.19})$$

onde S^{-1} é a inversa da matriz de covariância do grupo de sujeitos normais e $(\bullet)'$ é a inversa do vetor (\bullet) . Considerando $\bar{m} = (x_0, y_0)$ e cada par de CCP como $o_i = (x_i, y_i)$, a distância padrão pode ser simplificada:

$$D_i = \sqrt{\left(\frac{x_i - x_0}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{y_i - y_0}{\sigma_y}\right)^2} \quad (\text{III.20})$$

onde σ_x e σ_y são os desvios padrões do primeiro e segundo componente, respectivamente.

III.4 Técnicas de classificação

A habilidade da ACP para identificar relações entre as variáveis pela geração de combinações lineares entre as mesmas, pode contribuir substancialmente para reconhecimento de padrões entre os dados (PERES-NETO *et al.*, 2005). Desta forma, os componentes principais são usados em conjunto com outras técnicas estatísticas para classificação dos dados (JOLLIFFE, 2002). No presente estudo, essas técnicas incluem modelos lineares (regressão logística) e não lineares (redes neurais artificiais).

A partir de um conjunto $T = (x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n)$ dos dados x_i com classe conhecida de y_i , a tarefa de classificação consiste em alocar um dado desconhecido x' em uma das classes y' . x_i são geralmente vetores m-dimensionais, cujos componentes são chamados de variáveis independentes ou variáveis de entrada. Os componentes principais podem ser utilizados como variáveis de entrada para modelos de regressão e outras técnicas estatísticas (JOLLIFFE, 2002). Existem duas diferentes abordagens para classificação de dados: a primeira considera somente diferenças dicotômicas entre duas classes dando rótulos de 0 ou 1 para um dado item desconhecido. A segunda leva em consideração o modelo $P(y|x)$, o qual não rotula uma classe para um dado item, mas também a probabilidade do dado ser membro de certa classe. Redes neurais artificiais e árvores de decisão são membros da segunda classe, embora variem consideravelmente

na construção de uma aproximação de $P(y|x)$ de um dado (DREISEITL e OHNO-MACHADO, 2002).

Regras de predição clínicas podem ser desenvolvidas usando um número de técnicas estatísticas que visa auxiliar o diagnóstico e prognóstico (DREISEITL e OHNO-MACHADO, 2002). Para predição de resultados de modelos dicotômicos, a regressão logística tem emergindo como uma técnica estatística de escolha. As redes neurais artificiais (RNA) representam uma nova técnica como alternativa potencial da regressão logística e outras técnicas estatísticas clássicas. Em certas circunstâncias, as RNAs podem representar uma alternativa atrativa sobre a regressão logística como um modelo estatístico em certas circunstâncias (ARANAS *et al.*, 2004). O uso da ACP nos dados reduz as variáveis de entrada dos dois modelos, tornando os modelos rápidos e com maior acurácia.

III.4.1. Regressão Logística

A análise de regressão logística é a técnica mais popular para modelos dicotômicos de variáveis dependentes. Esta regressão tenta prever a probabilidade de uma variável binária dependente (0 ou 1), pertencer ao evento de interesse, como função de uma ou mais variáveis independentes (CHATTERJEE e PRICE, 1991; KLEINBAUM *et al.*, 1998).

A regressão logística também pode ser aplicada para classificar padrões pertencentes a duas classes diferentes (NADAL e BOSSAN, 1993; KLEINBAUM *et al.*, 1998; RENCHER, 1998). Este modelo tem sido usado em estudos biológicos e epidemiológicos, para avaliar a proporção de um dado de resposta binária (CHATTERJEE e PRICE, 1991).

III.4.1.1. Modelo Logístico

Aplicando-se a regressão logística para descrever a relação de várias variáveis predictoras x_1, x_2, \dots, x_k para a variável dependente dicotômica y , a probabilidade de y assumir o valor 1 é dada pela expressão (KLEINBAUM *et al.*, 1998):

$$E[y] = \frac{1}{1 + \exp\left[-\left(\beta_0 + \sum_{k=1}^K \beta_k x_k\right)\right]} \quad (\text{III.21})$$

onde os coeficientes de ajuste β_k podem ser determinados pelo critério de máxima verossimilhança e eventualmente são realizadas inferências estatísticas apropriadas. Esta mesma expressão pode ser reescrita de forma simplificada:

$$f(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}} \quad (\text{III.22})$$

onde $z = \beta_0 + \sum_{k=1}^K \beta_k x_k$. Se a amostra, constituída de N observações, é representativa do problema em estudo, por exemplo, a separação entre marcha normal e patológica, o processo de estimação determina a superfície de separação z que separa as observações em duas classes. O hiperplano de todos os pontos que conduzem a $z = 0$ representa o limiar de decisão entre as duas classes. Assim, o processo de estimação determina uma superfície que separa o padrão em duas classes, uma para $E[y] > 0,5$ e outra para $E[y] < 0,5$ (NADAL e BOSSAN, 1993).

A função $f(z)$ é chamada de função logística e será bem ajustada ao modelo de probabilidade com os valores de $f(z)$ variarem entre 0 a 1 com z variando de $-\infty$ a $+\infty$ (KLEINBAUM *et al.*, 1998).

III.4.1.1.1 Seleção de variáveis

Na análise de regressão múltipla, uma grande dificuldade com os estimadores por mínimos quadrados usuais é o problema da multicolinearidade entre os dados, devido à correlações elevadas entre os subconjuntos de variáveis. Com a existência da multicolinearidade, as variâncias de alguns coeficientes dos estimadores podem se tornar grandes, levando a estimadores instáveis e potencialmente enganosos da equação da regressão (JOLLIFFE, 2002). Em muitas aplicações, não é importante apenas separar duas classes de conjunto de dados, mas também determinar quais variáveis são mais relevantes para obter essa separação. Por outro lado, a remoção de variáveis supérfluas pode levar à maior acurácia do modelo (DREISEITL e OHNO-MACHADO, 2002).

Para o modelo de regressão múltipla, aplicado aos componentes principais, é possível testar a significância estatística dos coeficientes do modelo. Esses testes podem ser usados para construir modelos de forma progressiva (seleção passo a passo ou *stepwise*) (JOLLIFFE, 2002). Os três testes mais comuns são: iniciar com um modelo vazio e adicionar variáveis sucessivamente (seleção para a frente ou *forward*), iniciar com um modelo completo e remover variáveis (seleção recursiva ou *backward*) ou adicionar e remover variáveis (seleção *forward-backward*) (DREISEITL e OHNO-MACHADO, 2002).

III.4.2 Redes Neurais Artificiais

As RNAs empregam métodos computacionais não lineares que simulam a função do cérebro, sendo compostas por uma rede de unidades de processamento ou neurônios artificiais. Um neurônio típico recebe entrada – tanto excitatória quanto inibitória – de outros neurônios. Quando a rede excitatória atinge certo nível, o neurônio dispara, propagando um estímulo através do axônio para muitos outros neurônios, onde este atua como entrada. Através do processo de treinamento, as RNAs podem descobrir relações complexas não lineares entre as variáveis de entrada e as variáveis de saída (ARANA *et al.*, 2004).

As RNAs são frequentemente empregadas para classificar padrões baseados no aprendizado de exemplos anteriores. Diferentes redes empregam diferentes regras de aprendizado, mas todas de alguma maneira determinam padrões estatísticos de um conjunto de amostras de treinamento para classificar um novo padrão com base nessas estatísticas. Métodos como *backpropagation* usam abordagens heurísticas geralmente envolvendo pequenas modificações no sistema de parâmetros que gradualmente melhoram o desempenho do sistema, porém esses métodos demandam muito tempo computacional para treinar a rede. Desta forma, novos métodos, como a rede neural probabilística (RNP), vem sendo investigados (SPECHT, 1990).

III.4.2.1 Rede Neural Probabilística

A RNP é uma rede neural feedforward desenvolvida por SPECHT (1990), em que a resposta de um padrão de entrada é processada de uma camada para a próxima sem realimentação para as camadas anteriores. A RNP apresenta quatro camadas: uma de entrada, duas escondidas (padrão e soma) e uma de saída (Figura III.1).

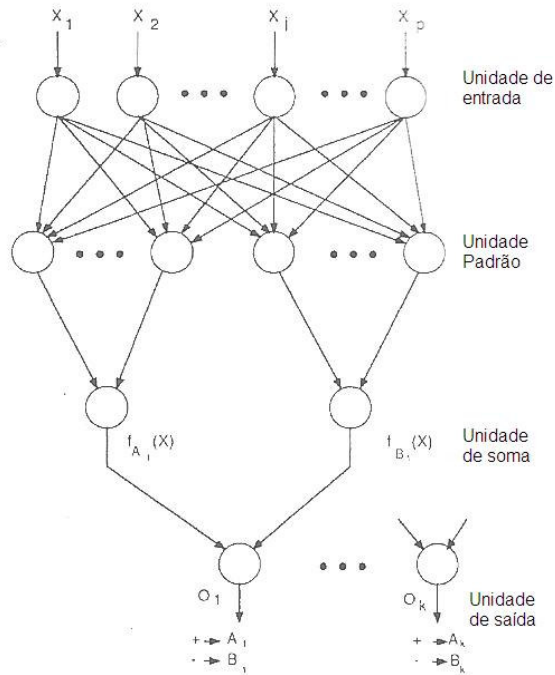


Figura III. 1 – Rede Neural Probabilística (SPECHT, 1990)

As unidades da camada de entrada são meramente unidades de distribuição, que suprem os mesmos valores de entrada para todas as unidades da camada escondida (padrão). O número de elementos na camada de entrada é igual ao número de parâmetros utilizados para descrever os objetos a serem classificados.

Cada unidade da primeira camada escondida, unidade padrão, forma um produto entre o vetor de entrada X e um vetor peso W_i

$$Z_i = X \cdot W_i \quad (\text{III.23})$$

A seguir, realiza uma operação não-linear em Z_i , cujo resultado efetua a ativação da camada de soma. Em vez da função de ativação sigmóide como na *backpropagation*, a operação não linear empregada é Gaussiana:

$$g(Z_i) = \exp \left[-\frac{(W_i - X)(W_i - X)}{2\sigma^2} \right] \quad (\text{III.24})$$

onde σ é o desvio padrão da variável de entrada. A camada escondida essencialmente constitui um classificador Bayesiano, o qual leva em consideração a probabilidade

relativa do evento, a partir da distribuição dos dados de aprendizado, para melhorar a predição (SPECHT e ROMSDAHL, 1994).

A unidade de soma simplesmente soma as entradas da unidade padrão, a qual corresponde à categoria em que o padrão de treinamento foi selecionado. A camada de saída ou de decisão contém neurônios com duas saídas dicotômicas.

De acordo com HAJMEER e BASHEER (2003) a RNP é uma das redes mais poderosas para resolver o problema classificação/discriminação, pois promove uma abordagem ótima em termos de diminuição dos riscos esperados de classificação errada de um objeto.

III.4.3. Avaliação dos modelos

A maioria dos problemas de reconhecimento de padrões envolvendo experimentos com seres humanos apresenta amostra com dimensão reduzida e torna-se necessário ser parcimonioso com o uso dos dados, para obter maior poder de generalização do classificador. Uma maneira utilizada para melhorar a estimativa do erro de classificação, sem diminuir o tamanho da amostra de treinamento, é a validação cruzada. Neste método, a amostra é dividida em V partes (*V-fold cross validation*), mas somente uma das partes é reservada para teste. As outras ($V-1$) partes restantes serão utilizadas no treinamento. Para uma mesma arquitetura, repete-se o treinamento V vezes, alternando-se a parte removida para teste, e o erro de classificação é avaliado pela soma dos erros encontrados em todas as observações.

Uma alternativa ainda mais parcimoniosa de validação cruzada é o deixa-um-de-fora (*Leave-one-out*), em que se assume V igual ao número de observações N , preservando-se apenas uma para a validação. Este método é apropriado para um pequeno conjunto de dados, pois o modelo de classificação se torna mais robusto (PANIGRAHI *et al.*, 2006).

Para um dado conjunto com N observações, uma é aleatoriamente removida, formando um novo conjunto de dados ($N - 1$), utilizado para a obtenção do classificador. A observação excluída é testada usando esse classificador. A seguir é reinserida no grupo e uma próxima observação é retirada. Esse processo é repetido até todas as observações serem deixadas de fora. Assim, o desempenho do classificador pode ser estimado com todas as observações disponíveis.

Este método visa obter um estimador não tendencioso, pois todos os dados disponíveis são usados para o treinamento, aumentando a chance de gerar um classificador mais acurado (NEELY *et al.*, 2001). Segundo RENCHER (1998) este método é determinístico, pois não envolve aleatoriedade da amostra, sendo adequado porque diminui a variância da amostra.

Avaliar o desempenho do modelo é particularmente importante no caso da aplicação em seres humanos, pois é crucial avaliar a capacidade do teste em distinguir entre pessoa com uma doença (verdadeiro positivo) e sem a doença (verdadeiro negativo). Por exemplo, um falso positivo pode conduzir o sujeito a um tratamento desnecessário ou a futuras avaliações, incorrendo em custos para a saúde e em danos psicológicos (HERNANDEZ-CARABALLO *et al.*, 2005). O sucesso de predição de um classificador pode ser avaliado através dos valores de acurácia, sensibilidade e especificidade. A acurácia representa o número correto de sujeitos classificados, verdadeiro positivo (VP) e verdadeiro negativo (VN) dividido pelo total de sujeitos:

$$Acuracia = \left(\frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN} \right) \times 100\% \quad (III.25)$$

onde FP representa falso positivo e FN falso negativo.

A sensibilidade representa a porcentagem de indivíduos com doença classificados corretamente (HERNANDEZ-CARABALLO *et al.*, 2005). Este parâmetro é calculado dividindo o número correto de indivíduos classificados (VP) pelo número total de pacientes do modelo (VP + FN) (SUBASI e ERCELEBI, 2005).

$$Sensibilidade = \left(\frac{VP}{VP + FN} \right) \times 100\% \quad (III.26)$$

A especificidade representa a porcentagem de indivíduos que pertencem ao grupo controle serem classificados corretamente (HERNANDEZ-CARABALLO *et al.*, 2005). Este parâmetro é calculado pela divisão do número de indivíduos do grupo controle classificados corretamente (VN) pelo total de indivíduos pertencentes a esse grupo (VN + FP) (SUBASI e ERCELEBI, 2005).

$$\text{Especificidade} = \left(\frac{VN}{VN + FP} \right) \times 100\% \quad (\text{III.27})$$

CAPÍTULO IV

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA MARCHA

Neste capítulo será apresentada uma revisão de literatura sobre a análise clínica da marcha e suas aplicações na seção IV.1. Uma revisão sobre a utilização da análise de componentes principais em dados de marcha será apresentada na seção IV.2, os modelos utilizados para classificar marcha normal e patológica serão descritos na seção IV.3 e a motivação do estudo na seção IV.4.

IV.1. Avaliação da Marcha

Durante o século XX, a análise marcha foi desenvolvida e usada para suporte a decisões clínicas, avaliação de anormalidades e mudanças associadas a intervenções terapêuticas (SCHÖLLHORN *et al.*, 2002; ROMEI *et al.*, 2004; SCHUTTE *et al.*, 2000). Na última década, sistemas de medidas computadorizados têm sido disponibilizados à pesquisa e aplicação clínica, possibilitando a redução do tempo de aquisição e a melhora na qualidade dos dados; o que tornou a análise da marcha amplamente reconhecida como um elemento central na avaliação e no estabelecimento de plano de tratamento de pacientes com desordens do movimento (WOLF *et al.*, 2006).

Segundo CHESTER *et al.* (2007), a análise clínica da marcha objetiva quantificar e avaliar os mecanismos do movimento, além de identificar desvios do padrão normal. Uma avaliação típica da marcha apresenta grande quantidade de dados, o que dificulta a interpretação dos resultados (DELUZIO e ASTEPHEN, 2007; ROMEI *et al.*, 2004). Desta forma, para facilitar o uso clínico dos dados obtidos, protocolos de processamento dos dados são necessários na produção de poucas medidas significativas que possam ser usadas na interpretação dos resultados (CHESTER *et al.*, 2007). Para uma avaliação precisa dos desvios do movimento normal, ou para avaliar as mudanças resultantes de um tratamento específico, é importante considerar não somente como muda cada parâmetro, mas também interpretar as mudanças com base na fisiologia e na biomecânica, bem como identificar a correlação natural existente entre as variáveis (SCHUTTE *et al.*, 2000; DELUZIO e ASTEPHEN, 2007).

A análise quantitativa da marcha permite a avaliação do movimento, porém a decisão final ainda é comumente subjetiva (BARTON e WALSH, 1997). A interpretação dos gráficos fornecidos envolve a avaliação sistemática de cada tipo de dado, considerando informações corroborativas e conflitantes, enquanto se busca identificar os desvios da marcha normal antes da formulação de um plano de tratamento. O sucesso dessa técnica está limitado à habilidade do clínico em manusear um grande conjunto de dados e pautado na experiência individual em caracterizar uma população de pacientes em particular (WOLF *et al.*, 2006). Segundo LOSLEVER e BARBIER (1998), um dos problemas da análise da marcha é a comparação de resultados, usualmente realizada através da análise qualitativa de gráficos, justificando a necessidade de métodos quantitativos.

Pesquisadores têm usado vários tipos de classificadores para reduzir a dimensionalidade dos dados da marcha, além da extração de informações sobre o padrão de marcha de um indivíduo ou de uma população. A maioria desses classificadores pode ser categorizada em técnicas de parametrização ou técnicas que analisam todo o sinal (CHESTER *et al.*, 2007).

As técnicas de parametrização extraem valores instantâneos de amplitude e tempo das curvas da marcha, usando uma fração de dados (SADEGHI *et al.*, 1997; OLNEY *et al.*, 1998; CHAU, 2001; CHESTER *et al.*, 2007). Este é um dos métodos mais simples e comumente usados para analisar os dados de locomoção (SADEGHI *et al.*, 1997; OLNEY *et al.*, 1998; CHAU, 2001). Diversos autores focam sua atenção em parâmetros (KUHTZ-BUSCHBECK, 1999; POWERS *et al.*, 1999; WEARING *et al.*, 2000, MCCRORY *et al.*, 2001) para caracterização de marcha normal e patológica, com o objetivo de facilitar a análise e interpretação dos dados.

Matematicamente, as variáveis discretas são subconjuntos de variáveis contínuas com menor informação sobre o sinal. SCHÖLLHORN *et al.* (2002) analisaram dados cinéticos e cinemáticos da marcha de 13 mulheres caminhando com diferentes alturas de calçados. Os autores compararam a utilização de seis parâmetros discretos com a análise de dados contínuos através da utilização de mapas de Kohonen. As variáveis discretas foram representadas por um vetor com 21 componentes, e a distância Euclidiana foi adotada para comparação dos resultados. A análise de dados contínuos mostrou melhores resultados que os discretos na identificação das características de marcha de cada sujeito. Segundo CHAU (2001) e DELUZIO e ASTEPHEN (2007), as técnicas de parametrização do sinal são baseadas na seleção subjetiva de parâmetros do sinal, em

que o comportamento temporal do sinal como um todo é menosprezado. Adicionalmente, a identificação de picos e vales em sinais clínicos, como de pacientes, pode ser dificultada pela ocorrência de padrões diferentes daqueles de dados normativos (CHESTER *et al.*, 2007).

Na tentativa de superar a limitação da avaliação manual e subjetiva, diversos métodos computacionais têm sido propostos nos últimos anos, os quais utilizam a informação de todo o sinal. Exemplos destes métodos incluem técnicas como análise de Fourier (TINGLEY *et al.*, 2002), análise de componentes principais (DELUZIO *et al.*, 1997; DELUZIO *et al.*, 1999; ASTEPHEN e DELUZIO, 2005; DELUZIO e ASTEPHEN, 2007), redes neurais e outras técnicas de reconhecimento de padrões (GIOFTSOS e GRIEVE, 1995; LAFUENTE *et al.*, 1997; HAHN *et al.*, 2005; BARTON *et al.*, 2006).

O princípio comum desses métodos é a aplicação da matemática na classificação de dados, ajudando os clínicos na decisão de tratamentos e também na categorização de diagnósticos de diferentes sub-grupos de pacientes (CHAU, 2001; JONES *et al.*, 2006). A principal vantagem do emprego desses métodos é a habilidade em manusear um grande conjunto de dados, visando um instrumento mais objetivo na avaliação de pacientes (WOLF *et al.*, 2006).

IV.2. Análise de Componentes Principais em Dados da Marcha

A ACP tem sido usada como um instrumento para reduzir a informação ou como forma de identificação de parâmetros da marcha (CHAU, 2001; SADEGHI *et al.*, 2002a), visando os objetivos primordiais da análise: detecção e interpretação. O primeiro representa a habilidade de classificar padrões de marcha normal e patológica, e o segundo a habilidade de explicar as diferenças nos dados, fornecendo um significado clínico (DELUZIO *et al.*, 1997). CHESTER *et al.* (2007) afirmam que técnicas de redução de dados auxiliam na melhora da análise clínica da marcha.

Segundo SADEGHI *et al.*, (2002a), embora a descrição do padrão de marcha promova uma descrição do comportamento do membro inferior, na ausência de análise estatística adequada, as interpretações tornam-se extremamente difíceis e confusas. ASTEPHEN e DELUZIO (2005) afirmam que a aplicabilidade e o uso da análise da

marcha como um instrumento clínico têm sido limitados pela ausência de técnicas de análise adequadas para reduzir e interpretar o grande volume de dados correlacionados.

A ACP é um método adequado para análise dos sinais de marcha, pois permite a combinação das muitas variáveis em poucos parâmetros, chamados de componentes principais. Adicionalmente, a experiência clínica pode sugerir interpretações para essas novas variáveis (OLNEY *et al.*, 1998). Os resultados da análise estatística, baseada na análise multidimensional e suas propriedades descritivas, podem ser usados como referência para comparar a marcha de cada sujeito ao padrão de marcha normal e auxiliar o clínico durante a reabilitação (WRIGLEY *et al.*, 2005).

Recentemente, técnicas de análise multivariada como a ACP vêm sendo usadas para facilitar a interpretação dos dados baseados em estimativas da variância nos dados da marcha. Existem diferentes aplicações dos componentes principais para a análise da marcha. Em um primeiro grupo, a ACP é aplicada para redução da dimensionalidade e interpretação dos múltiplos sinais de marcha (DARWISH *et al.*, 1997; OLNEY *et al.*, 1998; SADEGHI *et al.*, 1997; SADEGHI *et al.*, 2000; SADEGHI *et al.*, 2002a; SADEGHI *et al.*, 2002b; HUBLEY-KOZEY *et al.*, 2006; HUBLEY-KOZEY *et al.*, 2008). Outro conjunto de artigos explora a facilidade da ACP para separação entre grupos (YAMAMOTO *et al.*, 1983; DELUZIO *et al.*, 1997; DELUZIO *et al.*, 1999; ASTEPHEN e DELUZIO, 2005; DELUZIO e ASTEPHEN, 2007; ASTEPHEN *et al.*, 2008; MCKEAN *et al.*, 2007; NEWELL *et al.*, 2008). A terceira aplicação é no desenvolvimento de índices de normalidade, com a determinação da proximidade da marcha de um paciente a um conjunto de sujeitos com padrão normal de movimento (SCHUTTE *et al.*, 2000; TINGLE *et al.*, 2002; ROMEI *et al.*, 2004; CHESTER *et al.*, 2007).

DARWISH *et al.*, (1997), estudaram a marcha de 20 crianças com diplegia espástica utilizando três componentes principais (CP). A comparação com dados de crianças normais mostrou um aumento no segundo CP e uma diminuição (menos relevante) no primeiro, na maioria dos casos. As maiores diferenças ocorreram na transição do apoio para a fase de balanço. Tais autores concluíram que a ACP fornece outra dimensão à análise da marcha, podendo identificar estratégias no padrão de geração central da marcha, não observáveis pela análise simples de uma articulação ou medida isolada do comprimento da passada ou da cadência.

OLNEY *et al.* (1998) analisaram a marcha de 31 pacientes com acidente vascular cerebral com o objetivo de mostrar como a ACP pode fornecer subsídios para a

compreensão dos dados de marcha. No total, 74 variáveis foram analisadas, com 34 medidas de cada membro e seis variáveis unilaterais. As variáveis selecionadas foram agrupadas em três categorias: (1) temporais e cinemáticas; (2) momentos; e (3) trabalho e energia mecânica. A matriz de covariância usada na ACP foi normalizada para que as variáveis tivessem média zero e desvio padrão unitário. Os três primeiros CP foram associados, respectivamente, à velocidade, à simetria e à estratégia postural.

Da mesma forma, SADEGHI *et al.* (1997) estudaram 19 homens adultos saudáveis e identificaram o pico de potência mecânica dos músculos e a energia mecânica desenvolvida pelo membro inferior durante a marcha, usando a ACP para identificar quais parâmetros eram relacionados com a propulsão e suporte. Para isso, 48 valores discretos de cada membro inferior foram usados na matriz de covariância. Para cada membro, foram encontrados quatro componentes principais significativos. Diferentemente de OLNEY *et al.* (1998), estes autores não interpretaram cada componente principal. Entretanto, a análise dos fatores de carga acima de 0.6, considerados importantes na determinação da diferença entre os membros inferiores permitiu encontrar uma assimetria funcional, e a maioria dos parâmetros identificados pela ACP foi associada com as articulações do quadril e joelho, sendo tais parâmetros concentrados na fase de impulsão. Segundo CHAU (2001), este trabalho exemplifica um uso criativo dos componentes principais para isolar o parâmetro mais importante do estudo da marcha.

Outro trabalho que analisa a característica da série temporal foi realizado por SADEGHI *et al.* (2000). Neste estudo os autores mostraram como a ACP pode ser usada para detectar a estrutura funcional principal das ações dos flexores e extensores do quadril e determinar um comportamento simétrico entre a potência muscular no quadril direito e esquerdo. Participaram do estudo 20 sujeitos adultos normais. Os quatro primeiros componentes representaram 70% da variação envolvida. Para a interpretação, foram utilizados os fatores de carga dos autovetores superiores a 0.6. O primeiro CP explica a ação do quadril durante o período de apoio simples em ambos os membros inferiores. A propulsão e a preparação do membro foram identificadas com o segundo e o terceiro CP do quadril direito, enquanto a coordenação foi evidenciada pelos respectivos componentes do quadril esquerdo. Segundo o quarto CP, o equilíbrio foi identificado como a principal função dos músculos do membro inferior direito, enquanto para o membro inferior esquerdo, esses músculos tiveram a função de preparação do membro para um novo ciclo. Assim a ACP identificou as quatro

principais contribuições da potencia muscular no plano sagital do quadril direito, constituindo um método hábil para examinar a existência de assimetria funcional entre os membros inferiores.

Continuando essa abordagem, SADEGHI *et al.* (2002a) utilizaram a ACP para detectar a principal estrutura funcional das ações dos flexores e extensores do joelho durante a marcha. A ACP foi aplicada como um método de detecção dos momentos do joelho no plano sagital em 20 sujeitos saudáveis adultos. Apenas os fatores de carga superiores a 0.7 foram considerados. Os três primeiros CP foram escolhidos para interpretação biomecânica, tendo representado mais de 90% da variância. A ACP identificou as três principais contribuições do joelho nos momentos do joelho no plano sagital em três tarefas independentes. O primeiro CP foi responsável pelo controle do equilíbrio e da transferência de peso de um membro para outro, o segundo CP pela impulsão e o terceiro pela absorção de choque e facilitação da progressão do corpo para frente. Os autores verificaram que o uso da ACP demonstrou a contribuição e a importância dos momentos do joelho no plano sagital durante a marcha.

Complementando o estudo anterior, SADEGHI *et al.* (2002b) estudaram a marcha de 20 idosos e 20 adultos normais. A ACP foi aplicada separadamente às curvas de momento do joelho no plano sagital em cada grupo, também utilizando os fatores de carga superiores a 0,7 para interpretação dos CP. Os três primeiros CPs cobriram 80 e 93% da variação da curva em sujeitos idosos e jovens, respectivamente. Nos idosos, o primeiro CP evidenciou o papel dos momentos do joelho durante o período de apoio simples (12-40% do ciclo da marcha), enquanto que nos sujeitos jovens descreveu principalmente a ação do momento do joelho durante todo o apoio: aceitação do peso, apoio simples e o duplo apoio terminal. O segundo CP enfatizou o papel do joelho durante o início do apoio e durante quase toda a oscilação nos idosos, e a informação durante 60 a 100% do ciclo, ou seja, durante a oscilação nos jovens. O terceiro CP explicitou a função do joelho durante o duplo apoio terminal no grupo de idosos, enquanto no grupo de jovens enfatizou a ação no joelho durante o contato inicial. Segundo esses autores, a assimetria funcional pode ser considerada o resultado de diferentes papéis funcionais dos músculos que atuam no joelho nos sujeitos idosos e nos jovens.

HUBLEY-KOZEY *et al.*, (2006) usaram a ACP para quantificar a amplitude e a forma do sinal eletromiográfico entre músculos de um grupo agonista para examinar as diferenças entre a atividade lateral e medial de sete músculos do joelho de 40 sujeitos

com osteoartrose. Os sujeitos foram classificados com osteoartrose leve e moderada. Os três primeiros CCPs foram analisados. As diferenças foram sutis no padrão de ativação dos músculos gastrocnêmico medial e lateral entre os sujeitos com osteoartrose e o grupo controle. Os autores observaram ainda que tanto o quadríceps como os isquiotibiais apresentam maiores vetores de forças nos sujeitos com osteoartrite comparados ao grupo controle.

HUBLEY-KOZEY *et al.*, (2008) estudaram 51 sujeitos com osteoartrose severa uma semana antes da cirurgia de prótese de joelho com o objeto de caracterizar o padrão neuromuscular dos mesmos músculos do joelho do estudo anterior durante a marcha através da ACP. Os quatro componentes principais explicaram 97% da variância. Os autores observaram que existem similaridades no padrão entre os músculos de diferentes grupos que indicam um padrão de co-ativação e um recrutamento diferencial entre os músculos dentro de um mesmo grupamento muscular.

Diferentemente dos trabalhos anteriores, estudos recentes aplicando a ACP nos sinais de marcha têm se concentrado na análise de representações simples e mais convencionais dos dados de marcha. Esta abordagem tem melhorado a interpretação dos resultados dos componentes principais (CHAU, 2001).

O segundo grupo de artigos explora a facilidade da ACP na separação entre grupos. YAMAMOTO *et al.* (1983) avaliaram os sinais de marcha de 211 pacientes com lesão no quadril. Foram selecionadas 10 variáveis de entrada na matriz de covariância para obtenção das componentes principais. Neste estudo, os autores avaliaram os coeficientes dos dois primeiros CPs, formando o que eles chamaram de plano de avaliação da marcha, sendo possível visualizar alterações da marcha devido a idade e lesões de quadril. Tal abordagem permitiu ainda a avaliação da recuperação da marcha após o tratamento. Segundo CHAU (2001), este trabalho se destaca entre as primeiras investigações como uma demonstração sólida da apresentação gráfica e a interpretação clínica da ACP.

DELUZIO *et al.* (1997) analisaram dados cinemáticos e cinéticos do joelho de 29 idosos assintomáticos. Cada medida foi considerada separadamente na aplicação da ACP e toda a série temporal foi considerada para descrever a variação dos sujeitos normais durante todo o ciclo. Três pacientes com osteoartrite foram selecionados para um estudo clínico pré- e pós-artroplastia do joelho. Os coeficientes dos dois primeiros CPs de cada paciente foram comparados aos de sujeitos normais. Usando medida de resíduos os autores quantificaram as diferenças na marcha, localizando desvios do

grupo normal e identificando diferenças pré- e pós-operatórias. Esta aplicação demonstrou a habilidade para analisar toda a série temporal, com retenção das informações temporais.

Estendendo o estudo a uma amostra maior, com 30 idosos normais e 13 pacientes com osteartrose, avaliados pré e pós-artroplastia, DELUZIO *et al.* (1999) utilizaram um parâmetro de marcha para a avaliação cinemática e cinética da marcha com a ACP. Este parâmetro, correspondente ao número de variáveis que apresentaram um padrão normal, foi comparado a uma medida clínica proposta pela *American Knee Society Score* (KSS), apresentado uma forte correlação tanto nas medidas pré- e pós-operatórias, com $r = 0,86$ e $r = 0,73$, respectivamente. Segundo os autores, as diferenças do padrão da marcha detectadas pela ACP tiveram relevância clínica.

O estudo desenvolvido por DELUZIO *et al.* (1997) foi estendido para análise de duas técnicas de análise multivariada: ACP e análise discriminante (ASTEPHEN e DELUZIO, 2005). A amostra foi aumentada para 63 idosos normais e 50 pacientes com osteoartrose, avaliados seis meses antes da cirurgia de artroplastia. Nove medidas de toda a série temporal e oito variáveis discretas foram analisadas. Um conjunto de doze coeficientes permitiu separar o grupo normal do grupo com osteoartrose, com erro de classificação menor que 6%. Desta forma, a inter-relação entre as medidas da marcha e as medidas temporais pode promover um maior entendimento das características mecânicas da osteoartrose.

Em estudo recente, DELUZIO e ASTEPHEN (2007) utilizaram a mesma amostra para determinar a característica biomecânica das medidas de flexão do joelho, momento de flexão e momento de adução. A ACP foi utilizada para redução dos dados, e como um passo preliminar para outras análises para determinar a diferença de padrão entre o grupo normal e dos pacientes com osteoartrose. Essas análises testaram a diferença entre os coeficientes dos grupos e a análise discriminante para quantificar a separação entre os grupos. O diagrama de espalhamento dos dois primeiros coeficientes dos CPs foi usado para a separação dos grupos, sendo observada a separação primariamente na direção do segundo CP. Os dois grupos foram separados com erro de 8%.

ASTEPHEN *et al* (2008) em um estudo mais completo, exploraram a associação entre mudanças biomecânicas e a severidade da osteoartrose do joelho em um esforço para entender o papel das mudanças e os fatores biomecânicos na progressão da doença. Para isso, os autores estudaram três grupos diferentes, os quais incluíram 60 sujeitos

assintomáticos, 60 sujeitos clinicamente diagnosticados com osteoartrose moderada e outro grupo com 61 sujeitos com osteoartrose severa próximos da cirurgia de substituição da articulação por uma prótese. ACP e análise discriminante foram utilizadas para determinar a combinação de mudanças nas variáveis eletromiográficas, cinemáticas e cinéticas do tornozelo, quadril e joelho durante a marcha. Cada variável foi analisada separadamente e os três primeiros CPs foram retidos na análise. Mudanças no padrão cinético do quadril e joelho e na ativação do reto femoral foram importantes na separação entre a marcha de sujeitos assintomáticos e de pacientes com osteoartrite moderada. Diferentemente, mudanças cinemáticas no joelho, quadril e cinéticas do tornozelo e atividade do gastrocnêmio medial foram importantes na discriminação entre pacientes com osteoartrite moderada e severa. O erro de separação entre o grupo assintomático e com osteoartrose moderada foi de 21,7%, entre osteoartrose moderada e severa foi de 19,8% e entre o grupo assintomático e com osteoartrose severa de 6,6%.

MCKEAN *et al.* (2007) utilizaram a ACP para determinar a diferença entre gênero masculino e feminino em pacientes com osteoartrose. Variáveis cinemáticas e cinéticas do quadril, joelho e tornozelo foram calculadas. Toda a série temporal foi utilizada para a obtenção dos componentes principais. Os autores verificaram diferenças entre os quatro primeiros CCPs, além de analisar a forma da curva de cada autovalor. Os autores sugeriram que a osteoartrite do joelho está associada com diferenças nos ângulos de flexão do joelho e momentos no plano sagital, frontal e transversal que não existem em homens.

NEWELL *et al.* (2008) objetivaram analisar os efeitos do momento de adução do joelho para identificar diferenças na marcha de sujeitos normais e com osteoartrose de joelho. A marcha foi analisada em 44 sujeitos do grupo controle e 44 com osteoartrose moderada de joelho utilizando-se três modelos biomecânicos: análise do sistema de coordenada 2D, sistema 3D de coordenadas tibiais e sistema de coordenadas 3D "floating axis". Os autores observaram que a escolha do modelo biomecânico muda a magnitude e a forma do momento de abdução. Diferenças significativas foram encontradas em cada um dos modelos aplicados. Desta forma, os autores sugeriram que é importante especificar o modelo usado para comparar grupos e que a primeira componente principal foi a mais importante na separação dos grupos, sem dependência do tipo de modelo utilizado para cálculo do momento.

Em anos recentes, a ACP vem também sendo utilizada para extração de informações relevantes dos sinais de marcha, dado o interesse de produzir um índice

para se caracterizar a marcha do indivíduo está dentro de um limite de normalidade (TINGLEY *et al.*, 2002). Assim, esta última aplicação da ACP para análise de dados da marcha visa à obtenção de uma medida para a quantificação do desvio de um paciente do grupo normal. SCHUTTE *et al.* (2000), utilizaram os componentes principais para derivar um conjunto de 16 variáveis discretas da marcha. Um índice de normalidade foi definido como a distância quadrática dos dados dos pacientes no sistema de coordenadas não relacionadas (ACP). A marcha de 71 crianças com paralisia cerebral e 24 crianças no grupo controle foram coletadas e o índice foi calculado para cada sujeito. O índice apresentou aumentos em pacientes com a marcha mais acometida, refletindo o desvio da marcha dos pacientes acometidos da média dos sujeitos normais e, portanto, constituindo um parâmetro com potencial para quantificação objetiva da marcha.

ROMEI *et al.* (2004) utilizaram à mesma metodologia do estudo de SCHUTTE *et al.* (2000) para calcular o índice de normalidade. A amostra foi composta por 144 crianças com paralisia cerebral e 12 crianças normais. Neste estudo, porém, os autores consideraram diversos graus de gravidade e utilizaram o teste *t* para verificar a diferença entre os grupos. O índice foi robusto o suficiente para categorizar as patologias e classificar os diferentes graus de lesão, podendo distinguir diagnósticos. Igualmente ao encontrado por SCHUTTE *et al.* (2000) o índice aumentou com a gravidade da lesão. O índice mostrou ser clinicamente aplicável, fácil de usar e, segundo os autores, constitui um instrumento para avaliação e comparação de dados entre diferentes grupos de pesquisas.

SCHUTTE *et al.* (2000) e ROMEI *et al.* (2004) consideraram apenas variáveis discretas no cálculo do índice de normalidade. Porém mais recentemente, TINGLE *et al.* (2002), CHESTER *et al.* (2007) consideraram toda a série temporal de várias variáveis na criação de índice. TINGLE *et al.* (2002) utilizaram toda a curva do plano sagital (flexão do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão) de 174 crianças com idade entre 3 e 7 anos. Para igualar o número de pontos entre cada variável, os autores utilizaram série de Fourier com o mesmo número de coeficientes para cada ciclo, sendo usado seis harmônicos para a análise. Como dados de entrada para cálculo da matriz de covariância, foram utilizados os vetores com os três conjuntos que representam os coeficientes de Fourier (quadril, joelho e tornozelo), descrito para cada criança. A variação da média foi sumarizada por uma medida unidimensional, correspondente à distância quadrática da população média. Esta medida levou em consideração a interação entre as curvas, bem como suas características individuais. Os autores

verificaram que esse índice foi capaz de discriminar padrões de marcha próximos e afastados da média.

CHESTER *et al.* (2007) com o objetivo de estender o índice criado por TINGLE *et al.* (2002), incorporaram dados cinemáticos e cinéticos de múltiplos planos do movimento e desenvolveram um índice unidimensional. A idéia chave por trás desse classificador foi usar a distancia de Mahalanobis para medir a distância quadrática média para correlação das medidas multidimensionais. A efetividade do novo índice foi testada usando dados de crianças normais (N=14) e dados de crianças com hipotonia (N=10). Os autores encontraram que aproximadamente 85% dos dados do grupo controle e 100% do grupo com hipotonia foram classificados corretamente com o índice.

IV.3. Aplicação de classificadores na separação de marcha normal e patológica

A classificação da marcha possibilita ao avaliador a diferenciar padrões em categorias clínicas significativas que auxiliam na decisão de tratamentos e promove uma linguagem comum entre clínicos e pesquisadores. A contribuição clínica torna-se possível quando as variáveis que definem a classificação de grupos podem ser modificadas pela intervenção terapêutica. O termo classificação refere-se ao sistema que permite a alocação do padrão de marcha em grupos diferenciados, baseado em um conjunto de variáveis definidas (DOBSON *et al.*, 2007).

Para facilitar o reconhecimento de padrões durante a marcha técnicas de análise de agrupamentos (WATELAIN *et al.* 2000; MULROY *et al.*, 2003), lógica nebulosa (LOSLEVER *et al.*, 1994; WOLF *et al.*, 2006) e redes neurais artificiais (GIOFTSOS e GRIEVE, 1995; LAFUENTE *et al.*, 1997; BARTON *et al.*, 2006) têm sido aplicadas para classificar padrões normais e patológicos.

WATELAIN *et al.* (2000) encontraram diferenças significativas entre o padrão de marcha de sujeitos jovens dos idosos, empregando análise de agrupamentos. Foram estudados os parâmetros temporais da marcha bem como a potência dos músculos no membro inferior direito. MULROY *et al.* (2003) avaliaram a marcha de 42 sujeitos com acidente vascular cerebral (AVC) pré- e pós-reabilitação, usando a análise de agrupamentos baseada nos parâmetros temporais, espaciais e cinemáticos da marcha.

Diferenças entre força muscular e padrão de ativação durante a marcha foram identificadas entre os grupos.

LOSLEVER *et al.* (1994) procuraram diferenciar padrões de marcha com informações do movimento angular do quadril, joelho e tornozelo, além dos três componentes da força de reação do solo. A análise multidimensional foi dividida em três estágios principais: 1) descrição dos seis sinais de cada membro inferior, analisados em janelas temporais sucessivas; 2) aplicação da ACP para reduzir a excessiva quantidade de dados; 3) análise comparativa das janelas temporais. Para enfatizar as relações lineares e não-lineares, a amplitude do sinal dentro de uma mesma janela foi representada por variáveis *fuzzy* e o resultado analisado através de análise de correspondência múltipla. Segundo os autores, essa análise pode ser usada para mostrar como a reabilitação de um sujeito normal está relacionada com o padrão normal da marcha.

WOLF *et al.*, (2006) apresentaram uma metodologia para avaliação automática do padrão de marcha (Figura IV.1). Métodos matemáticos para a seleção dos dados, cálculo dos parâmetros e avaliação dos resultados foram utilizados e testados em pacientes submetidos ao tratamento de toxina botulínica. A derivação de séries temporais foi utilizada para extração de informação adicional dos dados originais (velocidades). Com a extração de características, obteve-se um conjunto de parâmetros escalares das series temporais. A avaliação do conjunto de características forneceu uma lista dos parâmetros de maior relevância dos dados. O método de classificação foi baseado no método de fuzzy. Esse mesmo procedimento foi realizado pré- e pós-tratamento no conjunto de dados dos pacientes em estudo. Os parâmetros da marcha de maior relevância coincidiram com estudos anteriores baseados na seleção subjetiva de parâmetros. Uma medida de distância foi introduzida para facilitar a quantificação dos desvios da marcha normal e foi usada para avaliação da diferenças no padrão de marcha como um todo, ou com um conjunto de medidas atribuídas a cada articulação separadamente.

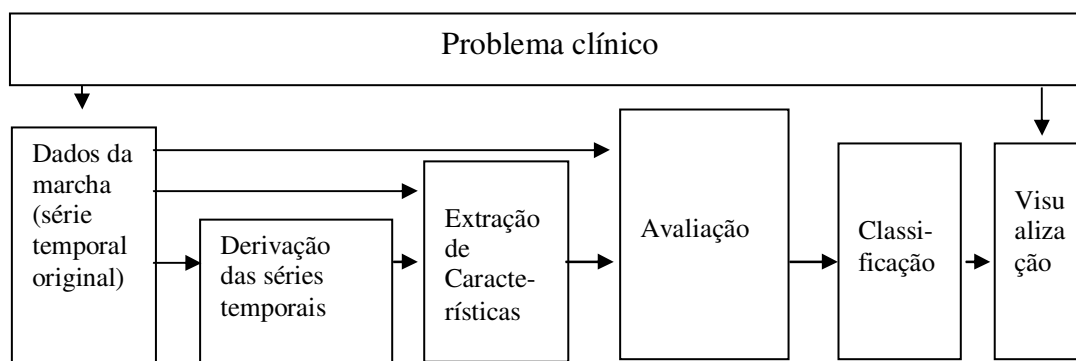


Figura IV.1 – Processo de avaliação computadorizada (Adaptada de WOLF *et al.*, 2006).

JONES *et al.* (2006) utilizaram um método para a classificação da marcha de sujeitos com osteoartrite de joelho. O método aplicado foi a teoria de Dempster-Shafer, que permite avaliar o nível de incerteza e se as variáveis da marcha indicam a lesão ou não. O processo de decisão foi realizado através dos fundamentos da teoria da probabilidade e na teoria de decisão Bayseana, além da inclusão de um gráfico que permitiu a classificação dos sujeitos e a visualização da contribuição de cada variável na classificação. Este método permitiu a identificação de mudanças na função do joelho após a cirurgia de artroplastia e subsequente recuperação. A representação visual habilitou a interpretação clínica dos resultados de forma quantitativa.

As RNAs em dados da marcha foram utilizadas no trabalho de GIOFTSOS e GRIEVE (1995) em que aplicaram RNA e um método estatístico de discriminação linear nos parâmetros temporais da marcha. A duração do duplo apoio e o suporte simples do apoio direito e esquerdo foram medidos em sete velocidades e três condições de marcha. Dados de 10 sujeitos foram usados para treinamento da rede, as quais foram testadas usando dados de outros 10 sujeitos. A RNA apresentou desempenho superior à análise de discriminante linear, sugerindo que a técnica apresenta utilidade na análise da marcha.

LAFUENTE *et al.* (1997) estudaram a marcha em 148 pacientes com artrose no membro inferior e 88 indivíduos controle. Dados da força de reação do solo foram separados por RNA multicamadas e classificadores estatísticos. A RNA foi treinada com dados de 10 sujeitos, obtendo-se taxa de separação de 80%.

BARTON *et al.* (2006) aplicaram RNA do tipo mapa auto-organizável de Kohonen para quantificar os desvios de marcha dos pacientes de um grupo normal. Os dados incluíram ângulos articulares, momentos e potências dos membros inferiores e da

pelve. Os mapas de Kohonen foram obtidos com sinais de marcha normal, de modo a definir padrões abstratos de normalidade. Os dados dos pacientes com problemas na marcha foram então apresentados à rede, permitindo quantificar e qualificar a marcha através do erro de quantização.

HAHN *et al.* (2005) demonstraram a efetividade da RNA em mapear variáveis eletromiográficas e espaço-temporais na medida de estabilidade dinâmica, movimento do centro de massa, durante a marcha em idosos. Os autores utilizaram uma rede do tipo *feed-forward* com 3 camadas e correção *back-propagation*. Encontraram uma acurácia de 89% para mapear a estimativa do controle do equilíbrio durante a marcha, com utilidade clínica para dados eletromiográficos.

IV.4 - Motivação para o estudo

A capacidade da ACP em reduzir a quantidade de dados é bem documentada, porém ainda existe carência na aplicação da classificação entre grupos de pacientes. Desta forma, a ACP para propostas clínicas é menos desenvolvida. Estudos clínicos encontrados na literatura foram apresentados no item IV.5, porém observa-se que a maioria dos estudos utilizam a ACP somente como método de avaliação e poucos estudos ainda continuam utilizando as variáveis obtidas pela ACP na aplicação de outros classificadores. Na literatura foram encontrados estudos que obtiveram índices de normalidade através da ACP (SCHUTTE *et al.*, 2000; TINGLE *et al.*, 2002; ROMEI *et al.*, 2004; CHESTER *et al.*, 2007), sendo que SCHUTTE *et al.* (2000) e ROMEI *et al.* (2004) obtiveram índices de normalidade através de variáveis paramétricas, ou seja, não foram obtidos através de toda a série temporal. Além desses DELUZIO e ASTEPHEN; (2007) e ASTEPHEN *et al.*, (2008) aplicaram análise discriminante com os CPs retidos na análise.

Técnicas multivariadas de redução de dados como a ACP apresentam grande importância na classificação de dados normais e patológicos (CHESTER *et al.*, 2007). De acordo com HERNÁNDEZ-CARABALLO *et al.* (2005) a ACP é apenas um instrumento que deve ser utilizado na análise prévia dos dados com o objetivo de reduzir a dimensionalidade, para remover as informações redundantes do conjunto de dados originais, mas não com proposta de predição. Para avaliação, portanto, faz-se necessário o uso de outras técnicas de reconhecimento de padrões. Porém nenhum

trabalho clínico da marcha com o emprego de classificadores após a aplicação da ACP como a regressão logística ou redes neurais foi encontrado.

CAPÍTULO V

Aplicação do Método em Pacientes com Fratura no Membro Inferior

Esta aplicação visou testar o uso da ACP na discriminação do padrão da componente vertical da FRS entre sujeitos normais e pacientes com fratura no membro inferior, utilizando-se uma esteira instrumentalizada. Os CCPs foram utilizados para o cálculo de uma distância padrão, a qual representa um índice para classificar a FRS como normal e anormal. Adicionalmente, este método foi empregado para avaliar os efeitos do tratamento fisioterapêutico sobre a FRS.

V.1. Materiais e métodos

V. 1. 1. Definição da amostra

Treze sujeitos com fratura unilateral do membro inferior (GF) participaram do estudo (Tabela V.1). Todos os sujeitos apresentaram consolidação da fratura ao controle radiográfico, foram liberados pela equipe médica para realização de apoio total no membro lesado e não realizaram nenhum tipo de tratamento fisioterapêutico até o momento da avaliação. Cinco sujeitos deste grupo foram submetidos a tratamento fisioterapêutico três vezes por semana, por aproximadamente quatro meses. Desta forma, esses sujeitos foram avaliados também após o tratamento (GFA). Cada sessão de tratamento durou uma hora, consistindo de exercícios de alongamento dos isquiotibiais, glúteo máximo, tríceps sural, abdutores e adutores do quadril, seguidos por treinamento de marcha em esteira, fortalecimento muscular, exercícios de equilíbrio, propriocepção e treinamento de marcha no solo. Um grupo controle (GC) formado por 38 sujeitos normais (18 homens e 20 mulheres), com idade média de $23,09 \pm 3,77$ anos, massa corporal média $67,04 \pm 13,66$ kg e altura média de $171,75 \pm 7,99$ m sem lesões neurológicas ou músculo-esqueléticas também participou do estudo. O protocolo foi previamente aprovado pelo comitê de ética local do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos da Universidade do Estado de Santa Catarina.

V.1.2. Análise da marcha e processamento dos sinais

Os sujeitos caminharam em uma esteira instrumentalizada Gaitway® (Kistler Winterthur, Switzerland), com velocidade controlada (4 km/h), usando seus próprios calçados. Após aproximadamente 10 minutos de adaptação, período em que os sujeitos caminharam na esteira em velocidade confortável e auto-selecionada, o componente vertical da força de reação do solo (FRS) foi coletado com frequência de amostragem de 300 Hz durante 10 s. Este período correspondeu a aproximadamente 10 ciclos da marcha em cada tentativa, o qual foi usado para obtenção da curva média da FRS em cada membro inferior. O uso da média é recomendado para reduzir o ruído mecânico da esteira (PAOLINI *et al.*, 2007), além de utilizar a vantagem da análise da marcha em esteira, que corresponde à aquisição de grande conjunto de dados, na obtenção de um padrão representativo da marcha (RILEY *et al.*, 2007). A FRS foi normalizada pelo peso corporal de cada sujeito.

Tabela V.1 – Características do grupo com fratura

Sujeito	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Altura (cm)	Gênero	Localização da Fratura
1	24	102	180	Masculino	Tíbia e Fíbula
2	29	69	171	Masculino	Calcâneo
3	28	61,5	176	Masculino	Tíbia e Fíbula
4	16	99,5	194	Masculino	Tíbia e Fíbula
5	40	110	177	Feminino	Calcâneo
6	34	89	183	Masculino	Calcâneo
7	32	65,6	165	Feminino	Fêmur
8	21	61,8	168	Masculino	Fêmur
9	33	77,2	171	Masculino	Calcâneo
10	28	81,8	180	Masculino	Tíbia
11	58	76,5	159	Feminino	Fêmur
12	43	91,9	170	Masculino	Calcâneo
13	28	89,2	172	Masculino	Tíbia
Média (desvio padrão)	31,85 (10,66)	92,50 (17,9)	174,31 (8,87)		

Para minimizar os efeitos do ruído aleatório, o sinal da FRS foi filtrado com filtro Butterworth passa-baixas de segunda ordem, com frequência de corte em 30 Hz (SADEGHI *et al.*, 2002a). O filtro foi aplicado nos sentidos direto e reverso para evitar desvios de fase. Os sinais foram interpolados e reamostrados com 101 pontos de acordo

com a fase de apoio de cada pé. Assim, 202 amostradas da FRS para a passada completa (lados direito e esquerdo do GC e lesado e não lesado do GF) foram usados na análise.

V.1.3. Análise de componentes principais

Após extrair a média amostral, os dados da FRS foram organizados em uma matriz E (51×202), em que as linhas corresponderam aos sinais de cada sujeito (38 GC e 13 GF). Para calcular a correspondente matriz de covariância S (202×202), os elementos s_{jk} foram dados por (JOLLIFFE, 2002):

$$s_{j,k} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{ik} - \bar{x}_k) \quad (\text{V.1})$$

onde $N = 51$ corresponde ao número de sujeitos e \bar{x}_j e \bar{x}_k aos valores da média amostral das amostras correspondentes j e k .

Os CPs foram obtidos pela solução do sistema linear dado por:

$$Sx_p = \lambda_p x_p \quad (\text{V.2})$$

onde λ corresponde aos 202 autovalores ordenados crescentemente, x aos correspondentes autovetores normalizados e $p = 1, 2, 3, \dots, 202$. O primeiro autovetor com mais alto autovalor corresponde ao primeiro CP. O segundo CP corresponde ao segundo mais alto autovalor e assim sucessivamente. Dois testes foram utilizados para escolher o número relevante de CPs retirados na análise. O primeiro foi o gráfico *scree* usando escala logística dos autovalores (JOLLIFFE, 2002) e o segundo o teste *broken stick*.

Os CCPs constituem uma matriz Z ($N \times P$), onde cada coluna Z_p é obtida por:

$$Z_p = E' x_p \quad (\text{V.3})$$

onde E' é a matriz E após a remoção dos valores médios de cada sujeito. Assim, a matriz Z é composta por coeficientes que medem a contribuição dos CPs para cada sinal no domínio do tempo (DELUZIO e ASTEPHEN, 2007)

V.1.4. Índice de normalidade

A distância padrão (D) foi calculada para medir a distância do padrão da FRS de cada paciente do GF ao conjunto de dados do GC, usando como referência o valor médio dos CCPs do GC. A distância foi calculada com 2 CCPs, além do número de componentes selecionados pelos métodos *scree* e *broken stick*. Esta distância foi calculada para cada sujeito do GC, GF e GFA. Para a classificação do padrão de FRS como normal ou anormal, em cada caso o ponto de corte dos valores de D entre GC e GF foi obtido por regressão logística (MUCULLAGH e NELDER, 1990).

O desempenho dos classificadores foi avaliado pela técnica de validação cruzada deixa-um-de-fora (*leave-one-out*) (BREIMAN *et al.*, 1998). O resultado de cada comparação foi usado para avaliar o desempenho do classificador, pelas métricas acurácia, sensibilidade e especificidade.

V.1.5. Delimitação elíptica do grupo controle

Os dois primeiros CCPs foram considerados para delimitar o GC em uma área elíptica de probabilidade constante, com intervalo de confiança de 95% (JOLLIFFE, 2002). Os dois eixos da elipse foram obtidos pela ACP como proposto por OLIVEIRA *et al.* (1996). Este método foi usado para permitir a interpretação visual do conjunto de dados.

V.1.6. Análise estatística

O teste *Wilcoxon Rank Sum* foi usado para comparar a diferença entre os CCPs retidos na análise do GC e GF. Este teste não paramétrico foi escolhido devido ao pequeno tamanho amostral do GF. O nível de significância usado foi $\alpha = 0.05$.

V.2. Resultados

A análise qualitativa da FRS permitiu a visualização do padrão bimodal típico do GC (Figura V.1a), o qual apresenta dispersão reduzida ao redor dos picos e boa simetria entre os membros inferiores. Em contraste, o GF apresentou um padrão

assimétrico entre os membros lesado e o não lesado (Figura V.1b). A comparação visual com o GC evidenciou redução do segundo pico de força no membro lesado e aumento da taxa de aceitação do peso durante o toque do calcanhar no membro não lesado.

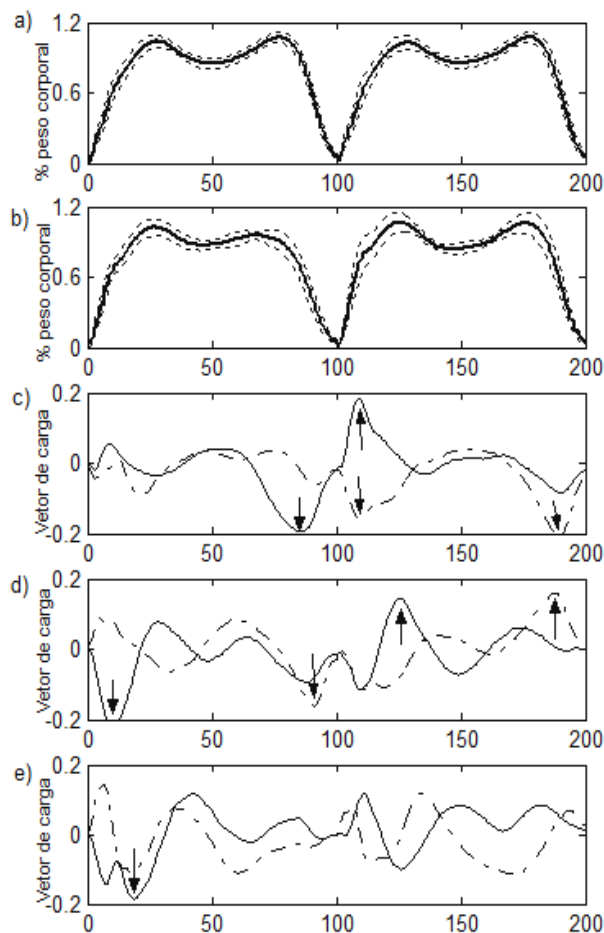


Figura V.1 Média da componente vertical da FRS (linha contínua) \pm 1 desvio padrão (linha pontilhada). a) GC e b) GF; c) Primeiro componente principal (CP) (linha contínua) e Segundo CP (linha pontilhada); d) Terceiro CP (linha contínua) e Quarto CP (linha pontilhada) , e) Quinto CP (linha contínua) e Sexto CP (linha pontilhada) extraídos das curvas de FRS dos 51 sujeitos. No eixo x, os pontos entre 0 a 100 correspondem ao membro direito do GC e afetado do GF e entre 101 a 201 pontos representam o membro esquerdo do GC e não lesado do GF. Os picos locais em cada CP são indicados pelas setas.

O gráfico *scree* indicou que quatro CPs deveriam ser considerados na análise (Figura V.2), os quais retiveram 68,6% da variância total dos dados. O teste *broken stick* indicou que seis CPs, com 81,1% da variância, deveriam ser retidos para a análise.

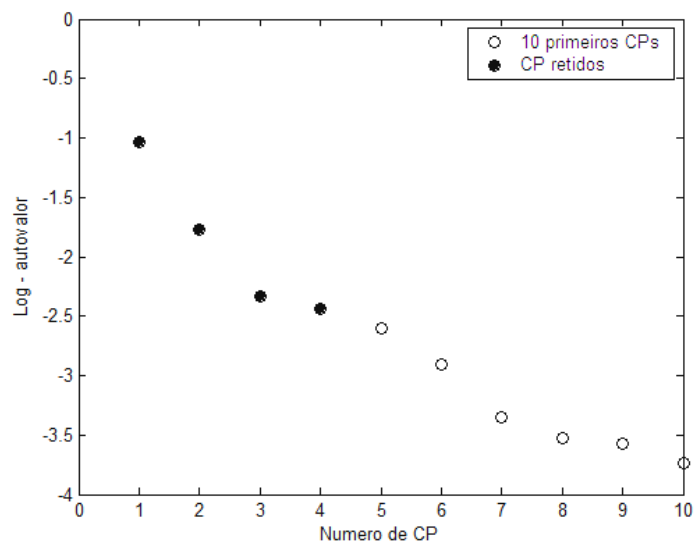


Figura V.2 – Gráfico *scree* dos 10 primeiros CPs aplicados em escala logarítmica dos autovalores. Este critério indicou que quatro CPs (●) deveriam ser considerados na análise, já que a primeira inflexão ocorreu no terceiro CP, sendo recomendada a adição de mais um CP.

Os dois primeiros autovetores representativos de todos os sujeitos são mostrados na Figura (V.1c). O primeiro CP representou 34,4% da variância total dos dados, com maiores fatores de carga no final do apoio no primeiro passo e no início do apoio no segundo (setas verticais), evidenciando as diferenças observadas na FRS. No segundo CP, os maiores fatores de carga situam-se no início e final do apoio no segundo passo, durante os períodos de contato do calcanhar e apoio terminal, respectivamente. O terceiro CP (Figura V.1d) apresentou maiores fatores de carga no início do apoio no primeiro passo e no primeiro pico de força do segundo, enquanto o quarto CP enfatizou mudanças no final do apoio, bilateralmente. Os dois últimos CPs tiveram fatores de carga mais dispersos ao longo do tempo (Figura V.1e), com o quinto CP apresentando um pico pronunciado no início do primeiro passo.

A análise de cada CCP em separado evidenciou diferença estatística entre o GC e o GF somente no primeiro CCP (Tabela V.2). Portanto, a principal separação entre os grupos ocorreu na direção do primeiro CP (Figura V.3a).

Tabela V.2 - Coeficientes médios dos CPs em cada grupo (GC e GF) e o valor de p da diferença entre os grupos.

	GC	GF	p
CCP1	$-0,273 \pm 0,30$	$0,797 \pm 0,53$	$< 0,001$
CCP2	$-0,027 \pm 0,37$	$-0,079 \pm 0,52$	0,103
CCP3	$-0,023 \pm 0,321$	$0,067 \pm 0,283$	0,294
CCP4	$-0,005 \pm 0,263$	$0,015 \pm 0,388$	0,871
CCP5	$0,038 \pm 0,251$	$-0,110 \pm 0,310$	0,163
CCP6	$-0,012 \pm 0,251$	$0,036 \pm 0,178$	0,443

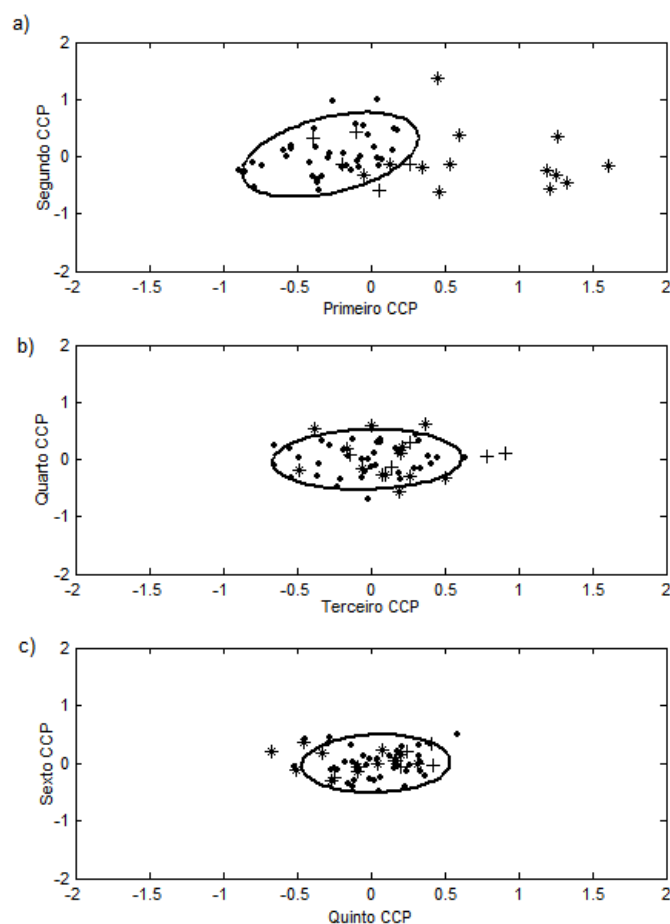


Figura V.3 – diagrama de espalhamento dos dois coeficientes dos componentes principais (CCPs) dos sujeitos do GC (●), GF (*) and GFA (+); a) primeiro e segundo CCPs, b) terceiro e quarto CCPs e c) quinto e sexto CCPs. A área elíptica correspondeu a 95% do intervalo de confiança dos CCPs do GC.

Os desempenhos dos classificadores usando dois, quatro e seis CCPs, indicaram aumento da acurácia e sensibilidade quando mais componentes foram incluídos

(Tabela V.2). A especificidade, entretanto, alcançou 100% com dois e seis CCPs. Em todos os casos os sujeitos 9 e 10 tiveram a menor D, alcançando valores abaixo do ponto de corte (Tabela V.3). O uso dos dois primeiros CCPs permitiu boa visualização da classificação entre os grupos (Figura V.3a).

Os benefícios do tratamento fisioterapêutico foram comprovados pela redução da D no GFA quando comparado aos resultados antes do tratamento (Tabela V.3). A D calculada com quatro e seis CCPs evidenciou que somente o sujeito 1 não alcançou valores de D abaixo do limite de normalidade. O uso de apenas dois CCPs permitiu observar os mesmos efeitos, entretanto com resultados opostos entre os sujeitos 1 e 3.

Tabela V. 3 – Distância padrão do grupo com fratura (GF) e grupo com fratura após o tratamento (GFA) calculados com 2 coeficientes dos componentes principais (CCPs), 4 CCPs e 6 CCPs. O ponto de corte foi o limite de normalidade dado pela regressão logística e o desempenho dos classificadores (sensibilidade, especificidade e acurácia) estimados pela técnica de validação cruzada deixa-um-de-fora (*leave-one-out*).

Sujeitos	2 CCPs		4 CCPs		6 CCPs	
	GF	GFA	GF	GFA	GF	GFA
1	7,20	2,25*	7,71	4,73	7,97	4,81
2	2,61	0,66*	3,59	1,99*	4,75	2,57*
3	3,89	2,60	5,12	3,08*	5,15	3,37*
4	5,77	1,13*	7,89	2,54*	8,27	2,76*
5	3,76	1,12*	4,46	1,32*	6,41	2,29*
6	6,13	N.A	6,91	N.A	7,15	N.A
7	5,34	N.A	5,86	N.A	6,33	N.A
8	3,19	N.A	4,81	N.A	4,85	N.A
9	1,61*	N.A	2,00*	N.A	3,52*	N.A
10	1,74*	N.A	2,46*	N.A	2,47*	N.A
11	6,61	N.A	7,89	N.A	8,71	N.A
12	6,40	N.A	7,02	N.A	7,90	N.A
13	2,94	N.A	3,53	N.A	3,85	N.A
Ponto de corte	2,55		3,17		3,60	
Sensibilidade (%)	69,2		84,6		84,6	
Especificidade (%)	100,0		97,4		100,0	
Acurácia (%)	92,2		94,1		96,1	

* Pacientes dentro do limite de normalidade

V.3. Discussão

A principal vantagem da ACP sobre os métodos clássicos de análise da marcha é o uso de componentes que representam informações sobre toda a série temporal, em vez de focar a análise em picos isolados, como realizado em vários estudos de marcha (MCCRORY *et al.*, 2001; RILEY *et al.*, 2007). Adicionalmente, a ACP permite a descrição das características individuais do movimento pela consideração dos CCPs de cada sujeito (DELUZIO *et al.*, 1997; SADEGHI *et al.*, 19997; DELUZIO *et al.*, 1999). As técnicas paramétricas convencionais ignoram o padrão do movimento, com extração tipicamente subjetiva de variáveis. Tais métodos requerem a identificação de parâmetros determinados *a priori* na FRS, o que é dificultado pela complexidade das curvas anormais (CHESTER e WRIGLY, 2008).

A contribuição relativa da FRS original pode ser quantificada pela comparação das magnitudes de cada autovetor e a distribuição dos fatores de carga ao longo do tempo (ASTEPHEN e DELUZIO, 2005). A habilidade da ACP em identificar relações pela geração de combinações lineares das variáveis mostra tendência da contribuição da variação no reconhecimento de padrões nos dados (PERES-NETO *et al.*, 2005). O primeiro CP apresentou alto fator de carga negativo no final do primeiro passo e positivo no início do segundo (Figura V 1c). A média do primeiro CCP indica que os sujeitos do GF apresentam valores positivos dessa variável, enquanto os sujeitos do GC apresentam valores negativos (Tabela V 2). De acordo com MCKEAN *et al.* (2007), sujeitos com altos valores positivos de CCP apresentam série temporal próxima do máximo descrito por aquele CP, enquanto sujeitos com altos valores negativos de CCP apresentam série temporal perto do mínimo descrito por aquele CP. Para a reconstrução da serie temporal da FRS de cada sujeito é necessário adicionar a média amostral, o que significa que os sujeitos do GF apresentam valores abaixo da média durante o apoio terminal no lado afetado e acima da média durante o contato inicial no membro não lesado (Figura V 1b). Esses resultados sugerem que as principais diferenças entre os grupos estão nestes períodos da marcha. MCCRORY *et al.* (2001) ao estudar a marcha de pacientes com prótese de quadril também verificaram menor valor do componente vertical da FRS no lado lesado. A força reduzida durante o apoio terminal no membro afetado gera déficit no controle do equilíbrio, o que pode ocasionar o aumento no contato inicial no membro contralateral. Este impacto introduz ondas de choque, que se propagam para cima através do esqueleto como um transiente (FOLMAN *et al.*, 2004).

A observação da curva média FRS do GF (Figura V 1b) evidencia tal fato, o qual mostra maior inclinação da curva no início do apoio no membro não afetado. Resultados similares foram também encontrados por MCCRORY *et al.* (2001), indicando que informações relevantes podem estar presentes nos membros lesado e não lesado.

O segundo CP apresentou alto fator de carga no início e no final do segundo passo (Figura V 1c), explicando as diferenças no contato início e na impulsão do membro não afetado. Entretanto, como o segundo CCP isolado não discriminou os grupos, a interpretação de anormalidades torna-se difícil. Adicionalmente os CPs com menor variância são progressivamente mais difíceis de interpretar, pois representam uma fração residual de informação não contida nos primeiros (DELUZIO *et al.*, 1999).

A classificação dos sujeitos com fratura foi primariamente devida ao primeiro CCP (Tabela V. 2, Figura V. 3a), o qual apresentou diferença estatística entre os coeficientes do GC e GF. Como o primeiro CP representa a maior fração de variância, ele tende a evidenciar as diferenças introduzidas na marcha pela lesão (YAMAMOTO *et al.*, 1983; TROJE, 2002). DELUZIO e ASTEPHEN (2007) encontraram separação entre sujeitos normais e pacientes com osteoartrose de joelho na direção do segundo CP, entretanto, estes autores usaram variáveis diferentes para o cálculo da ACP, o que pode justificar tal diferença. Em particular, o emprego de uma FRS média de várias passadas reduz a variação intrínseca do padrão normal, favorecendo a identificação das diferenças promovidas pela lesão.

O número de componentes necessários para representar os sinais de FRS foi diferente nos dois critérios utilizados. Quatro CPs foram considerados no gráfico *scree* e seis no teste *broken stick*. Ambos os CPs foram usados para classificar os grupos, sendo comparados também com os dois primeiros CPs. O desempenho (acurácia) da classificação foi melhor com seis CPs (Tabela V.3), o que resultou em dois erros de classificação (3,9%). TROJE (2002) também observou melhor generalização do modelo com seis componentes para representar o padrão da marcha. O erro de classificação com quatro e dois CPs foi três (5,8%) e quatro (8%) respectivamente.

A área elíptica do grupo controle com os dois primeiros CCPs permitiu a visualização do contorno de normalidade bem como a classificação entre os grupos (Figura V.3a). A inclinação da elipse em direção do primeiro CP evidencia a sua maior contribuição para a classificação. Adicionalmente, este método permitiu a visualização dos efeitos do tratamento no grupo GFA. As áreas calculadas com as combinações entre

o terceiro e o quarto, e entre o quinto e o sexto componente não permitiram uma separação nítida entre os grupos estudados.

Na classificação de sujeitos normais e pacientes com osteoartrose usando apenas os dois primeiros componentes ASTEPHEN e DELUZIO, (2005) e DELUZIO e ASTEPHEN (2007) obtiveram erro de classificação de 6% e 8% respectivamente. Embora no presente estudo, dois CPs tenham explicado apenas 50,8% da variância total, esta análise foi escolhida com o objetivo da visualização bidimensional (JOLLIFFE, 2002). De acordo com DELUZIO e ASTEPHEN (2007) o uso de somente dois CPs foi suficiente para a avaliação quantitativa e a classificação entre os grupos. No presente estudo, os dois primeiros CCPs permitiram descrever a marcha dos sujeitos tanto de forma qualitativa, pela visualização dos coeficientes (Figura V. 3a), como quantitativa, na distância padrão (Tabela V.3). Adicionalmente, esta análise permite comparar sujeitos com várias condições clínicas na mesma escala (YAMAMOTO *et al.*, 1983).

O uso de poucos componentes derivados da FRS foi suficiente para discriminar a marcha anormal, com a vantagem de permitir a análise quantitativa dos efeitos do tratamento fisioterapêutico, representando, assim, um poderoso método com aplicações clínicas. Porém, para melhorar o desempenho da classificação, conjuntos mais representativos de CPs parecem ser necessários. Provavelmente, o desempenho dos classificadores poderia ser melhorado com o acréscimo do número de sujeitos, a aplicação de classificadores não-lineares e a adição de outras variáveis da marcha.

A distância padrão permitiu a avaliação quantitativa do nível de lesão de cada sujeito. De acordo com SCHUTTE *et al.*, (2000) essa distância representa um valor único que reflete a quantidade de desvio de uma marcha patológica da média do grupo normal. Quanto menor o nível do comprometimento na marcha, menor é o valor da distância padrão, com valores se aproximando da marcha do grupo normal. Por exemplo, dois sujeitos do GF que apresentaram lesões mais leves, sujeitos nove e dez, foram classificados dentro dos limites de normalidade (Tabela V 3). De acordo com ROMEI *et al.* (2004) o índice de normalidade é robusto para categorizar patologias e classificar entre lesões leves a moderadas. No presente estudo tal afirmativa não pode ser assegurada, pois foi usado apenas um componente da FRS. Para uma categorização completa é necessário o emprego de outras variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha, as quais podem refletir diferenças no padrão do movimento que não afetam o componente vertical da FRS. ASTEPHEN *et al.* (2008) ressaltam a importância do uso

de diferentes variáveis na análise da marcha para que as alterações durante todo o movimento possam ser analisadas.

A distância padrão também permitiu avaliar os efeitos do tratamento fisioterapêutico, como observado na redução da D em todos os sujeitos do GFA, indicando melhora no padrão de marcha. A ocorrência de dois casos que não alcançaram o ponto de corte é um indicativo de que o tratamento não foi suficiente para recuperação completa da marcha. O sujeito 1, que não atingiu o valor D normal em quatro e seis CPs, apresentou fratura exposta da tíbia e perda parcial da massa muscular do tibial anterior em um acidente. De fato, este sujeito manteve uma limitação da amplitude de movimento do tornozelo após o tratamento, sendo incapaz de realizar a dorsiflexão, movimento importante para a normalização completa da marcha (PERRY, 1992). Mesmo assim, esse sujeito apresentou notável progresso na marcha em termos de FRS, apontado pela redução da D (Tabela V 3).

As diferenças dos valores de D entre o GF e o GFA evidenciam que a ACP é um método poderoso na quantificação dos efeitos do tratamento. Esse índice mostrou-se um instrumento com potencial para avaliação das mudanças quantitativas da marcha devido ao tratamento fisioterapêutico. Autores como SCHUTTE et al. (2000); TINGLE et al. (2002); ROMEI et al. (2004); CHESTER e WRIGLEY (2008) também propuseram um índice de normalidade suficientemente sensível para distinguir marcha anormal. Desta forma, a aplicação da ACP pode ajudar na avaliação nas mudanças de padrões da marcha induzidas por tratamentos (DAFFERTSHOFER *et al.*, 2004; DELUZIO *et al.*, 1999; ASTEPHEN e DELUZIO, 2005).

CAPÍTULO VI

Aplicação do Método em Pacientes com Síndrome de Parkinson

Este capítulo descreve a aplicação da ACP na componente vertical da FRS para a avaliação dos efeitos da estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico (ECP-NST) em pacientes com SP com e sem medicamento através da distância padrão. Adicionalmente, efetuou-se a comparação de dois modelos, sendo um linear, a regressão logística, e outro não linear, a rede neural probabilística, na classificação dos pacientes com SP, além de avaliar os efeitos dos tratamentos aplicados aos pacientes.

VI.1. Materiais e Métodos

VI.1.1. Definição da amostra

Participaram do estudo 15 sujeitos com síndrome de Parkinson (12 homens e 3 mulheres), submetidos à ECP-NST (Tabela VI.1). Um grupo controle (GC) formado por 30 sujeitos (10 homens e 20 mulheres), sem história de doença neurológica, ortopédica ou condição degenerativa que interferisse na marcha ou equilíbrio, foi utilizado como referência. O GC apresentou idade média de $50,1 \pm 7,8$ anos, peso médio $50,52 \pm 8,02$ Kg e altura média de $1,67 \pm 0,09$ m.

Todos os sujeitos assinaram o consentimento informado, conforme o protocolo aprovado pelo Conselho Institucional do Centro Médico da Universidade de Kansas (USA).

VI.1.2. Protocolo experimental

Cada sujeito com SP foi ao laboratório dois dias diferentes para repetir a análise quantitativa da marcha. Durante a primeira visita, o sujeito estava medicado com a dose usual prescrita individualmente (mon) e com o estimulador ligado (son). A análise quantitativa da marcha foi realizada na condição (mon-son). A seguir, o estimulador foi desligado por 30 min e nova análise da marcha realizada sem estimulação (mon-sof).

Em outra data, cada sujeito retornou ao laboratório sem tomar a medicação por no mínimo 12 h (mof) e com o estimulador ligado. Medidas quantitativas da marcha foram realizadas com o estimulador ligado (mof-son). Novamente, o estimulador foi desligado por 30 min e nova análise da marcha (mof-sof) foi conduzida.

O grupo controle (GC) foi submetido ao mesmo protocolo de teste, porém uma única vez.

Tabela VI. 1 – Característica dos sujeitos com síndrome de Parkinson

Sujeito	Gênero	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)	Duração da Doença (anos)	Tempo pós-cirurgia (meses)
1	Masculino	54,4	1,8	123,22	11	14,2
2	Feminino	48,3	1,64	78,37	18	31,9
3	Masculino	51,2	1,82	88,34	18	6,1
4	Feminino	57,1	1,63	77,92	14	9,4
5	Masculino	66,5	1,74	80,63	10	23,0
6	Masculino	41,1	1,75	103,51	11	11,9
7	Masculino	62,5	1,75	91,96	11	6,6
8	Masculino	47,5	1,81	102,83	8	31,6
9	Masculino	67,0	1,76	87,88	6	6,0
10	Masculino	68,8	1,83	100,48	8	24,0
11	Feminino	58,7	1,62	81,03	10	8,0
12	Masculino	46,7	1,73	66,51	20	8,0
13	Masculino	55,4	1,75	115,20	8	15,0
14	Masculino	58,5	1,6	85,72	12	5,0
15	Masculino	49,8	1,76	74,75	17	25,2
Média ±DP	N.A.	55,57 ± 8,25	1,73 ± 0,08	90,56 ± 15,71	12,13 ± 4,31	15,06 ± 9,56

VI.1.3 Protocolo de avaliação da marcha

Duas plataformas de força AMTI (Advanced Mechanical Technology, Watertown, MA, EUA) e um sistema de análise tridimensional OPTOTRAK (Northern Digital, Canadá) foram utilizados para análise da marcha. Doze marcadores foram colocados na pele do retopé, perna, coxa e pélvis dos sujeitos com três marcadores em cada segmento corporal. As plataformas de força foram posicionadas em série, no meio da pista onde foi realizada a coleta. O trajeto de caminhada ficou recoberto por um tapete de 10 m de comprimento para que as plataformas não fossem visualizadas. Os sujeitos praticaram as tentativas da marcha cinco vezes antes de iniciar o experimento.

Cada sujeito caminhou por uma distância de aproximadamente 10 m, passando pela área de aquisição, onde as plataformas estavam posicionadas. As coordenadas tridimensionais de todas as marcas e as forças de reação do solo foram amostradas a uma frequência de aquisição de 100 Hz por 10 segundos.

Os sujeitos caminharam descalço em velocidade auto-selecionada e repetiram o procedimento por cinco tentativas válidas (apoiando um pé em cada plataforma). Neste estudo somente o componente vertical da FRS e a velocidade da marcha foram analisados. Para cada sujeito, a FRS foi normalizada pelo seu respectivo peso corporal. Devido alguns erros durante a coleta de dados alguns sujeitos não tiveram todas as condições avaliadas. Portanto, 13 sujeitos foram avaliados na condição mof-sof, 12 na mof-son, 14 na mon-sof e 11 na mon-son.

A curva de FRS média das cinco tentativas foi filtrada usando filtro Butterworth passa-baixas, com frequência de corte de 30 Hz, aplicado na direção direta e reversa para evitar desvios de fase. Os dados foram interpolados e reamostrados com 101 pontos de acordo com a duração da fase de apoio de cada pé. Assim, 202 amostras da FRS da passada completa (membro inferior direito e esquerdo) foram usadas para realizar a ACP. Para fins de comparação com a análise paramétrica convencional, foram medidos o primeiro e segundo pico de força da FRS do membro direito.

VI.1.4. Análise de Componentes Principais

Após extrair a média amostral, os dados da FRS foram organizados em uma matriz **E** (43x202) com 43 linhas correspondentes aos 30 sujeitos do grupo controle e 13 sujeitos com SP na condição mof-sof.

A ACP foi aplicada à matriz de covariância (**S**) derivada da matriz **E** (JOLLIFFE, 2002). Os CPs foram obtidos pela solução do sistema linear dado por:

$$Sx_p = \lambda_p x_p \quad (\text{VI.1})$$

onde λ são os 202 autovalores classificados em ordem decrescente, **x** os correspondentes autovetores normalizados e $p = 1, 2, 3, \dots, 202$. O teste *broken stick* (JOLLIFFE, 2002; JACKSON, 1993) foi usado como critério para escolha do número de CPs significantes na análise.

Cada coluna da matriz Z_p CCPs - Z ($N \times P$) – foi obtida pelo:

$$Z_p = E' x_p \quad (VI.2)$$

Assim, a matriz Z foi composta pelos coeficientes que medem a contribuição dos CPs a cada série temporal individualmente (DELUZIO e ASTEPHEN, 2007).

VI.1.5. Índice de normalidade

A distância padrão (D) foi calculada para medir a distância da FRS de cada sujeito com SP ao conjunto de dados do GC. O valor médio dos CCPs do GC foi usando como medida central desse parâmetro. Os CPs retidos na análise pelo teste *broken stick* foram utilizados para cálculo dessa distância. Para a classificação do padrão de FRS como normal ou anormal, o ponto de corte dos valores de D entre o GC e os sujeitos com SP na situação mof-sof foi obtido pela regressão logística (MUCULLAGH E NELDER, 1990).

VI.1.6. Delimitação elíptica do grupo controle

Somente os dois primeiros CCPs foram considerados para delimitar o GC em uma área elíptica de probabilidade constante, com intervalo de confiança de 95% (JOLLIFFE, 2002). Os dois eixos da elipse foram obtidos pela ACP como proposto por OLIVEIRA *et al.* (1996). Este método foi usado apenas para a interpretação visual do conjunto de dados.

VI.1.7. Aplicação de classificadores

A regressão logística (RL) e a rede neural probabilística (RNP) foram usadas para classificar os sujeitos como normais ou com SP. Todos os CCPs escolhidos pelo teste *broken stick* foram usados para ajustar uma RL, empregando-se o método de seleção de variáveis passo a passo para frente (*forward stepwise selection*). Apenas as variáveis com contribuição significativa ($p < 0.05$) para a separação dos dados foram utilizadas no modelo da RL, fazendo-se a remoção das variáveis desnecessárias

(JOLLIFFE, 2002; DREISEITL E OHNO-MACHADO, 2002). A RNP foi treinada com todos os CCPs indicados pelo teste *broken stick*, bem como com as mesmas entradas do modelo de RL, para comparação dos desempenhos dos modelos.

Os três modelos foram testados pelo método de validação cruzada deixa-um-de-fora (*leave-one-out*). Os desempenhos dos mesmos foram comparados pelas métricas acurácia, sensibilidade e especificidade.

VI.1.8 Avaliação dos efeitos dos tratamentos

Para obter os resultados dos efeitos dos tratamentos dos pacientes com SP, os CCPs dos sujeitos nas condições de tratamento (mon-sof, mof-son e mon-son) foram calculados. Após o cálculo, os dados foram usados para calcular a distância padrão em relação ao centróide do grupo normal. Além disso, esses dados foram utilizados como entrada da RL e da RNP previamente criadas para classificação do padrão da FRS como normal ou anormal.

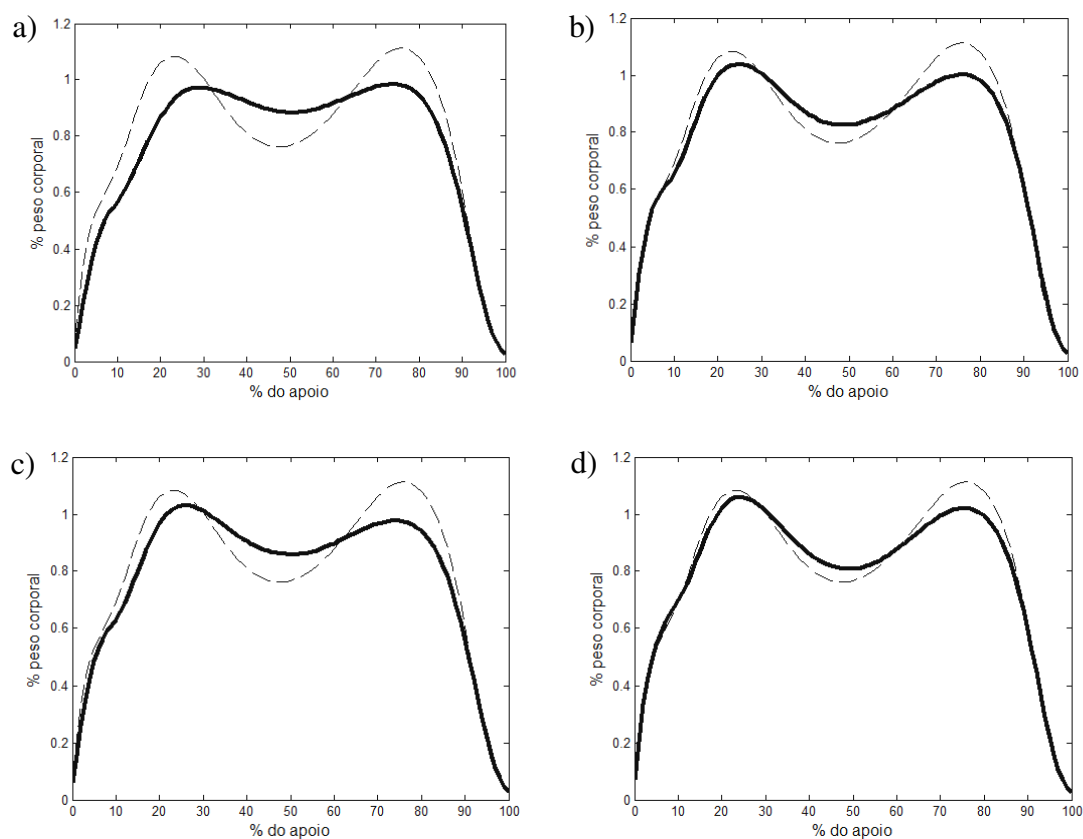
VI.1.9 Análise estatística

O teste ANOVA não paramétrico para medidas repetidas (teste de Friedman) foi aplicado para verificar diferenças na distância padrão, primeiro e segundo pico de força da FRS e da velocidade da marcha nas quatro situações de teste dos sujeitos com SP. A análise *post hoc* foi realizada com o teste de Dunn. O teste *Wilcoxon Rank Sum* foi usado para comparar a diferença entre os CCPs em ambos os grupos (GC e sujeitos com SP na condição mof-sof) retidos na análise. O nível de significância foi fixado em $p = 0.05$.

A seleção das variáveis para a regressão logística foi efetuada utilizando-se o software R versão 2.6.1 (R Development Core Team, 2007). Os testes de Friedman e *post hoc* foram realizados no software SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, USA), o qual permite a ausência de dados. As análises restantes e todo o processamento dos sinais foram realizados no software Matlab 6.5 (The Mathworks, USA).

VI.2. Resultados

A inspeção visual da média da FRS dos sujeitos normais e com SP mostrou menor diferença nos picos de força entre os dois grupos quando o estimulador estava ligado (Figura VI.1b e VI.1d). A menor diferença foi observada na condição mon-son (Figura VI.1d). A média dos valores parametrizados do PPF e SPF aumentou nas condições de tratamento (mon-sof, mof-son, e mon-son), quando comparada à condição sem tratamento (mof-sof), porém nenhuma dessas mudanças foi estatisticamente significativa (Tabela VI.2). A velocidade da marcha, entretanto, aumentou significativamente na condição mon-son, quando comparada à condição sem tratamento (Tabela VI.2).



VI.1 – curva média do componente vertical da força de reação do solo do grupo controle (linha pontilhada) e dos pacientes com síndrome de Parkinson (linha contínua) nas condições: a) mof-sof; b) mof-son; c) mon-sof e d) mon-son.

Tabela VI.2 – Variáveis discretas da componente vertical da FRS e velocidade da marcha.

	SP mof-sof	SP mof-son	SP mon-sof	SP mon-son
PPF (% peso corporal)	1,03 ± 0,63	1,06 ± 0,05	1,05 ± 0,07	1,06 ± 0,07
SPF (% peso corporal)	0,99 ± 0,47	1,01 ± 0,07	1,00 ± 0,05	1,02 ± 0,05
Velocidade * (m/s)	0,67 ± 0,27	0,92 ± 0,20	0,84 ± 0,15	1,01 ± 0,22

*Diferença significativa entre as condições (ANOVA teste de Friedman, $p < 0.0001$), especialmente entre as condições mof-sof e mon-son (Post-hoc Dunn test, $p < 0.05$).

O teste *broken stick* indicou que os seis primeiros CPs deveriam ser considerados na análise, sendo que os mesmos retiveram 91,1 % da variância original dos dados (Figura VI.2). Os dois primeiros autovetores representativos de todos os sujeitos são mostrados na Figura VI.3c. O primeiro CP representou 56% da variância total dos dados (Figura VI.2), com maiores fatores de carga no início do apoio de ambos os membros. O segundo CP, representando 15,27% da variância, apresentou maiores fatores de carga no início e final do apoio, durante a fase de impulsão, bilateralmente. O terceiro CP (Figura VI.1d) apresentou maiores fatores de carga no final do apoio. Os três últimos CPs tiveram fatores de carga mais dispersos ao longo do tempo (Figura VI.3c e VI.3d).

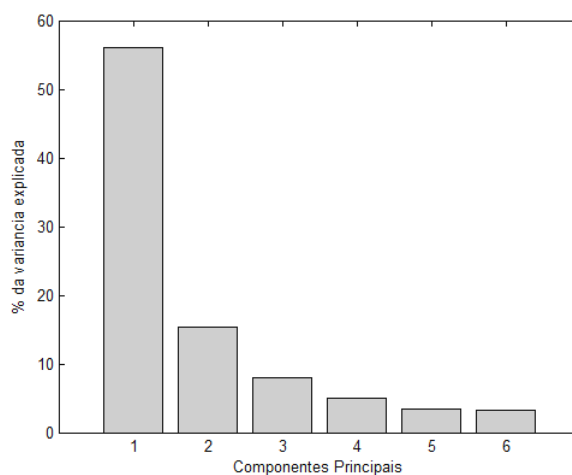


Figura VI.2 – Percentagem de Variância explicada por cada componente.

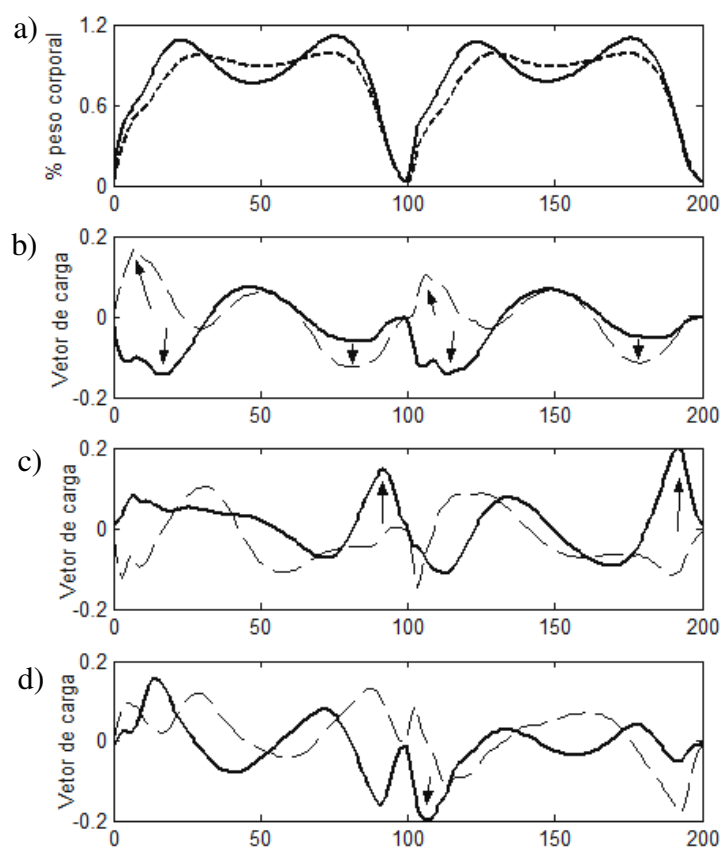


Figura VI. 3 - Média da componente vertical da aFRS a) GC(linha contínua) e pacientes com SP na situação mof-sof (linha pontilhada); b) Primeiro Componente Principal (CP) (linha contínua) e Segundo CP (linha pontilhada); c) Terceiro CP (linha contínua) e Quarto CP (linha pontilhada) e d) Quinto CP (linha contínua) e Sexto CP (linha pontilhada) extraídos das curvas de FRS dos 43 sujeitos. No eixo x, os pontos entre 0 e 100 correspondem ao membro direito e entre 101 e 201 representam o membro esquerdo. Os picos locais em cada CP são indicados pelas setas.

A análise de cada CCP separadamente evidenciou diferença estatística entre os sujeitos do GC e com SP somente no primeiro CCP (Tabela VI. 3), similarmente ao encontrado na aplicação anterior. Portanto, a principal separação entre os grupos ocorreu na direção do primeiro CP (Figura VI.4).

O plano gerado pelos dois primeiros CCPs com 95% do intervalo de confiança promoveu uma separação razoável entre os grupos controle e de pacientes com SP (Figura VI. 4). Estes dois componentes explicaram 71,27% da variação total dos dados, sendo que a separação foi realizada principalmente pelo primeiro CP (Figura VI.4, Tabela VI.3).

Tabela VI. 3 – Coeficientes médios dos CPs em cada grupo (GC e SP na condição mof-sof) e o Valor de p da diferença entre os grupos.

	GC	SP (mof-sof)	P
PC1	$-0,454 \pm 0,55$	$1,047 \pm 0,94$	0,002
PC2	$-0,067 \pm 0,51$	$0,156 \pm 0,48$	0,109
PC3	$-0,076 \pm 0,33$	$0,176 \pm 0,41$	0,093
PC4	$-0,018 \pm 0,28$	$0,041 \pm 0,33$	0,348
PC5	$0,028 \pm 0,21$	$-0,064 \pm 0,30$	0,500
PC6	$0,017 \pm 0,21$	$-0,040 \pm 0,30$	0,588

Os efeitos dos tratamentos podem ser avaliados pela localização dos dois primeiros CCPs dos sujeitos com SP em cada condição de teste. Na situação sem nenhum tratamento (mof-sof), nove sujeitos com SP foram localizados fora do limite de normalidade (Figura VI.4a). Em todas as condições com tratamento, os dados dos sujeitos se moveram em direção à normalidade, principalmente quando o estimulador estava ligado (mof-son e mon-son) (Figuras VI.4b e VI.4d). O melhor resultado foi observado na condição em que os dois tratamentos foram associados (mon-son), com apenas um sujeito dentro da área de normalidade (Figura VI.4d).

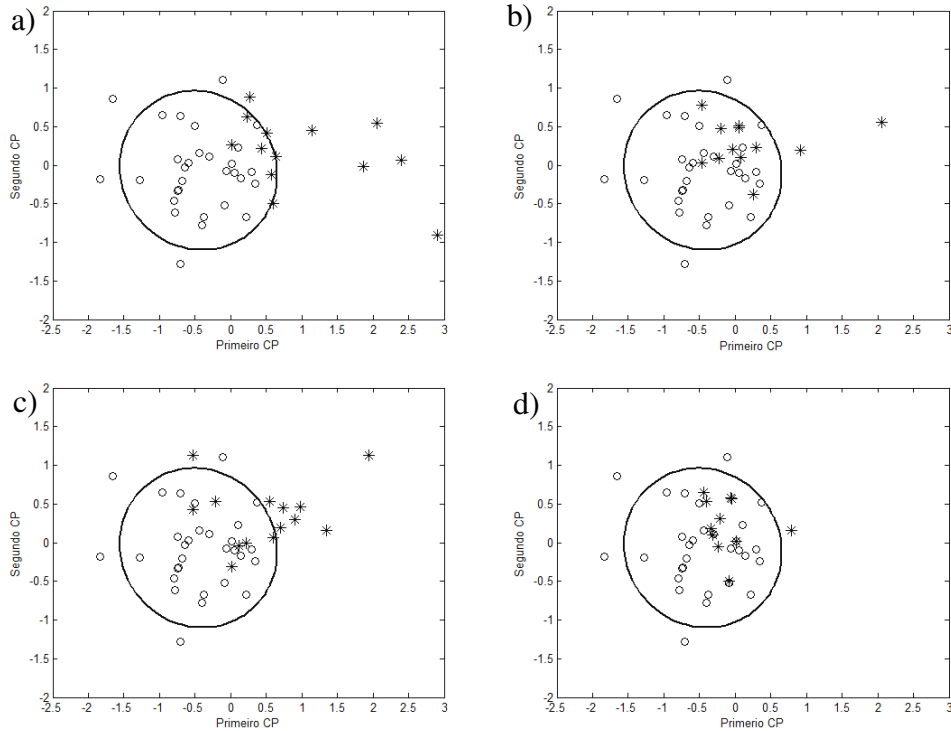


Figura VI.4 - Diagramas de espalhamento, utilizando o primeiro e o segundo componente principal, com o contorno de 95% de intervalo de confiança dos sujeitos normais. (○) grupo controle e (*) pacientes com SP nas condições mof-sof (a), mof-son (b), mon-sof (c) e mon-son (d).

A distância padrão promoveu uma medida quantitativa das mudanças da forma da FRS (Tabela VI.5). Nas condições com estimulação, mof-son e mon-son, essa medida apresentou menores valores, com mais sujeitos classificados como normal. O limite de normalidade determinado pela regressão logística foi de 3,57. Assim, medidas de distância padrão abaixo desse valor foram classificadas como normais. Na condição sem nenhum tratamento (mof-sof), quatro de 13 sujeitos (30,8%) estavam dentro do limite de normalidade, enquanto que esse número aumentou para seis de 12 sujeitos (50%) na condição mof-son e para oito de 11 sujeitos (72,7%) na condição mon-son. O teste de Friedman mostrou diferenças quantitativas entre as condições ($p = 0,015$), enquanto que o teste *post hoc* evidenciou diferença entre as situações sem tratamento (mof-sof) e com medição associado à estimulação (mon-son) (Tabela VI. 5).

Tabela VI. 5 - Distância padrão nas quatro condições de teste

Sujeitos	mof-sof	mof-son	mon-sof	mon-son
1	NA	5,58	6,50	NA
2	NA	NA	3,34	2,68
3	3,31	1,94	3,76	2,88
4	2,57	2,41	3,13	3,50
5	8,11	4,96	5,48	5,08
6	7,49	NA	5,80	NA
7	8,17	5,72	NA	NA
8	6,40	NA	6,55	NA
9	4,65	2,62	3,80	2,83
10	5,92	4,14	4,40	3,81
11	2,20	2,78	2,98	2,69
12	4,69	4,47	5,64	3,42
13	4,66	4,65	4,21	2,11
14	3,16	2,77	2,55	1,85
15	3,68	2,71	3,22	3,68
Média ± DP*	5,00 ± 2,06	3,73 ± 1,33	4,38 ± 1,36	3,14 ± 0,9

*Diferenças significativas entre as diferentes condições de teste (Teste de Friedman, $p = 0.015$), especialmente entre as condições mof-sof e mon-son (Teste *post-hoc* de Dunn, $p < 0.05$). Os valores destacados em negrito estão dentro da área de normalidade. O ponto de corte dado pela regressão logística foi 3,57.

A seleção de variáveis da regressão logística (*forward stepwise*) considerando todas as combinações dos seis CCPs evidenciou contribuição significativa do primeiro ($p < 0,0001$) e do terceiro CCP ($p = 0,034$), além da combinação entre estes dois CCPs ($p < 0,0001$). Portanto, somente o primeiro e o terceiro CCPs foram selecionados como variáveis de entrada no modelo de regressão logística.

O modelo logístico baseado no primeiro e terceiro CCPs apresentou desempenho similar à RNP com os seis primeiros CPPs, com acurácias de 91,0% e 90,7% respectivamente (Tabela VI. 6). A maior sensibilidade foi encontrada na RL, com maior probabilidade de classificar corretamente os sujeitos com SP. O menor desempenho foi observado na RNP com as mesmas variáveis de entrada da RL.

Tabela VI. 6 – Comparações entre os modelos de regressão logística (RL) e rede neural probabilística (RNP)

Classe correta	RL		RNP (seis CPs)		RNP (Variáveis da RL)	
	Classificação		Classificação		Classificação	
	1 (GC)	0 (SP)	1 (GC)	0 (SP)	1 (GC)	0 (SP)
1 (GC)	28 (93.3%)	2 (6.7%)	30 (100%)	0 (0%)	28 (93.3%)	2 (6.7%)
0 (SP)	2 (15.4%)	11 (84.6%)	4 (30.8%)	9 (69.2%)	3 (23.1%)	10 (76.9%)
Acurácia	91,0%		90.7%		88,0%	
Sensibilidade	85,0%		69.2%		77,0%	
Especificidade	93,0%		100%		93,0%	

A aplicação dos três modelos aos sujeitos com SP em diferentes condições de teste permitiu ordenar os efeitos dos tratamentos em uma mesma ordem (Tabela VI. 7). As condições com estimulação (mof-son e mon-son) apresentaram maior número de sujeitos classificados como normal, sugerindo que a ECP-NST apresenta melhores resultados que o uso apenas de medicação, enquanto a combinação da estimulação com medicação produziu o melhor resultado em termos de FRS.

Tabela VI. 7 – Classificação dos pacientes com SP nas condições de tratamento com a regressão logística (RL) e rede neural probabilística (RNP).

	RL		RNP (seis CPs)		RNP (Variáveis da RL)		Total
	Normal	Anormal	Normal	Anormal	Normal	Anormal	
mon-sof	5 (35.7%)	9 (64.3%)	2 (8.3%)	12 (91.7%)	5 (35.7%)	9 (64.3%)	14 (100%)
Mof-son	8 (66.6%)	4 (33.3%)	5 (41.7%)	7 (58.3%)	10 (83.3%)	2 (16.7%)	12 (100%)
Mon-son	10 (90.9%)	1 (9.1%)	8 (63.6%)	3 (36.4%)	10 (90.9%)	1 (9.1%)	11 (100%)

VI.3. Discussão

A forma da curva de FRS mostrou mudanças qualitativas em todas as situações de tratamento (Figura VI. 1). ALLERT *et al.* (2001) também encontraram melhora no padrão da FRS com a ECP-NST, quando comparado à situação sem medicação antes da cirurgia. Embora a análise isolada dos parâmetros discretos da FRS, como o primeiro e segundo pico de força, não tenha apresentado diferenças estatísticas entre as condições de teste, a melhora no padrão da FRS com a ECP-NST foi confirmada pelo aumento da velocidade da marcha (Tabela VI.2). FAIST *et al.* (2001); FERRARIN *et al.* (2005); LUBIK *et al.* (2006) também observaram aumento da velocidade da marcha com a estimulação. VLAMINGS *et al.* (2007), em um estudo do papel da estimulação de alta frequência do núcleo subtalâmico em aspectos estáticos e dinâmicos da marcha de ratos com SP, confirmaram a melhora da hipocinesia geral com a estimulação.

A análise quantitativa da FRS tem sido baseada em parâmetros discretos na maioria dos relatos da literatura, principalmente usando o primeiro e o segundo picos de força como referência (LI e HAMILL, 2002; HSIANG e CHANG, 2002). Tais análises desconsideram o alto grau de correlação existente entre os vários aspectos da marcha de um indivíduo e não incluem informações sobre o padrão temporal do sinal (CHAU, 2001; TINGLEY *et al.*, 2002; CHESTER *et al.*, 2007). Portanto, a análise isolada de parâmetros discretos representa somente o primeiro passo na análise da marcha (LOSLEVER e BARBIER, 1998), posto que não permite clara diferenciação entre os sujeitos com SP e o grupo controle, bem como a diferenciação entre os tipos de tratamentos aplicados. A análise isolada da variável velocidade da marcha provê uma visão geral sobre a qualidade do movimento, mas não apresenta informação suficiente sobre o padrão da marcha em pacientes com SP. Visto que, essa variável não leva em consideração o movimento atípico das articulações e a forma curva de força de reação do solo (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008).

Para avaliar precisamente a extensão dos desvios da marcha normal ou as mudanças no padrão do movimento resultante de um tratamento específico, as correlações naturais existentes entre as variáveis devem ser determinadas (SCHUTTE *et al.*, 2000). Técnicas de análise multivariadas como a ACP levam em consideração toda a série temporal, ao invés de analisar picos isolados do sinal (CHAU, 2001). O uso da ACP resulta em coeficientes que contêm informação de todo o padrão da FRS, classificados em ordem decrescente da representação de variância do sinal (CHAU,

2001; CHESTER *et al.*, 2007). Este tipo de abordagem aprimora a análise da marcha, uma vez que todo o padrão do movimento é representado, ao invés da análise de medidas que não são funções do tempo como velocidade da marcha e picos isolados da FRS (CHESTER *et al.*, 2007).

Os seis primeiros CPs foram retidos para análise de acordo com o teste *broken stick*. Tais componentes representaram 91,1% da variância total dos dados. A análise da contribuição de cada CP ao sinal original de FRS e os CCPs de cada grupo de sujeitos pode auxiliar a interpretação da ACP. O primeiro CP (Figura VI.3b) apresentou alto fator de carga negativo no início do apoio, durante o primeiro pico de força (bilateralmente). Os sujeitos do GC apresentaram valores negativos do primeiro CP, enquanto os sujeitos do GP apresentaram positivos valores (Tabela VI.3). Como é necessário adicionar a média de cada CP para a reconstrução da curva de FRS, os valores positivos do CCP indicam que os sujeitos com SP apresentam menores valores durante essa fase da marcha. O primeiro componente captura, de um modo geral, as regiões em que as FRS dos dois grupos mais se diferenciam, refletindo a forma e a amplitude do sinal (HUBLEY-KOZEY *et al.*, 2006; MCKEAN *et al.*, 2007; ASTEPHEN *et al.*, 2008).

O segundo componente principal, por sua vez, evidenciou diferenças no início do apoio durante o contato inicial e no segundo pico de força. Esses fatores podem estar associados à menor velocidade do movimento dos pacientes, que produz um menor pico de força (Figura VI.3b). O terceiro componente (Figura VI.3c) retém diferenças do período de retirada do pé, no final do apoio. Entretanto como somente o primeiro CP apresentou diferença significativa entre os grupos, a interpretação de normal e anormal entre os outros componentes torna-se difícil. DELUZIO *et al.* (1999) afirmam que componentes com menor variância podem ser difíceis de interpretar.

A classificação dos sujeitos com síndrome de Parkinson, como na aplicação anterior nos pacientes com fratura do membro inferior, foi primariamente devida ao primeiro CCP (Tabela VI.3). Conforme apontado, é esperado que este componente destaque melhor as diferenças entre os padrões dos dois grupos usados na ACP. NEWELL *et al.* (2008), ao analisar o momento de adução do joelho em pacientes com osteoartrose com três métodos diferentes de cálculo do momento, também observaram que o primeiro CP foi a melhor variável para separação dos grupos, nos três modelos.

O plano produzido pelos dois primeiros CCPs permitiu a delimitação de um intervalo de normalidade e, adicionalmente, a visualização dos padrões de marcha dos

sujeitos com SP (Figura VI. 4). Embora os dois primeiros CCPs representem apenas 74,7% da variabilidade total dos dados, a opção de utilizá-los objetivou a visualização bidimensional dos dados (JOLLIFFE, 2002). Os diagramas obtidos, entretanto, foram adequados para a proposta de avaliação comparativa dos tratamentos. Autores como DELUZIO e ASTEPHEN (2007) e YAMAMOTO *et al* (1983), utilizando apenas os dois primeiros componentes principais, conseguiram separar grupos com diferentes padrões de movimento da marcha. Os CCPs dos sujeitos com SP que foram submetidos a tratamento (condições mof-son, mon-sof e mon-son) moveram-se em direção a área do grupo controle, em comparação a condição sem nenhum tratamento (mof-sof). Nas condições com estimulação a melhora foi mais expressiva (Figura VI.4b e VI.4d). A condição mon-son apresentou melhor padrão da FRS, com apenas um sujeito localizado fora da área do grupo normal. Esta melhora pode ser evidenciada na análise da curva da FRS média desse grupo (Figura VI. 1d). FAIST *et al.* (2001) e FERRARIN *et al.* (2005) relataram que a ECP-NST induz mudanças em direção ao padrão normal de marcha. Adicionalmente XIE *et al.*, (2001), KRYSTKOWIAK *et al.*, (2003), FERRARIN *et al.*, (2005) e LUBIK *et al.*, (2006) relataram melhora no desempenho do movimento da marcha com a estimulação, além da melhora adicional com a combinação da estimulação com medicação. Benefícios motores significativos e redução da discinesia e flutuação motora têm sido relatados em pacientes com SP em estágios avançados da doença após a ECP-STN (THE DEEP-BRAIN STIMULATION FOR PARKINSON'S DISEASE STUDY GROUP, 2001). FAIST *et al.* (2001) e XIE *et al.* (2001) sugeriram efeito sinérgico da estimulação do NST com a levodopa na redução dos sintomas da SP.

A distância padrão calculada com os seis primeiros CCPs constituiu uma medida quantitativa nas mudanças da forma da FRS com os tratamentos (Tabela VI.5). Os resultados mostraram que os CCPs das condições de tratamento melhoram o padrão da FRS dos pacientes com SP. Tal diminuição foi observada principalmente nas condições com estimulação. Aumento adicional foi verificado com a associação da estimulação com medicação (mon-son), sendo este o único resultado significativamente diferente da condição sem tratamento (mof-sof) (Tabela VI.5). A condição mon-son foi responsável por um maior número de sujeitos localizados dentro do limite de normalidade.

Os resultados indicaram também que a estimulação isolada apresentou melhor efeito no padrão da FRS do que a medicação isolada (Figura VI.4b e VI.4c), uma vez que o primeiro foi responsável por mais sujeitos com SP dentro da área de normalidade, além de apresentar menor valor (não significativo) da distancia padrão. FAIST *et al.*

(2001) relataram valores médios quase idênticos aos parâmetros estudados entre uma dose extra de levodopa e a ECP-NST. KRYSTKOWIAK *et al* (2003) compararam resultados antes da cirurgia de implante do estimulador e três meses após o procedimento e acharam melhores resultados com a medicação do que com a estimulação na maioria dos parâmetros da marcha. Uma explicação plausível para as diferenças está no protocolo experimental: no presente estudo a condição com medicamento não foi controlada. A dose matinal regular, considerada no presente estudo, não assegura a melhor resposta do medicamento durante a realização do teste (ALLERT *et al.*, 2001). Apesar deste fato, este protocolo foi adotado por melhor representar as condições da vida diária do paciente (LIU *et al.*, 2005), pois os mesmos não permanecem o tempo todo com o pico de atividade da medicação. FAIST *et al.* (2001) também encontraram, em alguns sujeitos, melhor resposta com a ECP-NST isolada do que com o uso isolado do medicamento e sugeriram que a posição adequada dos eletrodos e os parâmetros do estimulador bem regulados podem induzir a um padrão de marcha próximo ao normal, sem a necessidade de medicação adicional.

Índices de normalidade derivados de técnicas multivariadas foram também propostos por outros autores (SCHUTTE *et al.*, 2000; TINGLEY *et al.*, 2002; ROMEI *et al.*, 2004; CHESTER *et al.*, 2007), como um método para medir a distância de um padrão individual da marcha a um grupo normal. De acordo com esses autores, o valor da distância foi suficientemente sensível para distinguir sujeitos com lesão na marcha em vários níveis de comprometimento, além de ser clinicamente aplicável, confiável e de fácil utilização. Do ponto de vista estatístico, esta metodologia procura medidas que produzam clara distinção entre condições normais e anormais. A potencialidade do método está na capacidade de não olhar apenas variáveis discretas, mas um único índice que tenha uma relação direta com diferentes aspectos do sinal original do sujeito que está sendo testado (TINGLEY *et al.*, 2002). O índice de anormalidade permite avaliar os efeitos de um tratamento específico (ROMEI *et al.*, 2004), além de uma avaliação objetiva do padrão de marcha (TINGLEY *et al.*, 2002). Portanto, este método promove um elemento válido na avaliação quantitativa da curva de FRS. No presente estudo, a distância padrão calculada com os seis componentes principais mostrou-se adequada para a classificação da FRS entre sujeitos normais e com síndrome de Parkinson, além de permitir a avaliação dos efeitos da ECP-NST.

Dos seis CPs retidos para a análise, apenas o primeiro e o terceiro foram importantes na classificação dos grupos de acordo com a análise stepwise RL. Apenas

estes CPs, que explicaram 56% e 8% da variância dos dados respectivamente (Figura VI. 2), foram considerados no modelo final. JOLLIFFE (2002) e DREISEITL e OHNO-MACHADO (2002) recomendam o uso de um método de redução das CPs quando usado para entrada de um modelo de regressão logístico. JOLLIFFE (2002) afirma que a escolha de CPs não deve ser apenas baseada na magnitude de suas variâncias, mas também no balanço entre variância e classificação. Segundo PERES-NETO *et al.* (2005) a habilidade da ACP em gerar combinações lineares das variáveis pode contribuir substancialmente para ao reconhecimento de padrões. Entretanto, em muitos casos a determinação de quais componentes apresentam variações significativas na análise dos dados não é clara.

Dado o tamanho amostral relativamente pequeno, os dois modelos realizaram boa classificação, com acurácias similares. Este achado é similar a estudos anteriores que compararam os resultados da RL e de modelos de redes neurais artificiais (RNA) (FREEMAN *et al.*, 2000; NGUYEN *et al.*, 2002; SONG *et al.*, 2005). DREISEITL e OHNO-MACHADO (2002) revisaram mais de 72 artigos, mostrando que a RL e a RNA tiveram bom desempenho na maioria dos conjuntos de dados e em 42% de todos os casos, os dois métodos não apresentaram diferenças significativas.

Neste estudo, o modelo logístico com duas variáveis de entrada apresentou acurácia similar à da RNP com seis entradas e superior à RNP com as mesmas duas entradas. Adicionalmente, o modelo da RL foi mais restritivo em classificar padrões normais de FRS, apresentando melhor sensibilidade (Tabela VI.6). MASIERO *et al.* (2007), investigando fatores preditivos da recuperação de pacientes com acidente vascular cerebral submetidos a um protocolo de reabilitação, usando RL, reportaram desempenho similar ao encontrado pela RL neste estudo. KAWAKAMI *et al.* (2008) obtiveram melhor acurácia com a RL, quando comparada à RNA na predição de câncer prostático em biopsias iniciais.

Por outro lado, a RNP tem sido considerada a forma de rede neural artificial mais apropriada para problemas de classificação (SPECHT, 1990; SPECHT e ROMSDAHL, 1994). Algumas aplicações recentes da RNP mostraram sua superioridade sobre a RL, quando usada com um grande conjunto de variáveis de entrada (LEUNG e TRAN, 2000; HAJMEER e BAHEER, 2003). Entretanto, LEUNG e TRAN (2000) reportaram pior predição da RNP comparada a RL quando utilizaram as mesmas variáveis de entrada da RL. Portanto, a comparação do poder de predição da RNP sobre a RL pode depender do número de variáveis de entrada, bem como a

aplicação específica dos modelos. Adicionalmente, o tamanho da amostra empregada pode influenciar na estimação dos parâmetros da distribuição dos dados de entrada, os quais constituem a principal característica da RNP.

De acordo com ARANA *et al.* (2004) e LEUNG e TRAN (2000), nos casos em que existe não linearidade envolvida na relação entre as variáveis de entrada e saída, a RNA produz melhores resultados. Entretanto, o presente resultado mostrou desempenhos similares nos dois métodos de classificação, RNP e RL, ao diferenciar os sujeitos controles dos pacientes com síndrome de Parkinson na condição mof-sof. Este resultado pode ser parcialmente devido à aplicação da ACP antes da classificação. Os componentes principais determinados pela ACP apresentam as características mais discriminantes, reduzindo, portanto, a necessidade de classificadores complexos. HERNÁNDEZ-CARABALLO *et al.* (2005) recomendam a utilização da ACP antes da RNA para a remoção de informação redundante.

Embora com desempenho similar à RNP com seis entradas na classificação dos dados, o modelo da RL apresenta outras vantagens, pois permite a visualização dos dados dos sujeitos em duas dimensões, requer menor custo computacional e permite uma medida da contribuição relativa de cada coeficiente devido à sua natureza paramétrica (LEUNG e TRAN, 2000).

Quando aplicados para a comparação dos tratamentos a que os sujeitos com SP foram submetidos, os dois modelos classificaram os resultados na mesma ordem, indicando que a ECP-NST foi mais efetiva em mover os sujeitos com SP para o padrão normal da FRS do que a medicação, e o melhor resultado foi alcançado com a combinação dos tratamentos (Tabela VI.7). A mesma conclusão pode ser alcançada com as classificações empregando o plano produzido pelos dois primeiros CPs, utilizando a delimitação elíptica da região de normalidade e a distância padrão.

CAPÍTULO VII

Considerações Finais

Nas duas aplicações a ACP apresentou um método adequado para redução da análise do sinal e também para análise de toda a série temporal, sem a necessidade de parametrização do sinal da FRS.

A análise da forma do autovetor mostrou-se importante na interpretação dos componentes principais. Assim, a forma dos autovetores evidenciou alterações diferenciadas entre os membros dos pacientes com fratura do membro inferior (Figura V.1). Esta diferença ocorre porque os pacientes com fratura apresentaram lesão em um dos membros, porém há uma alteração decorrente no movimento do membro não lesado, sendo indicativo de que a análise deve considerar a passada completa. No caso dos pacientes com síndrome de Parkinson, a forma do autovetor mostrou simetria bilateral (Figura VI.3), refletindo o fato de que a doença afeta os dois membros sem distinção. Deste modo, a análise nesse grupo de pacientes poderia ter sido realizada em apenas um membro.

O primeiro componente foi o principal separador entre os grupos em ambas as aplicações. O diagrama de espalhamento dos dois primeiros componentes, juntamente com a delimitação elíptica do grupo controle mostrou-se adequado para fins de classificação e visualização dos dados, bem como para visualizar os efeitos dos tratamentos.

A distância padrão permitiu a avaliação dos pacientes e dos efeitos dos tratamentos nas duas aplicações. No estudo com os sujeitos que tiveram fratura no membro inferior, a distância padrão foi calculada com 2, 4 e 6 CPs, permitindo evidenciar que o aumento no número de componentes melhora o desempenho do modelo. Desta forma, a segunda aplicação foi realizada considerando todos os componentes indicados pelo teste *broken stick*.

Na análise dos sujeitos com síndrome de Parkinson, foi avaliado o potencial da rede neural probabilística como alternativa ao modelo tradicional de regressão logística para a classificação dos sujeitos com força de reação do solo normal (grupo controle) ou anormal (sujeitos com síndrome de Parkinson em diferentes condições de tratamento). Os resultados mostram que ambos os modelos tiveram desempenho similares, sendo que a RNP com as mesmas variáveis empregadas na regressão logística apresentou pior

desempenho. Desta forma, a utilização da regressão logística parece mais adequada devido à sua natureza paramétrica.

A avaliação dos efeitos da estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico evidenciou melhores resultados com o uso da estimulação, quando comparada ao emprego apenas de medicamento, e um benefício adicional quando os dois tratamentos foram aplicados simultaneamente. Tais resultados foram indicados por todos os classificadores utilizados, área de normalidade, distância padrão, regressão logística e rede neural probabilística.

Conseqüentemente, os métodos desenvolvidos mostraram-se adequados para o reconhecimento de padrões anormais de marcha, em termos do componente vertical da força de reação do solo, em duas aplicações diferentes: no estudo de lesão (fratura) de apenas um dos membros inferiores, utilizando-se uma esteira instrumentalizada; e no estudo de comprometimento bilateral, dado pela síndrome de Parkinson, com avaliação da marcha no solo. Adicionalmente, em ambas as aplicações, tornou-se factível uma avaliação quantitativa do efeito do tratamento, demonstrando a aplicabilidade da análise da marcha para o acompanhamento do tratamento fisioterapêutico ou para a comparação de diferentes terapias. De acordo com MASIERO *et al.* (2007), para aperfeiçoar a eficácia e eficiência das intervenções da reabilitação é importante quantificar os benefícios de um tratamento específico.

CAPÍTULO VIII

Conclusão

Na primeira aplicação, na avaliação de pacientes com fratura do membro inferior, foi explorado o potencial da análise de componentes principais na discriminação de marcha normal e patológica, além de avaliar os efeitos do tratamento fisioterapêutico em cinco pacientes. Dois, quatro e seis componentes principais foram considerados para avaliação do progresso e efetividade do tratamento através do cálculo da distância padrão.

A classificação entre os grupos foi principalmente conduzida pelo primeiro CP, que indicou alto fator de carga durante a fase de impulsão do membro afetado e durante o contato do calcanhar no membro não afetado. A distância padrão calculada com dois, quatro e seis CCPs mostrou acurácia de 92,2%, 94,1% e 96,1%, respectivamente. Desta forma, o aumento do número de coeficientes melhorou o desempenho do classificador. Quatro sujeitos dos cinco que foram submetidos a tratamento fisioterapêutico alcançaram o limite de normalidade dado pela regressão logística, sendo que o quinto sujeito também apresentou menor distância após o tratamento. Esses resultados indicam melhora no padrão da FRS após o tratamento. A delimitação elíptica do GC utilizando os dois primeiros componentes permitiu a visualização dos resultados do tratamento.

A estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico mostrou efetiva melhora na curva vertical da força de reação do solo, ocorrendo melhor aproximação ao padrão normal quando a estimulação foi combinada com a dose usual de medicação. Estes resultados foram evidenciados em todos os métodos utilizados para classificação dos dados. A ACP e a área elíptica dada por 95% do intervalo de confiança do grupo controle permitiu a delimitação da área de normalidade, bem como a quantificação dos efeitos dos diferentes tratamentos aplicados. Adicionalmente, a distância padrão representou um índice quantitativo para avaliação dos efeitos dos tratamentos.

O emprego do modelo de rede neural probabilística apresentou desempenho similar ao da regressão logística, indicando que não há necessidade de uso de um classificador não linear para o estudo dos efeitos das terapias sobre a força de reação do solo em pacientes com síndrome de Parkinson.

Referências Bibliográficas

- ADILI, A.; BHANDARI, M.; LACHOWSKI, R. J., *et al.*, 1999, “Organ Injuries Associated with Femoral Fractures: Implications for Severity of Injury in Motor Vehicle Collisions” *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*. v.46(3), p.386-91.
- ALLERT, N., VOLKMANN, J., DOTSE, S., *et al.*, 2001, “Effects of Bilateral Pallidal of Subthalamic Stimulation on Gait in Advanced Parkinson’s Disease” *Movement Disorders* v.16(6), p. 1076-1085.
- AMADIO, A. C., 1996, *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano*. São Paulo, EEFUSP.
- ANDREWS, J. R., HARRELSON, G. L., WILK, K. G., 2000, *Reabilitação física das lesões desportiva*. 2ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- ARANA, E., MARTÍ-BONMATÍ, L. , BAUTISTA, D., *et al.*, 2004, “Qualitative diagnosis of calvarial metastasis by neural network and logistic regression” *Academic Radiology* v.11, p.45-52.
- ASTEPHEN, J. L., DELUZIO, K. J., CALDWELL, *et al.*, 2008, “Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels” *Journal of Biomechanics* v.41, pp.868–876.
- ASTEPHEN, J. L., DELUZIO, K.L., 2005, “Changes in frontal plane dynamics and loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique”, *Clinical Biomechanics*, v.20, p.209-217.
- BARTON, G., LEES, A., LISBOA, P., *et al.*, 2006, “Visualisation of gait data with Kohonen self-organising neural maps” *Gait and Posture*, v.24, p.46-53.

- BARTON, G., WALSH, J., 1997, "Gait assessment by neural networks based on kinematic data" *Gait and Posture*, v.6, p.268, [abstract].
- BERTANI, A., CAPPELLO, A., BENEDETTI, M.G., *et al.*, 1999, "Flat foot functional evaluation using patten recognition of ground reaction data", *Clinical Biomechanics*, v.14, pp.484–493.
- BRECHTER, J.H., POWERS, C.M., 2002, "Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain", *Gait and Posture*, v. 16, p.115-123.
- CANNADA, L. K., JONES, A. L., 2006, "Demographic, social and economic variables that affect lower extremity injury outcomes" *Injury*, v.37, pp.1109-1116.
- CHATTERJEE, S., PRICE, B. R., 1991, *Regression Analysis by Example*. 2 ed. New York, John Wiley & Sons, Inc.
- CHAU, T., 2001, "A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods", *Gait and Posture*, v.13, p.49-66.
- CHESTER, V.L., WRIGLEY, A.T., 2008, "The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis" *Clinical Biomechanics*, v.23, p.212–220.
- CHESTER, W. L., TINGLEY, M., BIDEN, E. N., 2007, "An extended index to quantify normality of gait in children", *Gait and Posture*, V.25, P.549-554.
- CRENNA, P., CARPINELLA, I., RABUFFETTI, M., *et al.*, 2006, "Impact of ubthalamic nucleus stimulation on the initiation of gait in Parkinson's disease" *Experimental Brain Research*. v.172, p.519-532
- CROWE, A., SCHIERECK, P., BOER, R.W., *et al.*, 1995, "Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.42, n.3, pp.293–303.

- DAFFERTSHOFER, A., LAMOTH, C.J.C., MEIJER, O.G., 2004, "PCA in studying coordination and variability : a tutorial ", *Clinical Biomechanics*, v.19, p. 415-428.
- DARWISH, H.Z., HULLIGER, M., MAH, I. O., *et al.*, 1997, "Principal Component analysis adds to gait kinematic measures", *Gait and Posture*, v. 6, p.269, [abstract].
- DAVIS, J. T., LYONS, K. E., PAHWA, R., 2006, "Freezing of gait after bilateral subthalamic nucleus stimulation for Parkinson's disease", *Clinical neurology and neurosurgery*, v.108, pp.461-464.
- DELUZIO, K. L., WYSS, U. P., ZEE, B., *et al.*, 1997, "Principal component models of knee kinematics and kinetics: normal vs. pathological gait patterns", *Human Movement Science*, v.16, p.201-217.
- DELUZIO, K.J., ASTEPHEN, J.L., 2007 "Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis an application of principal component analysis", *Gait and Posture*, v. 25, n.1, pp. 86-93 .
- DELUZIO, K.J., WYSS, U.P., COSTIGAN, P.A., *et al.*, 1999, "Gait assessment in unicompartamental knee arthroplasty patients: Principal component modeling of gait waveforms and clinical status," *Human Movement Science*, v.18, p.701-711.
- DIERICK, F., PENTA, M., RENAUT, D., *et al.*, 2004, "A force measuring treadmill in clinical gait analysis", *Gait and Posture*, v.20, p.209-303.
- DOBSON, F., MORRIS, M. E., BAKER, R., GRAHAM, H. K., 2007, "Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review", *Gait and Posture*, v. 25, n.1, pp.140-152.
- DREISEITL, S., OHNO-MACHADO, L., 2002. "Logistic regression and artificial neural network classification models: a methodology review" *Journal of Biomedical Informatics* v.35, p.352-259.

- DUYSENS, J., VAN DE CROMMERT, H.W.A., 1998, “Neural control of locomotion ; Part 1 : The central pattern generator from cats to humans” *Gait and Posture*, v.7, p.131-141
- ENOKA, R. M., 2000, *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2 ed. São Paulo, Manole.
- FAIST, M., XIE, J., KURZ, D., *et al.*, 2001, “Effect of bilateral subthalamic nucleus stimulation on gait in Parkinson’s disease”, *Brain*, v.124, pp.1590-1600.
- FERRARIN, M., LOPIANO, L., RIZZONE, M., *et al.*, 2002, “Quantitative analysis of gait in Parkinson’s disease: a pilot study on the effects of bilateral sub-thalamic stimulation” *Gait and Posture*, v.16, p.135-148.
- FERRARIN, M., RIZZONE, M., LOPIANO, L., *et al.*, 2004, “Effects of subthalamic nucleus stimulation and l-dopa in trunk kinematics of patients with Parkinson’s disease”, v.19, p.164-171.
- FERRARIN, M., RIZZONE, M., BERGAMASCO, B., 2005, “Effects of bilateral subthalamic stimulation on gait kinematics and kinetics in Parkinson’s disease” *Experimental Brain Research*, v.160, pp.517-527.
- FLURY BK, RIEDWYL H., 1986, “Standard distance in univariate and multivariate analysis”. *American Statistician*, v.40(3), p.249–251.
- FOLMAN Y, WOSK J, SHABAT S, *et al.*, 2004, “Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study” *PREVENTIVE MEDICINE*, v. 39, p.351–354
- FONSECA, J.C.P., 1984, *Electrical properties of bone: a composite material model*,. PH.D. dissertation, The Pennsylvania State University, Pennsylvania, USA.

- FREEMAN, R. V., EAGLE, K. A., BATES, E. R., et al., 2000. "Comparison of artificial neural networks with logistic regression in prediction of in-hospital death after percutaneous transluminal coronary angioplasty" *American Heart Journal*, p.511-520.
- GIAKAS, G., BALTZOPOULOS, V., 1997, "Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry" *Gait and Posture*, v.5, p.189-197.
- GIAKAS, G., BALTZOPOULOS, V., DANGERFIEL, et al., 1996, "Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces", *Spine*, v.21, n.19, p.2235-2242.
- GILLESPIE, K. A., DICKEY, J. P., 2003, "Determination of the effectiveness of materials in attenuating high frequency shock during gait using filterbank analysis", *Clinical Biomechanics*, v.18, p.50-59.
- GIOFTSOS, G., GRIEVE, D., 1995, "The use of neural networks to recognize patterns of human movement: gait patterns", *Clinical Biomechanics*, v.10, n.4, p.179-183.
- GONÇALVES, A., SOUZA, R.M.L., 1977, *Introdução à Álgebra Linear*. São Paulo, Edgard Blücher.
- HAHN, M. E., FARLEY, A. M., LIN, V., et al., 2005, "Neural network estimation of balance control during locomotion" *Journal of Biomechanics*, v.38, pp.717-724.
- HAJMEER, M., BASHEER, I., 2003, "Comparison of logistic regression and neural network-based classifiers for bacterial growth" *Food Microbiology* v.20, p.43-55.
- HALLIDAY, S.E., WINTER, D. A., FRANK, J. S., et al., 1998, "The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects", *Gait and Posture*, v.8, p.8-14.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K.M., 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, São Paulo, Manole.

- HAUSDORFF, J. M., BALASH, Y., GILADI, N., 2003, "Times series analysis of leg movements during freezing of gait in Parkinson's disease: akinesia, rhyme or reason?", *Physica A*, v.321, p.565-570.
- HEADON, R., CURWEN, R., 2001 "Recognizing movements from the ground reaction force". In: *Proceedings of the workshop on Perceptive user interfaces. ACM International Conference Proceeding Series*; p. 1-8, Orlando, Florida.
- HENNIG, E. M., 1999, "Gait analysis and the biomechanics of human locomotion", In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, p.15-18, Florianópolis, UDESC.
- HERNÁNDEZ-CARABALLO, E.A., RIVAS, F., PÉREZ, A.G. et al., 2005, "Evaluation of chemometric techniques and artificial neural networks for cancer screening using Cu, Fe, Se and Zn concentrations in blood serum" *Analytica Chimica Acta*, v. 533, p.61-168.
- HERZOG, J., VOLKMANN, J., KRACK, P., et al., 2003, "Two-year follow-up of subthalamic deep brain stimulation in parkinson's disease", *Movement Disorders*, v.18, n.11, pp.1332-1337.
- HSIANG, S., CHANG, C., 2002, "The effect of gait speed and load carrying on the reliability of ground reaction forces" *Safety Science*, v.40, p.639-657.
- HUBLEY-KOZEY, C.L., DELUZIO, K.J., DUNBAR, M., 2008, "Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis", *Clinical Biomechanics*, v.23, pp.71-80.
- HUBLEY-KOZEY, C.L., DELUZIO, K.J., LANDRY, S. C., et al., 2006, "Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.16, pp.365-378.

- JACKSON, D.A., 2003, "Stopping Rules in Principal Components Analysis: A Comparison of Heuristical and Statistical Approaches" *The Ecological Society of America*, v.74(8), p.2204-2214.
- JACKSON, D.A., 1993, "Stopping rules in principal components analysis: a comparasion of heuristical and statistical approaches" *Ecology*, v.74(8), p. 2204-2214.
- JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA, D., KORZENIOWSKI, B., 2005, "Method for gait aiding and analysis", In: *The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference*, Prague, Czech Republic, Nov.
- JOHNSON, R. A., WICHERN, D. W., 1988, "Principal Components", In: *Applied Multivariate Statistical Analysis*, 2 ed, Chapter 8, Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall, USA, p.340-377.
- JOLLIFFE, I. T., 2002, *Principal Component Analysis*. 2a ed, New York, Springer.
- JONES, L., BEYNON, M., HOLT, C. A., *et al.*, 2006, "An application of the Dempster-Shafer theory of evidence to the classification of knee function and detection of improvement due to total knee replacement surgery", *Journal of Biomechanics*, v. 39, n.13, pp. 2512-2520.
- KAWAKAMI, S., NUMAO, N., OKUBO, *et al.*, 2008, " Development, validation, and Head-to-head comparison of logistic regression-based nomograms and artificial neural network models prediction prostate cancer on initial extended biopsy" *European association of urology* doi:10.1016/j.eururo.2008.01.017
- KLEINBAUM, D.G., KUPPER, L.L., MULLER, K.E., *et al.*, 1998, *Applied regression analysis and other multivariable methods*. 3.ed., USA: Duxbury press.
- KOOZEKANANI, S.H., BALMASEDA, M.T. JR., FATEHI, M. T., *et al.*, 1987, "Ground reaction forces during ambulation in Parkinsonism: pilot study". *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. v, 68, p.28-30.

- KRACK, P., BATIR, A., VAN BLERCOM, N., *et al.*, 2003, "Five-year follow-up of bilateral stimulation of the subthalamic nucleus in advanced parkinson's disease" *The New England Journal of Medicine*, v.340, n20, pp.1925-1934.
- KRYSTKOWIAK, P., BLATT, J., BOURRIEZ, J., *et al.*, 2003, "Effects of subthalamic nucleus stimulation and levodopa treatment on gait abnormalities in parkinson disease" *Archives of Neurology*, v.60, pp.80-84.
- KUHTZ-BUSCHBECK, J.P., JÖHNK, K., MÄDER, S., *et al.*, 1999, "Analysis of gait in cervical myelopathy", *Gait and Posture*, v.9, p.184-189.
- LAFUENTE, R., BELDA, J. M., SÁNCHEZ-LACUESTA, J., SOLER, C., PRAT, J., 1997, "Design and test of neural networks and statistical classifiers in computer-aided movement analysis: a case study on gait analysis", *Clinical Biomechanics.*, v.13, n.3, p.216-229.
- LEUNG, P., TRAN, L.T., 2000, "Predicting shrimp disease occurrence: artificial neural networks vs. logistic regression" *Aquaculture* v.187, p.35-49.
- LI, L., HAMILL J., 2002, "Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition," *Research Quarterly for Exercise and Sport* 2002; 73(3): 229-237.
- LIU, W., MCINTIRE, K., KIM, S. H., *et al.*, 2006, "Bilateral subthalamic stimulation improves gait initiation in patients with parkinson's disease" *Gait and Posture*, v.23, pp.492-498.
- LIU, W., MCINTIRE, K., KIM, S.H., *et al.*, 2005, "Quantitative assessments of the effect of bilateral subthalamic stimulation on multiple aspects of sensorimotor function for patients with Parkinson's disease" *Parkinsonism and Related Disorders*, v.11, pp.503-508.

- LOPIANO, L., RIZZONE, M., BERGAMASCO, B., *et al.*, 2001, “Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus: clinical effectiveness and safety” *Neurology*, v.56, p.552-554.
- LOSLEVER, P., BARBIER, F., 1998, “Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study”, *Gait and Posture*, v.7, p.39-44.
- LOSLEVER, P., LAASSEL, E. M., ANGUE, J. C., 1994, “Combined statistical study of joint angles and ground reaction forces using component and multiple correspondence analysis”, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, v.41,n.12, p.1160-1167.
- LOZANO, A., Dostrovsky, J., Chen, R., *et al.*, 2002, “Deep brain stimulation for Parkinson’s disease disrupting the disruption”, *Lancet Neurology*, v.1, p.225-231.
- LUBIK, S., FOGEL, W., TRONNIER, V., *et al.*, 2006, “Gait analysis in patients with advanced Parkinson disease: different or additive effects on gait induced by levodopa and chronic STN stimulation”, *Journal of Neural Transmission*, v.113, p.163-173.
- MASIERO, S., AVESANI, R., ARMANI, M., *et al.*, 2007, “Predictive factors for ambulations in stroke patients in the rehabilitation setting: a multivariate analysis”, *Clinical Neurology and Neurosurgery*, v.109, p.763-769.
- MCCRORY, J., WHITE, S. C., LIFESO, R. M., 2001, “Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty”, *Gait and Posture*, v.14, p.104-109.
- MCKEAN, K. A., LANDRY, S. C., HUBLEY-KOZEY, C. L., *et al.*, 2007 “Gender differences exist in osteoarthritic gait”, *Clinical Biomechanics*, v.22, pp. 400–409.
- MORRIS, M. E., HUXHAM, F., MCGINLEY, J., *et al.*, 2001, “The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease”, *Clinical Biomechanics*, v.16, p.459-470.

- MORRIS, M. E., MCGINLEY, J., HUXHAM, F. *et al.*, 1999, “Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson’s disease”, *Human Movement Science*, v.18, p.461-483.
- MUCULLAGH P, NELDER JA., 1990, *Generalized Linear Models*, 2nd edn., London, Chapman and Hall.
- MULROY, S., GRONLEY, J., WEISS, W., *et al.*, 2003, “Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke”, *Gait and Posture*, v.18, p.114-125.
- NADAL, J., 1991, *Classificação de arritmias cardíacas baseada em análise de componentes principais e árvores de decisão*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- NADAL, J., BOSSAN, M.C., 1993, “Classification of cardiac arrhythmias based on principal component analysis and feedforward neural networks”, In: *Proceedings of the Computers in Cardiology*, v.20, p341-344, Londres.
- NEELY, K., TAYLOR, C., PROSSER, O., *et al.*, 2001, “Assessment of cooked alpaca and llama meats from the statistical analysis of data collected using an electronic nose”. *Meat Science*, v.58, p.53-58.
- NETO, J.S.H., 1996, “Fraturas diafisárias do fêmur. Ainda há indicação para o uso de placas?” *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.31, n.6, p.34-39.
- NEWELL, R. S., HUBLEY-KOZEY, C. L., STANISH, W. D., *et al.*, 2008, “Detecting differences between asymptomatic and osteoarthritic gait is influenced by changing the knee adduction moment model” *Gait and Posture*, v.27, pp.485–492.
- NGUYEN, T., MALLEY, R., INKELIS, S., *et al.*, 2002, “Comparison of prediction models for adverse outcome in pediatric meningococcal disease using artificial neural network and logistic regression analyses” *Journal of Clinical Epidemiology*, v. 55, p.687-695.

- NYHOLM, D., 2006, "Pharmacokinetic optimization in the treatment of parkinson's disease. An Update" *Clinical Pharmacokinetic*, v.45, n.2, pp. 109-136.
- OGAWA, H., OSHITA, H., ISHIMARU, D., 2008, "Analysis of muscle atrophy after hip fracture in the elderly" *Physical Medicine and Rehabilitation*, v.89, pp.329-332.
- OLIVEIRA, L.F., 1996, *Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J., 1996, "Calculation of area of stabilometric signal using principal component analysis", *Physiological Measurement*, v.17, p.305-312.
- OLNEI, S. J., GRIFFIN, M. P., MCBRIDE, I. D., 1998, "Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke", *Physical Therapy*, v.78, n.8, p.814-828.
- OSTERGAARD, K., SUNDAE, N., A., 2006, "Evolution of Parkinson's disease during 4 years of bilateral deep brain stimulation of the subthalamic nucleus" *Movement Disorders*, v.21, n.5, pp.624-631.
- PANIGRAHI, S., BALASUBRAMANIAN, S., GU, H., *et al.*, 2006, "Neural-network-integrated electronic nose system for identification of spoiled beef". *LWT*, v.39, p.135-145.
- PAOLINI G, CROCE UD, RILEY P, *et al.*, 2007, "Testing of a tri-instrumented-treadmill unit for kinetic analysis of locomotion tasks in static and dynamic loading conditions" *Medical Engineering & Physics*, v.29, p.404-411.
- PATLA, A. B. 2004, "Adaptative human locomotion: influence of neural, biological and mechanical factors on control mechanisms". In: Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. H., Nutt, J. (eds), *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. 2 ed., chapter 2, New York, USA, Arnold Publishers

- PATRICK, J. H., NIEKERK, L. V., 2004, “Orthopedic assessment of gait disorders”. In: Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. H., Nutt, J. (eds), *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. 2 ed., chapter 5, New York, USA, Arnold Publishers.
- PERRES-NETO, P.R., JACKSON, D.A., SOMERS, K.M., 2005, “How many principal components? stopping rules for determining the number of non-trivial axes revisited” *Computational Statistics and Data Analysis*, v.49, p.974–997.
- PERRY, J., 1992, *Gait Analysis, normal and pathological function*, Thorofare, N. J, Slack.
- POHL, M., ROCKSTROH, G., RÜCKRIEM, S., *et al.*, 2003, “Immediate effects of speed-dependent treadmill training on gait parameters in early parkinson’s disease”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.84, p.1769-1976.
- POWER, C., HEINO, J., RAO, S., *et al.*, 1999, “The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait”, *Clinical Biomechanics*, v.14, p.722-728.
- PRINCE, F., CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., *et al.*, 1997, “Gait in the elderly”, *Gait and Posture*, v. 5, p.128-135.
- REIS, F. B. Traumatologia Membro Inferior. São Paulo: USP Escola Paulista de Medicina; 1998.
- RENCHER, A. C., 1998, *Multivariate statistical inference and applications*. New York, John Wiley & Sons, Inc.
- RILEY, P.O., PAOLINI, G., CROCE, U.D., *et al.*, 2007, “A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects” *Gait Posture*. v.26, p.17–24.
- ROCKWOOD, C., GREEN, D.P., BUCKOLZ, R.W., 1994. *Fraturas em Adultos*. 3ed. v.2. São Paulo, Manole.

- RODRIGUEZ-OROZ, M. C., ZAMARBIDE, I., GURIDI, J., *et al.*, 2006, “Efficacy of deep brain stimulation of the subthalamic nucleus in Parkinson’s disease 4 years after surgery: double blind and open label evaluation” *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, v.75, p.1382-1385.
- RODRIGUEZ-OROZ, M.C., OBESO, J. A., LANG, A. E., *et al.*, 2005, “Bilateral deep brain stimulation in Parkinson’s disease: a multicentre study with 4 years follow-up” *Brain*, v.128, pp.2240-2249.
- ROMEI, M., GALLI, M., MOTTA, F., *et al.*, 2004, “Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology”, *Gait and Posture*, v.19, p. 85-90.
- ROSE, J, GAMBLE, J. G., 1998, *Marcha Humana*. 2 ed. São Paulo, Premier.
- SADEGHI, H., ALLARD, P., BARBIER, F., *et al.*, 2002, “Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis (I)”, *The Knee*, v.9, p.47-53. (a)
- SADEGHI, H., ALLARD, P., DUHAIME, M., 1997, “Functional gait asymmetry in able-bodied subjects”, *Human Movement Science*, v.16, p.243-258.
- SADEGHI, H., PRINCE, F., SADEGHI, S., *et al.*, 2000, “Principal component analysis of the power developed in the flexion/extension muscles of the hip in able-bodied gait”, *Medical Engineering & Physics*, v.22, p.703-710.
- SADEGHI, H., PRINCE, F., ZABJEK, K.F., *et al.*, 2002, “Knee flexors/extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II)”, *The Knee*, v.9, p.55-63. (b)
- SÁNCHEZ-LACUESTA, J., 1993, Biomecánica de la marcha humana normal. In: Sánchez-Lacuesta, J., Prat, J., Hoyos, J. V., *et al.*, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, Capítulo 2, Valencia, Genealitat Valenciana.
- SCHMID, O. A., SCHÖLLHORN, W.I., BAUER, H. U., 1997, “Gait pattern analysis using selforganizing neural networks”, *Gait and posture*, v.6, p.268 [abstract].

- SCHÖLLHORN, W.I., NIGG, B.M., STEFANYSHYN, D.J., *et al.*, 2002, “Identification of individual walking patterns using time discrete and time continuous data sets”, *Gait and Posture*, v.15, p.180-186.
- SCHÜPBACH, W. M. M., CHASTAN, N., WELTER, M. L., *et al.*, 2005, “Stimulation of the subthalamic nucleus in Parkinson’s disease: a 5 year follow up” *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*. v.76, pp.1640-1644.
- SCHUTTE, L.M., NARAYANAN, U., STOUT, J.L., SELBER, P., GAGE, J.R., 2000, “An index for quantifying deviations from normal gait”, *Gait and Posture*, v. 11, p. 25-31.
- SCHWARTZ, M.H., ROZUMALSKI, A., 2008, “The gait deviation index: a new comprehensive index of gait pathology” *Gait Posture*. v. 28, p. 351-357.
- SEMMLOW, J., 2004, *Biosignal and Biomedical Image Processing*. USA, Marcel.
- SERRÃO, J., 2001, “Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e geração do movimento”. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Gramado, v. 1, p.15-19.
- SESTINI, S., RAMAT, S., FORMICONI, *et al.*, 2005, “Brain Networks underlying the clinical effects of long-term subthalamic stimulation for parkinson’s disease: a 4-year follow-up study” *The journal of nuclear medicine*. v.46, n.9, p.1444-1454.
- SILVA, L.A.I., OLIVEIRA, L.F., D’ANGELO, M.D., 1993, “Análise temporal dos padrões de marcha e corrida”, In: *Anais do V CONGRESSO BRASILEIRA DE BIOMECÂNICA*, p. 25-27, Santa Maria.
- SIMPSON, K. J., JIANG, P., 1999, “Foot landing position during gait influences ground reaction forces”, *Clinical Biomechanics*, v.14, p.396-402.

- SOFUWA, O., NIEUWBOER, A., DESLOOVERE, K., WILLEMS, A., CHAVRET, F., JONKERS, I., 2005, "Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. v.86, p.1007-1013.
- SONG, J. H. , VENKATESH, S. S. , CONANT, E. A., *et al.*, 2005, "Comparative Analysis of Logistic Regression and Artificial Neural Network for Computer-Aided Diagnosis of Breast Masses", *Academic Radiology*, v.12, p.487-495.
- SPECHT, D., 1990, "Probabilistic neural networks" *Neural Networks*, v.3, p.109-118.
- SPECHT, D., Romsdahl, H., 1994. "Experience with adaptive probabilistic neural networks and adaptive general regression neural networks" *Neural networks*, p. 1203-1208.
- STERGIOU, N., GIAKAS, G., BYRNE, J., POMEROY, V., 2002, "Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females", *Clinical Biomechanics*, v.17, p.615-617.
- STONE, M., 1974, "Cross-validatory choice and assessment of statistical predictions", *Journal of the Royal Statistical Society, Series B*, v.36, n.2, p.111-147.
- SUBASI, A., ERCELEBI, E., 2005, "Classification of EEG signals using neural network and logistic regression" *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v.78, p.87-99.
- THE DEEP-BRAIN STIMULATION FOR PARKINSON'S DISEASE STUDY GROUP, 2001, "Deep-brain stimulation of the subthalamic nucleus or the pars interna of the globus pallidus in parkinson's disease", *The New England Journal of Medicine*, v. 345, n. 13, pp.956-963.
- THOBOIS, S., MERTENS, P., GUENOT, M., *et al.*, 2002, "Subthalamic nucleus stimulation in Parkinson's disease: clinical evaluation of 18 patients" *Journal of Neurology*, v.249, pp.529-534.

- TINGLEY, M., WILSON, C., BIDEN, E., *et al.*, 2002, "An index to quantify normality of gait in young children", *Gait and Posture*, v.16, p.149-158.
- TROJE, N.F., 2002, "Decomposing biological motion: a framework for analysis and synthesis of human gait patterns" *Journal of Vision*, v.2, p.371–387.
- URQUHART, D. M., MORRIS, M. E., IANSEK, R., 1999, "Gait consistency over a 7-day interval in people with parkinson's disease", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.80, pp.696-701.
- VAN DE CROMMERT, H. W. A. A., MULDER, T., DUYSSENS, J., 1998, "Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training", *Gait and Posture*, v. 7, pp.251-263.
- VANDEWALLE, V. LINDEN, C.V., TEMEL, Y., *et al.*, 2005, "Long-term effects of bilateral subthalamic nucleus stimulation in advanced Parkinson disease: a four year follow-up study" *Parkinsonism and Related Disorders*, v.11, p.157-165.
- VAUGHAN, C. L., 2003, "Theories of bipedal walking: an odyssey", *Journal of Biomechanics*, v.36, pp.513-523.
- VAUGHAN, C., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J., 1992, *Dynamics of Human Gait*. USA, Versa Press.
- VESPER, J., KLOSTERMANN, F., STOCKHAMMER, F., 2002, "Results of chronic subthalamic nucleus stimulation for Parkinson's disease: a 1-year follow-up study" *Movement Disorders*. v.57, pp.306-313.
- VINGERHOETS, F.J.G., VILLEMURE, M.D., TEMPERLI, M.D., 2002, "Subthalamic DBS replaces levodopa in Parkinson's disease Two-year follow-up" *Neurology*, v.58, pp.396-401.

- VLAMINGS, R., VISSER-VANDEWALLE, V., KOOPMANS, G., et al., 2007, "High frequency stimulation of the subthalamic nucleus improves speed of locomotion but impairs forelimb movement in parkinsonian rats", *Neuroscience*, v.148, pp.815-823.
- WATELAIN, E., BARBIER, F., ALLARD, P., THEVENON, A., 2000. "Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.81, p.579-586.
- WEARING, S. C., URRY, S. R., SMEATHERS, J. E., 2000, "The effect of visual targeting on ground reaction force and temporspatial parameters of gait", *Clinical Biomechanics*, v.15, p.583-591.
- WHITE, R., AGOURIS, I., SELBIE, R. D., et al., 1999, "The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait", *Clinical Biomechanics*, v.14, p.185-192.
- WHITTLE, M., 1991, *Gait analysis: an introduction*, Oxford Butterworth-Heinemann.
- WINTER, D. A., 1991, *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, 2 ed., Waterloo, University of Waterloo Press.
- WOLF, S., LOOSE, T., SCHABLOWSKI, M., et al., 2006, "Automated feature assessment in instrumented gait analysis", *Gait and Posture*, v.23, p.331-338.
- WRIGLEY, A., ALBERT, W., DELUZIO, K., et al., 2005, "Principal component analysis of lifting waveforms" *Clinical Biomechanics*, v.21, p.567-578.
- XIE, J., KRACK, P., BENABID, A., et al., 2001, "Effect of bilateral subthalamic nucleus stimulation on parkinsonian gait", *Journal of Neurology*, v.248, pp.1068-1072.
- YAMAMOTO, S., SUTO, Y., KAWAMURA, H., et al., 1983, "Quantitative gait evaluation of hip diseases using principal component analysis", *Journal of Biomechanics*. v.16, n.9, p.717-726.

ZHANG, K., SUN, M., LESTER, K., PI *et al.*, 2005, “Assessment of human locomotion by using an insole measurement system and artificial neural network”, *Journal of Biomechanics*, v. 38, pp. 2276-2287.

APÊNDICE A

Publicações

Os resultados obtidos do estudo preliminar sobre esse tema foram objetos das seguintes publicações:

Periódicos

Publicado

Muniz, A.M.S, Nadal, J., 2008. Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait. *Gait and Posture*, (in press), doi:10.1016/j.gaitpost.2008.05.015

Aceito com correções

Muniz, A.M. S., Liu, H., Lyons, K. E., Pahwa, R., Liu, W., Nadal, J. Quantitative evaluation of the effects of subthalamic stimulation on gait in Parkinson disease patients using principal component analysis. *Gait and Posture*. Data do envio: 17/10/08.

Submetidos

Muniz, A. M. S., Liu, H., Lyons, K. E., Pahwa, R., Liu, W., Nobre, F. F., Nadal, J. Artificial neural network and logistic regression for evaluating the effect on ground reaction force of subthalamic stimulation in Parkinson disease. *Journal of Biomechanics*. Data do envio: 09/07/08

Congressos

Publicados

Muniz, A. M. S., Manfio, E. F., Andrade, M. C., Nadal, J. Principal Component Analysis of Vertical Ground Reaction Force: A Powerful Method to Discriminate Normal and Abnormal Gait and Assess Treatment In: IEEE/EMBS Annual International Conference, 2006, Nova York. IEEE, 2006. p. 2683 – 2686

Muniz, A. M. S., Andrade, M. C., Nadal, J. Classificação da marcha normal e patológica com análise de componentes principais e regressão logística In: XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2006, São Pedro / SP. p.278 - 281

Muniz, A. M. S., Andrade, M. C., Nadal, J. An Index for quantifying deviations from normal ground reaction force In: International Society for Posture & Gait Research 18th International Conference, 2007, Burlington, VT, EUA. p.132

Muniz, A. M. S., Nobre, F. F., Liu, H., Lyons, K. E., Pahwa, R., Liu, W., Nadal, J. Assessment of the Effects of Subthalamic Stimulation in Parkinson Disease Patients by Artificial Neural Network. In: 30th Annual International IEEE EMBS Conference [CD-ROM], pp. 4700-4703, Vancouver, British Columbia, Canada, Aug. 24-28, 2008

Muniz, A. M. S., Liu, H., Liu, W., Nadal, J. Assessment of the deep brain stimulation of the subthalamic nucleus in Parkinson disease using principal component analysis In: XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Salvador/ BA, nov 2008, p.1-4.