

Carolina Minami Yokaichiya
Alberto Wisbeck Neto

note final
9,2 (nove e dois)
heby

**Determinação de Indicadores de Estabilidade da Marcha
Humana Baseados na Dinâmica Não-Linear**

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo para obtenção de
conclusão do curso de
Engenharia.

São Paulo
2004

Carolina Minami Yokaichiya
Alberto Wisbeck Neto

**Determinação de Indicadores de Estabilidade da Marcha
Humana Baseados na Dinâmica Não-Linear**

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo para obtenção de
conclusão do curso de
Engenharia.

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador:
Raul Gonzalez Lima

São Paulo
2004

AGRADECIMENTOS

Ao nosso orientador Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima pela dedicação e apoio.

Ao amigo Luciano Luporini Menegaldo pelo incentivo e motivação.

Aos amigos do Laboratório de Marcha da AACD pela orientação e compreensão.

A todos os que contribuíram com a execução desse trabalho.

SUMÁRIO

Lista de figuras

Lista de tabelas

Resumo

Abstract

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	OBJETIVO.....	2
3.	CRONOGRAMA.....	3
4.	ESTUDO DOS PRINCÍPIOS BÁSICOS DA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA.....	6
5.	ESTUDO DA TEORIA DOS MULTIPLICADORES DE FLOQUET NA MARCHA HUMANA E ESTABILIDADE DE SISTEMAS OSCILATÓRIOS NÃO-LINEARES	10
6.	PATOLOGIA E ANÁLISE DE MARCHA EM PARALISIA CEREBRAL.....	21
6.1.	Definição e breve histórico	21
6.2.	Classificação	22
6.3.	Fisiologia.....	22
7.	TESTE PILOTO COM EXAME PATOLÓGICO.....	24
8.	TESTES COM MARCHA NÃO PATOLÓGICA.....	30
9.	TESTES COM MARCHA PATOLÓGICA	32
10.	ANÁLISE ESTATÍSTICA	36
11.	SOFTWARE	40
12.1.	Tipo de sistema	40
12.2.	Ciclo de vida de projeto do software.....	40

12.3. Especificações de requisitos.....	41
12. CONCLUSÃO	44
ANEXO A.....	46
ANEXO B	48
13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56

Lista de figuras

Figura 1 - Fases da marcha.....	7
Figura 2 – Exemplo do modelo do sistema.....	11
Figura 3 – Diagrama de fase do quadril, joelho e tornozelo de marcha não patológica e patológica	12
Figura 4 - Multiplicadores de Floquet no plano complexo	17
Figura 5 - Eventos da marcha.....	26
Figura 6 - Mapa de Poincaré de Left Pelvic Tilt em Heel Strike	27
Figura 7 - Mapa de Poincaré do Left Pelvic Tilt em Foot Flat	27
Figura 8 - Mapa de Poincaré de Left Pelvic Tilt em Heel Off.....	28
Figura 9 - Mançã de Poincaré de Left Pelvic Tilt em Toe Off	28
Figura 10 - Mapa de Poincaré de marcha não patológica 1	31
Figura 11 - Mapa de Poincaré de marcha não patológica 3	31
Figura 12 - Mapa de Poincaré de marcha não patológica	33
Figura 13 - Mapa de Poincaré de paciente de paralisia cerebral.....	33
Figura 14 - Distribuição dos multiplicadores de Floquet em HS	34
Figura 15 - Ciclo de vida do projeto do software.....	41
Figura 16 - Tela do caso de uso Cálculo dos identificadores.....	43

Lista de tabelas

Tabela 1 - Cronograma de atividades do primeiro semestre	4
Tabela 2 - Cronograma de atividades do segundo semestre	5
Tabela 3 - Classificação da paralisia cerebral	22
Tabela 4 - α dos multiplicadores de Floquet do	29
Tabela 5 - Indicadores de estabilidade de marchas patológicas.....	34
Tabela 6 - Índices de estabilidade do teste piloto	46
Tabela 7 - Índice de estabilidade do teste piloto em KF	47

RESUMO

A paralisia cerebral ocorre no cérebro imaturo e afeta mais facilmente o córtex motor, região do cérebro responsável pela coordenação motora. Devido a essa doença, estes pacientes tendem a se locomover com mais dificuldade do que pessoas de marchas não patológicas. Por este motivo, o estudo da estabilidade da marcha desses pacientes é importante para o tratamento.

A determinação de indicadores de estabilidade da marcha de portadores de paralisia cerebral é o objetivo principal deste estudo e, a partir destes indicadores, faz-se uma tentativa de correlacioná-los clinicamente com os níveis da patologia.

Observando-se somente os membros inferiores e quadril, estudam-se os mapas de Poincaré e diagrama de fase para detectar anormalidades na marcha de portadores de paralisia cerebral. Posteriormente calculam-se os multiplicadores de Floquet, que são os principais indicadores de estabilidade da marcha.

Realizaram-se testes com marchas patológicas e não patológicas e um estudo estatístico comprovou a validade do método aplicado em pacientes de paralisia cerebral. Concluiu-se que pacientes com paralisia cerebral exibem uma maior variação desse índice, visto que a severidade da patologia influencia a estabilidade da marcha. Também se concluiu que esse indicador é maior em marchas de portadores de paralisia cerebral que em marchas não patológicas.

Paralisia cerebral
multiplicadores de Floquet

ABSTRACT

Cerebral palsy is a lesion in the immature brain that affects mainly the motor cortex. As the motor cortex is the brain region responsible for the motor coordination, patients affected with this condition tend to have impaired movements. That is why the study of gait stability is so important for the treatment of people with this condition.

Main objective of this study is to determine the gait's stability indicators for patients with cerebral palsy. Afterwards, these indexes are to be correlated to pathology level.

Only the lower limbs and the hip were considered in this cinematic approach. Poincaré maps and phase diagrams were plotted and analyzed to detect any abnormality in the cerebral palsy patient's gait. Then the Floquet multipliers were calculated, which are the main indicators of gait's stability.

Tests were made with non-pathologic and pathologic gait along with a statistic study to prove the method valid for cerebral palsy patients. It was concluded that patients with this condition show a wider range of scores in this stability index. This is explained by the fact that the severity of the pathology plays an important role in the gait's stability. It was also concluded that cerebral palsy patient's scores in this index are higher than non-pathologic gait.

1. INTRODUÇÃO

A paralisia cerebral ocorre no parto ou nos primeiros meses de vida de uma criança e afeta principalmente o sistema motor, gerando dificuldades para a criança de controlar seus movimentos.

A marcha de portadores de paralisia cerebral é bastante irregular, por isso um estudo sobre a sua estabilidade dinâmica pode oferecer colaborações para o tratamento. Este relatório de projeto de conclusão de curso relata a determinação de índices que indicam a estabilidade das marchas de portadores de paralisia cerebral.

Tomou-se como base para o estudo a determinação de índices de estabilidade de marcha não patológicas, desenvolvida nos estudos de Hurmuzlu e Basdogan (1994), a determinação de índices de estabilidade de marcha e de simetria bilateral de pessoas que contraíram e sobreviveram a poliomielite, desenvolvidos nos estudos de Hurmuzlu et al (1996), e os índices de normalidade da marcha baseados em critérios estatísticos, desenvolvido nos estudos de Schutte et al (2000).

A partir da determinação dos índices de estabilidade da marcha de pacientes de paralisia cerebral faz-se uma tentativa de estabelecer uma correlação entre esses índices e o nível de patologia, o objetivo desta correlação é facilitar e melhorar o diagnóstico da marcha desses pacientes, fazendo com que o tratamento seja mais eficaz.

2. OBJETIVO

A presente proposta de projeto de conclusão de curso consiste no emprego de índices numéricos que exprimem o grau de estabilidade da marcha humana não patológica e patológica de portadores de paralisia cerebral. Estes índices são baseados na Teoria de Floquet para sistemas não lineares com comportamento periódico. Ao serem comparados com critérios usuais de diagnóstico da marcha em portadores de paralisia cerebral tenta-se estabelecer correlações clínicas entre os índices e o nível da patologia.

Os dados utilizados para a determinação dos índices, realização dos testes e aplicação do método desenvolvido na população de marchas não patológicas e patológicas são de exames de marcha realizados no Laboratório de Marcha da AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente). Uma vez que os índices tenham correlações diretas com os critérios de mensuração do grau de patologia incorporaram-se os métodos num software para uso na AACD.

3. CRONOGRAMA

A Tabela 1 mostra o cronograma de atividades, dividido em semanas, para a realização do projeto de formatura para o primeiro semestre.

Atividades:

- A.** Estudo dos princípios básicos da análise da marcha humana.
- B.** Estudo de princípios de estabilidade de sistemas oscilatórios não-lineares.
- C.** Estudo da teoria dos multiplicadores de Floquet na marcha humana.
- D.** Estudo da patologia e da análise de marcha em paralisia cerebral.
- E.** Determinação dos critérios de inclusão e exclusão da base de exames fornecidos pela AACD.
- F.** Implementar em MatLab o indicador sugerido por Hurmuzlu e Basdogow (1994). Testes piloto com um exame patológico.
- G.** Implementar em MatLab o indicador sugerido por Hurmuzlu et al (1996). Testes piloto com um exame patológico.
- H.** Implementar em MatLab o indicador sugerido por Schutte et al (2000). Testes piloto com um exame patológico.
- I.** Aplicar os métodos desenvolvidos em F, G e H para a população de marchas não patológicas.
- J.** Aplicar os métodos desenvolvidos em F, G e H para a população de pacientes selecionados em E.
- K.** Redação do Relatório Parcial.
- L.** Redação do relatório final.

Tabela 1 - Cronograma de atividades do primeiro semestre

Atividades	Abril				Maio				Junho			
	s1	s2	s3	s4	s1	s2	s3	s4	s1	s2	s3	s4
A	■	■										
B			■									
C			■	■								
D					■	■						
E					■	■						
F							■	■				
G							■	■				
H							■	■				
I							■	■				
J							■	■				
K			■	■					■	■	■	■
L									■	■	■	■

E a Tabela 2 mostra o cronograma de atividades para realização do projeto de formatura para o segundo:

- A. Complementar a implementação do indicador sugerido por Hurmuzlu et al (1996) e realizar testes piloto com exame patológico.
- B. Desenvolver o software.
- C. Determinar critérios de inclusão e exclusão da base de exames fornecidos pela AACD.
- D. Aplicar o método desenvolvido para população de marchas não patológicas.
- E. Aplicar o método desenvolvido para população de marchas patológicas selecionadas.
- F. Análise estatística.
- G. Escrever minuta do artigo.
- H. Escrever o artigo final.
- I. Composição do relatório parcial.

J. Composição do relatório final.

K. Apresentação do projeto de conclusão de curso.

Tabela 2 - Cronograma de atividades do segundo semestre

Outubro				Novembro					Dezembro			
13/10	a	20/10	a	27/10	a	3/11 a 9/11	10/11	a	17/11	a	24/11	a
19/10		26/10		2/11			16/11		23/11		30/11	
											1/12 a 7/12	
F	F	F										
			H		H							
						J		J				
										K		

4. ESTUDO DOS PRINCÍPIOS BÁSICOS DA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA

A marcha humana consiste em um ciclo de movimentos repetidos dos membros inferiores, numa seqüência que, simultaneamente, avança o corpo ao longo de uma linha de progressão, enquanto também mantém uma postura estável de sustentação do peso corporal. A marcha depende da mobilidade articular e da ação muscular seletiva, e deve ser otimizada para proporcionar a conservação de energia fisiológica.

A marcha não patológica subdivide-se em duas fases: de apoio e de balanço. No apoio, o pé do membro estudado está em contato com o solo e no balanço o membro observado está avançando no espaço.

Durante a marcha não patológica ocorre uma seqüência de eventos em ciclos, estes eventos são utilizados como objetos da análise de marcha e podem ser definidos como:

- Toque do calcanhar, TO indicado na Fig. 1. Neste texto faz-se referência a este evento como HS, do inglês *heel strike*;
- Aplanamento do pé, AP indicado na Fig. 1. Neste texto faz-se referência a este evento como FF, do inglês *foot flat*;
- Desprendimento do calcanhar, IM indicado na Fig. 1. Pode ser entendido também como o início do apoio duplo. Neste texto faz-se referência a este evento como HO, do inglês *heel off*;
- Desprendimento dos dedos, DD indicado na Fig. 1. Pode ser entendido também como início do apoio simples da outra perna. Neste texto faz-se referência a este evento como TO, do inglês *toe off*.

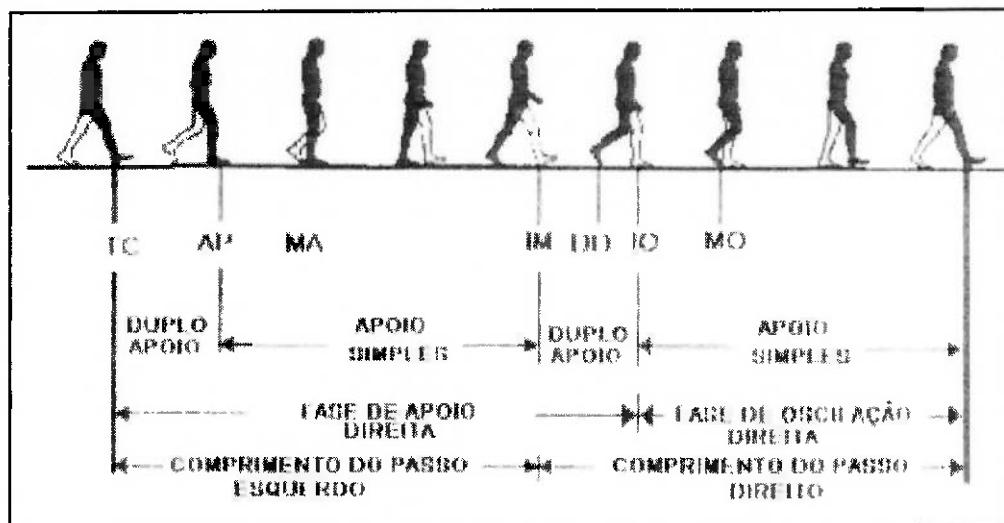


Figura 1 - Fases da marcha

Fonte: Amadio, A. C. et al (1997)

A análise da marcha é realizada num laboratório de marcha e existem vários métodos de análise:

- Análise visual:

A análise visual pode ser vista desarmada e videoimagem. Este tipo de análise é importante, pois dela surgem as dúvidas e eventuais propostas de tratamento. O registro em vídeo permite a visualização da marcha em câmara lenta, e pode-se reproduzir a fita quantas vezes forem necessárias, sem a necessidade de exaurir o paciente.

- Métodos analógicos:

Os métodos analógicos utilizam temporizadores (foot switch) e eletromiografia com registro em polígrafo. Esses métodos são complementares a análise visual, pois permitem o registro de tempo, essencial para análise da velocidade, cadência e duração das fases de apoio e balanço. A eletromiografia permite a análise quantitativa da atividade elétrica do músculo e a inferência da sua ação.

- Métodos digitais:

Os métodos digitais podem medir parâmetros de tempo e distância, podendo-se calcular velocidade, cadência, tamanho dos passos e passadas e a duração das fases de apoio e balanço e períodos (duplo apoio, apoio simples, etc). Esses parâmetros são registrados graficamente no computador, assim, se obtém cálculos precisos, que mostram o desempenho do paciente durante a locomoção e indicam os caminhos das causas de eventuais alterações da fisiologia que poderiam estar provocando um déficit.

Os métodos digitais medem também a cinemática (deslocamentos e rotações angulares) dos segmentos corporais. No plano coronal mede-se a obliquidade pélvica e abdução – adução dos quadris e dos joelhos. No plano sagital mede-se a versão pélvica, flexão – extensão dos quadris e dos joelhos e flexão dorsal e plantar dos tornozelos. No plano transverso mede-se a rotação pélvica, dos quadris e dos pés. Através da análise cinemática é possível quantificar as alterações percebidas ou não na análise visual, e correlacioná-la com outros desvios, para então defini-la como um problema primário ou uma resposta adaptativa.

Existem métodos digitais que medem a cinética (análise das forças relativas ao solo, momentos e potências exercidos sobre as articulações). São medidos momentos de força internos e potências nos planos coronal e sagital do quadril, joelho e pelve. Medem-se vetores de reação das forças aplicadas ao solo verticais, de cisalhamento ântero – posterior e de cisalhamentos latero – lateral. Medem-se também os centros de pressão com análise das áreas dos pés onde é exercida pressão durante o apoio. Através da análise cinética estão surgindo métodos mais eficazes de análise que futuramente permitirão uma maior simplicidade e menor custo no procedimento de diagnóstico.

Existem métodos digitais que também medem a eletromiografia com sinais bruto, envelope e integrados. A captura desses sinais podem ser por eletrodos de

superfície, internos, transmissão por cabo ou telemétrica por radio – freqüência. Como dito anteriormente, a eletromiografia permite a análise quantitativa da atividade elétrica do músculo e a inferência da sua ação. A eletromiografia dinâmica é mais utilizada como informação complementar quando há dúvida sobre a eventual contribuição de um músculo na produção de determinada anomalia.

E o último método digital que se pode utilizar a análise de marcha mede o consumo de energia, que pode ser medida pelo consumo de O₂ ou produção de CO₂, pela análise de energia mecânica (cinética e potencial) ou pela freqüência cardíaca. Através do conhecimento dos gastos energéticos pode-se inferir a melhora ou piora de um paciente na sua evolução, ou depois de determinado tratamento.

Apesar de todos esses métodos de análise de marcha, existe ainda uma dificuldade de obtenção de uma nota ou de um julgamento para a marcha bípede e terminam por propor um método baseado num índice numérico para analisar a estabilidade dinâmica da marcha humana.

5. ESTUDO DA TEORIA DOS MULTIPLICADORES DE FLOQUET NA MARCHA HUMANA E ESTABILIDADE DE SISTEMAS OSCILATÓRIOS NÃO-LINEARES

A teoria de Floquet é utilizada para investigar a estabilidade local de pontos críticos num mapa discreto. De um modo mais simples, ela é utilizada para medir a resistência da marcha a perturbações externas.

A marcha humana pode ser representada como um sistema dinâmico não – linear e pode ser descrita pela equação diferencial:

$$\frac{d}{dt}x(t) = F(x, t) \quad (1)$$

Onde x é um vetor no espaço. O vetor campo $F(., t) = F(., t+T)$ é periódico e de período T . O conjunto de soluções que representam os padrões de marcha são dados por:

$$x(t) = x(t + T) \quad (2)$$

Para utilização da teoria de Floquet é necessário que se escolha um modelo dinâmico para o sistema a ser estudado. O modelo conta com n variáveis (também conhecidas como variáveis de estado). As variáveis são q_1, q_2, \dots, q_n e suas derivadas em relação ao tempo $\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dots, \dot{q}_n$. O vetor x pode ser representado por:

$$x = [q_1, q_2, \dots, q_n, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dots, \dot{q}_n]^T \quad (3)$$

A Fig. 2 mostra um exemplo de modelo com 3 variáveis de estados q_1 , q_2 , q_3 . Observa-se que algumas simplificações foram adotas nesse modelo. A principal foi quanto à negligência da dinâmica do pé. Para esse estudo o pé foi tratado como uma junta puramente rotacional. Além disso, o modelo utilizado possui variações bruscas de velocidade que não são experimentadas na marcha humana devido à absorção das forças impulsivas pelo tecido mole da sola do pé. Outra importante simplificação adotada é a simetria direito-esquerda. Portanto, apesar de esse modelo não se aplicar a pacientes de paralisia cerebral, é uma boa simplificação para o estudo da marcha não patológica.

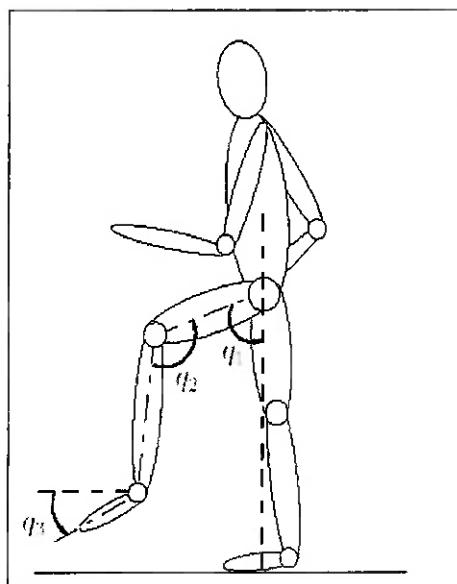


Figura 2 – Exemplo do modelo do sistema
Fonte: Marghitu, D. B. e Stoenescu, E. D.⁽⁶⁾

Nos gráficos de q_1 contra \dot{q}_1 mostrados na Figura 3 foram identificadas quatro fases da marcha humana não patológica. O primeiro momento observado foi o toque do calcanhar (HS – heel strike). Ele é caracterizado por uma súbita diminuição da velocidade (\dot{q}_1) sem que haja variação do ângulo. Esse momento é seguido pelo aplanamento do pé (FF – foot flat). Nessa fase dá-se impulsão para a transferência do

ponto pivô. Segue-se a fase de saída do calcanhar (HO – heel off). Nela a velocidade aumenta significativamente sem variação no ângulo. Por fim chega-se à fase de desprendimento dos dedos (TO – toe off). Ocorre uma grande variação do ângulo com velocidade praticamente constante. Usualmente a marcha humana não patológica forma uma trajetória fechada (órbita).

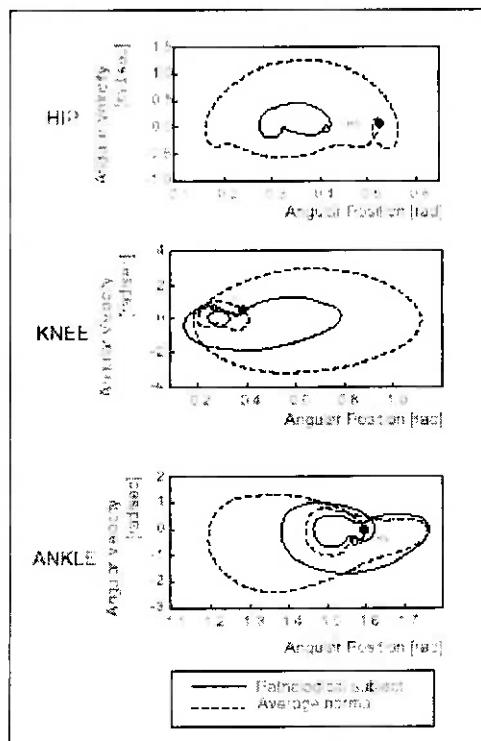


Figura 3 – Diagrama de fase do quadril, joelho e tornozelo de marcha não patológica e patológica
Fonte: Hurmuzlu et al (1994)

Na análise do sistema dinâmico é utilizado um mapa de Poincaré. Essa técnica consiste em criar planos transversais fictícios nas trajetórias em intervalos regulares e observar os pontos de intersecção.

O mapa de Poincaré mapeia o comportamento da variável de estado q_n em função de q_{n+1} . Os índices se referem a passos sucessivos dados pela pessoa. Nesse caso, se os pontos desse mapa se encontram na diagonal que divide o primeiro e o

terceiro quadrante do gráfico, diz-se que o mapa segue uma trajetória fechada (órbita) pois o ângulo q_1 é sempre o mesmo a medida que o indivíduo caminha. Uma importante característica desses mapas é que, teoricamente, eles independem da particular variável de estado ou do momento da marcha escolhido.

O mapa de Poincaré M seria dado então por:

$$X_{k+1} = M(x_k) \quad (4)$$

A determinação de índices que exprimem a estabilidade da marcha (Teoria de Floquet) é feita tomando-se as variáveis de estado definidas anteriormente, vetor x (Eq.3), obtendo uma função tal que:

$$x_{i+1} = f^{HS}(x_i) \quad (5)$$

A função tem índice HS para indicar que ela foi obtida no toque do calcanhar. Os vetores x_i e x_{i+1} denotam o vetor de estados no iésimo e iésimo+1 passos do mapa de Poincaré. Podemos tomar um ponto p_e localizado na diagonal do mapa de Poincaré. Analogamente:

$$x^{e+1} = f^{HS}(x^e) \quad (6)$$

Nesse ponto o movimento é periódico. Pode-se então linearizar o mapa em torno do ponto de equilíbrio x^e . Obtém-se:

$$x_{i+1} = J^{HS}(x_i) \quad (7)$$

Onde J^{HS} é a matriz Jacobiana. No caso com 6 variáveis de estados, a matriz Jacobiana é do tipo 6 x 6 com coeficientes constantes. Os autovalores dessa matriz são os chamados multiplicadores de Floquet. Para que o sistema seja dinamicamente estável é necessário que todos os multiplicadores de Floquet sejam menor que um. Como eles podem ser tanto reais quanto imaginários, costuma-se estabelecer que todos esses multiplicadores devem cair dentro do círculo unitário do plano Real x Imaginário para que o sistema seja estável.

Teoricamente o valor dos multiplicadores de Floquet não depende da particular seção do mapa de Poincaré utilizada para o seu cálculo. Caso o sistema utilizado para capturar o padrão de marcha pudesse acompanhar o valor de todas essas variáveis a todo instante, isso também seria verdade para a marcha humana. Porém o modelo utilizado em Hurmuzlu (1994) considera que o corpo humano é composto de somente sete segmentos. Essa simplificação invalida a invariância dos multiplicadores de Floquet. Para contornar esse problema o autor propõe a utilização de um outro índice α tal que:

$$\alpha = \frac{1}{2n} \sum_{i=1}^{2n} |\lambda_i| \quad (8)$$

onde n é o número de coordenadas generalizadas que representa a dinâmica do sistema e λ_i são os multiplicadores de Floquet.

Computacionalmente, foi utilizado um algoritmo que segue os passos a seguir.

- 1) Inicialmente alocam-se os valores medidos das variáveis em quatro matrizes

$A^{HS}, A^{FF}, A^{HO}, A^{TO}$. Os índices das matrizes representam a seção do mapa

de Poincaré usada. Cada matriz tem dimensão $m \times 2n$, onde m é o número de passos que a pessoa deu e n é o numero de coordenadas generalizadas utilizadas.

- 2) Definem-se 4 matrizes $m - 1 \times 2n$ dadas por: $B^{HS}, B^{FF}, B^{HO}, B^{TO}$. Elas são calculadas da seguinte maneira:

$$B_{i,j} = A_{i+1,j} \quad i = 1, m-1 \quad \text{e} \quad j = 1, 2n \quad (9)$$

Desse modo os vetores x_n e x_{n+1} são representados na enésima linha dos vetores A e B respectivamente.

- 3) Os componentes da matriz Jacobiana $J_{j,k}$ e do vetor constante Γ_j são computados de n aproximações lineares da forma:

$$x_{i+1}^j = \sum_{k=1}^{2n} J_{j,k} x_i^j + \Gamma_j, \text{ onde } j = 1, 2n \quad (10)$$

Utilizando-se dados nas matrizes A e B e um algoritmo de mínimos quadrados. Tem-se que:

$$B = J \cdot A$$

$$B \cdot A^T = J \cdot A \cdot A^T$$

$$B \cdot A^T \cdot \underbrace{(A \cdot A^T)^{-1}}_C = J$$

Portanto:

$$J = B \cdot A^T \cdot C \quad (11)$$

- 4) Os autovalores da matriz J são os multiplicadores de Floquet.
- 5) Por fim, calculam-se o valor de α utilizando-se os multiplicadores de Floquet na Eq.7.

Após todos esses cálculos, ainda é feita uma análise estatística dos resultados que confirma três hipóteses sobre α :

- I. As medidas do α numa dada seção da marcha (HS, FF, HO, TO) são idênticas entre diversos indivíduos.
- II. As medidas do α para um indivíduo nas quatro seções da marcha são similares.
- III. Quanto menor o valor de α , mais resistente é a marcha a perturbações externas.

Os multiplicadores de Floquet para marcha não patológica e patológica são obtidos da matriz Jacobiana e seu gráfico é obtido no plano complexo.

Os multiplicadores, para todas as marchas tem valor menor que 1, se a marcha for estável. A estabilidade relativa da marcha para todo tipo de marcha é quantificada pelo maior multiplicador, que é chamada medida γ . Para uma marcha não patológica $\gamma = 0.47$. Para as marchas patológicas, γ varia entre 0.55 e 0.78, como mostra a Figura 4. Pode-se concluir então, que quanto maior for o multiplicador de Floquet, maior será a instabilidade da marcha.

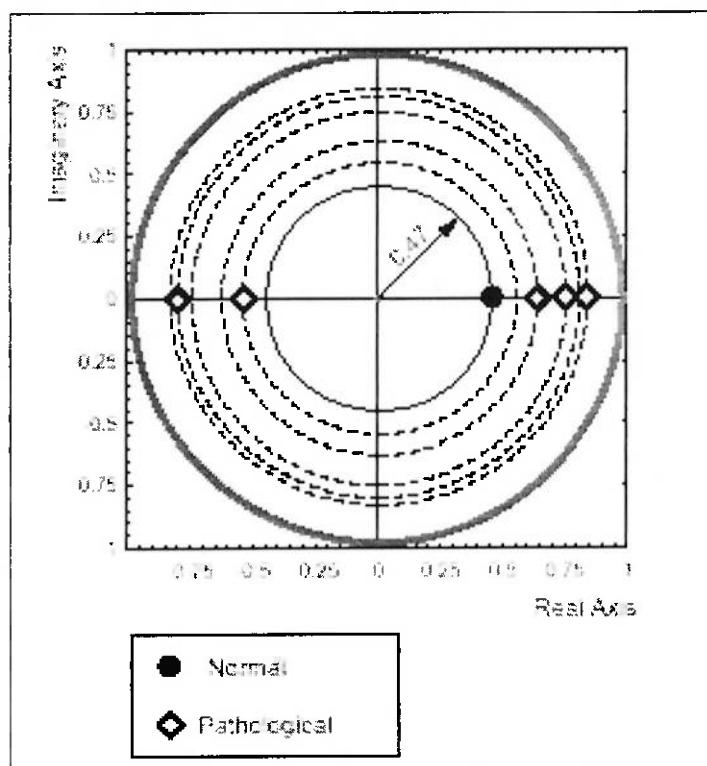


Figura 4 - Multiplicadores de Floquet no plano complexo
Fonte: Hurmuzlu et al (1994)

Nos estudos realizados por Hurmuzlu et al (1996), foram estabelecidos índices de estabilidade da marcha de pessoas que contraíram poliomielite. O método utilizado para determinar esses índices foi o mesmo descrito acima, porém, o evento utilizado para definir as seções do mapa de Poincaré deixou de ser o contato do pé com o solo, e passou a ser a máxima flexão do joelho no plano sagital.

A utilização do evento de máxima flexão do joelho no plano sagital em detrimento dos eventos usados no estudo de Hurmuzlu e Basdogan (1994) é devido a aquisição de dados mais consistentes da rotação do joelho com o uso da eletromiografia. A vantagem de se utilizar este ponto de referência para análise de marcha é que assim pode-se quantificar a simetria bilateral e a estabilidade dinâmica da marcha.

A simetria da marcha pode ser quantificada por:

$$\psi_i^s = \frac{|{}^L\Gamma_i^s - {}^R\Gamma_i^s|}{\max[{}^L\Gamma_i^s, {}^R\Gamma_i^s]}, \quad (12)$$

onde ${}^L\Gamma_i^s$ e ${}^R\Gamma_i^s$ são as áreas das órbitas direita e esquerda que descrevem a marcha (gráficos da posição angular contra velocidade angular), i é a junta (quadril, joelho e tornozelo) e s é o plano sagital, no qual se fez a análise. O valor de ψ_i^s é entre zero e um. Quanto mais próximo o valor de ψ_i^s for de zero, maior é o nível de simetria bilateral.

Uma quantificação da simetria total tem-se a partir da soma da simetria de cada junta:

$$\Psi^s = \psi_{quadril}^s + \psi_{joelho}^s + \psi_{tornozelo}^s \quad (13)$$

Apesar do estudo realizado por Hurmuzlu et al (1996) fazer a análise da simetria bilateral da marcha, esta não será efetuada neste estudo, pois não é o objetivo do mesmo.

O método de cálculo dos multiplicadores de Floquet na máxima flexão do joelho é o mesmo utilizado anteriormente e, portanto, os valores encontrados são menores que 1 se a marcha for estável. O maior valor dos multiplicadores de Floquet (β) indica quão estável é essa marcha. No estudo de Hurmuzlu et al (1996), para marchas não patológicas, a média do índice de estabilidade da marcha é $\beta = 0,367 \pm 0,057$ e para pessoas que contraíram poliomielite $\beta = 0,581 \pm 0,164$.

O método utilizado nos estudos de Hurmuzlu para calcular os multiplicadores de Floquet foi descrito acima. Porém, os dados fornecidos pela AACD para a realização

deste projeto não permitem a perfeita aplicação deste método, obrigando os autores deste trabalho a encontrar uma solução.

A solução do problema foi trabalhar com as matrizes A, B e C, onde:

$$\begin{aligned} A &= \begin{bmatrix} x_1^{HS} & x_2^{HS} & \dots & x_8^{HS} & : & x_1^{HS} & \dots & x_8^{HS} & : & \dots & : & x_1^{HS} & \dots & x_8^{HS} \end{bmatrix} \\ B &= \begin{bmatrix} x_1^{HS+1} & x_2^{HS+1} & \dots & x_8^{HS+1} & : & \dots & : & \dots & : & x_1^{HS+1} & \dots & x_8^{HS+1} \end{bmatrix} \\ C &= \begin{bmatrix} x_1^{HS+2} & x_2^{HS+2} & \dots & x_8^{HS+2} & : & \dots & : & \dots & : & x_1^{HS+2} & \dots & x_8^{HS+2} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (14)$$

Onde $x_i^{HS} = [q_1 \ q_2 \ \dots \ q_8 \ q_9]^T$, no qual o índice i indica o i -ésimo passo.

O método de mínimos quadrados fica:

$$\begin{bmatrix} B \\ C \end{bmatrix} = J \cdot \begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} \quad (15)$$

A resolução da Eq. 15 tem o mesmo resultado que a Eq. 11. Assim, faz-se o cálculo de α utilizando a Eq. 7 e a partir dos resultados obtidos pode-se fazer as três hipóteses anteriores:

- I. As medidas do α numa dada seção da marcha (HS, FF, HO, TO) são idênticas entre diversos indivíduos.
- II. As medidas do α para um indivíduo nas quatro seções da marcha são similares.
- III. Quanto menor o valor de α , mais resistente é a marcha a perturbações externas.

Quando se utiliza uma repetição de valores dentro de uma matriz, como nas matrizes A, B e C, é importante observar se esses valores são linearmente dependentes. Se isto acontecer, deve-se adicionar um ruído aos valores, para melhorar o condicionamento numérico das matrizes.

6. PATOLOGIA E ANÁLISE DE MARCHA EM PARALISIA CEREBRAL

6.1. Definição e breve histórico

Paralisia cerebral é causada por uma lesão no cérebro imaturo. Essa lesão ocorre normalmente durante o parto, ou logo após, nos primeiros meses de vida do recém nascido. Qualquer parte do cérebro pode ser afetada, porém o córtex motor é mais vulnerável a essas lesões. O primeiro médico a descrever essa doença foi o Dr. William John Little em 1862. Na sua palestra além de descrever a doença ele aponta diversas causas para a paralisia cerebral como: partos complicados, nascimento prematuro e asfixia neonatal.

Outro médico interessado em paralisia cerebral foi Sigmund Freud. Ele foi o primeiro a classificar a doença em diversos grupos, bem como relacioná-la a outros problemas como: retardamento mental, epilepsia e problemas visuais.

No inicio do século XX a maioria das publicações relacionadas à paralisia cerebral versava sobre o seu tratamento, que ia da inibição de movimentos com a utilização de órteses até a sua facilitação com diversas técnicas de estimulação. Porém a confusão era grande devido à falta de uniformidade na nomenclatura. Em 1956 foi estabelecido um sistema que é usado até hoje (Minear 1956). Também foi iniciados um projeto em 12 hospitais com mais de 50.000 gestantes. Esse projeto incluía o acompanhamento dessas crianças até os sete anos de idade. Apesar da última criança desse projeto ter completado sete anos em 1973, em 1986 ainda estavam sendo publicados seus dados.

6.2. Classificação

A classificação utilizada atualmente foi desenvolvida pela American Academy of Cerebral Palsy (Minear 1956). O sistema clínico é baseado na fisiologia da disfunção motora e o número de membros afetados. Com isso ele dá uma descrição dos membros afetados, mas não fornece uma base para a discussão da etiologia ou da patologia do paciente.

Tabela 3 - Classificação da paralisia cerebral

Espasticidade	Diplégico	Afeta predominantemente as pernas	
	Quadriplégico	Os quatro membros são acometidos	
	Hemiplégico	Só um lado do corpo é afetado	
	Duplohemiplégico	Afeta predominantemente os braços	
Discinético	Hipercinético Distônico		

Adaptado de Minear (1956)

6.3. Fisiologia

A Tabela 3 classifica a paralisia cerebral de acordo com suas características fisiológicas e anatômicas. *Espasticidade* é definida como um aumento no tônus muscular devido a uma sobrecarga de estímulos cerebrais. Assim o músculo fica rígido e a pessoa não tem controle pleno sobre os movimentos desse músculo.

Discinésia são movimentos motores anormais que são mais facilmente notados quando o paciente inicia o movimento. O padrão de movimentação e a postura desses pacientes são inadequados. Pacientes acometidos com hipercinética tem uma grande quantidade de movimentos involuntários. Já os distônicos têm o tônus muscular alterado

induzido por movimentos anormais e usualmente assume posturas distorcidas. Os dois tipos de discinésias podem ocorrer no mesmo paciente e são independentes.

A classificação topográfica aparentemente é simples, porém na prática ela é por vezes difícil de aplicar. Pacientes *hemiplégicos* (ou hemiparéticos) têm uma disfunção motora em apenas um lado do corpo, enquanto o outro lado se movimenta normalmente. A extremidade superior é mais afetada que a inferior. Já pacientes *diplégicos* (ou parético) têm as duas pernas afetadas pela paralisia, enquanto os membros superiores não são tão afetados. Freud chamava essa condição de *paraplegia*. Mas esse termo indica que os membros superiores têm mobilidade total, o que é uma condição muito rara. *Quadriplegia* implica anormalidades nos quatro membros, sendo que as pernas são mais afetadas. Ainda há o termo *dupla hemiplegia*, utilizada para raros casos em que o paciente tem os quatro membros afetados, com os braços mais afetados que as pernas....

Apesar de ser amplamente utilizado para a classificação de pacientes de paralisia cerebral, essa escala apresenta alguns problemas. Primeiramente não há nenhuma indicação da etiologia do paciente. Depois, essa escala é difícil de ser aplicada com precisão. Estudos mostram que dois indivíduos treinados têm somente 55% de chance de concordar com essa classificação.

7. TESTE PILOTO COM EXAME PATOLÓGICO

O método desenvolvido para determinação dos índices de estabilidade de marcha foi feito de acordo com o método na seção 5 deste relatório. A rotina foi escrita no MatLab e com os dados fornecidos pela AACD realizou-se o teste piloto.

Os dados utilizados no teste são de um paciente de paralisia cerebral que realizou no Laboratório de Marcha da AACD um total de oito passos. Durante esses passos foram medidos 9 variáveis de estado para o lado direito e 9 variáveis de estado para o lado direito, pois não se considera o sistema simétrico.

Os equipamentos para aquisição dos dados foram:

- HD Vicon 370
- 6 câmeras infravermelha
- taxa de amostragem de 60Hz
- 3 plataformas ANTI modelo OR6-5-1000
- Eletromiografia dinâmica de superfície
- Motion analyse system de 10 canais modelo MA100

As 9 variáveis de estado são:

- Pelvic Tilt
- Pelvic Obliquity
- Pelvic Rotation
- Hip Flex/Ext
- Hip Adduction
- Hip Rotation

- Knee Flex/Ext
- Knee Valg Var
- Knee Rotation

Além das constantes de tempo:

- Cadence
- Stride Time
- Opposite Foot Off
- Opposite Foot Contact
- Step Time
- Single Support
- Double Support
- Foot Off

E as medidas de distâncias:

- Stride Length
- Step Length
- Speed

Todas essas variáveis de estado foram medidas tanto para a perna direita, como a perna esquerda.

Para determinar os eventos de HS, FF, HO e TO, utilizou-se as constantes de tempo de Double Support, Single Support, Opposite Foot Contact, Foot Off, respectivamente. Pode-se concluir isso a partir da Figura 5. O Double Support da perna

analisada inicia-se com o toque do calcanhar (HS). O Single Support da perna analisada inicia-se com o aplanamento do pé (FF). Juntamente com o Foot Contact da perna oposta àquela analisada tem-se o levantamento do calcanhar da perna analisada (HO). E finalmente, o Foot Off da perna analisada é exatamente o momento de TO. Os valores desses dados são em porcentagem do tempo que o evento ocorre no passo.

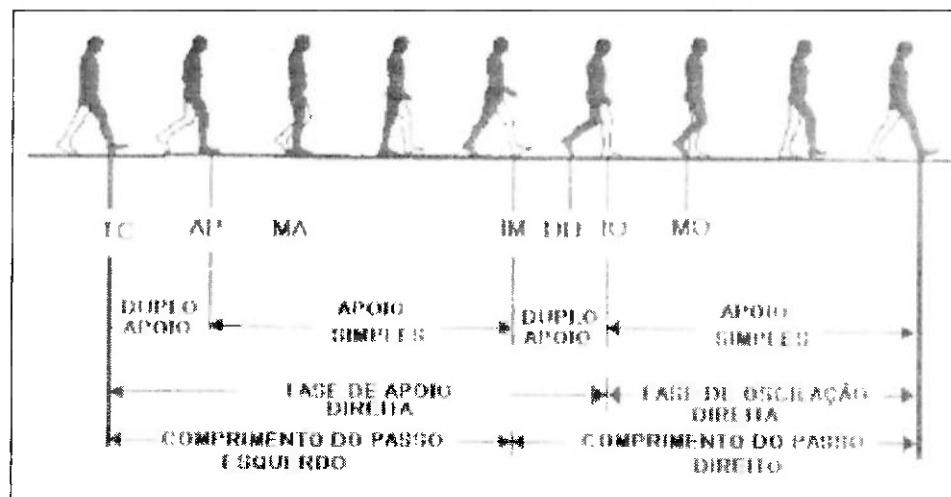


Figura 5 - Eventos da marcha
Fonte: Amadio, A. C. et al (1997).

Utilizando o algoritmo desenvolvido para a construção do mapa de Poincaré, têm-se os gráficos das Figuras 6, 7, 8 e 9. Estes mapas de Poincaré para a variável de estado Left Pelvic Tilt nos eventos da marcha HS, FF, Ho e TO mostram que os pontos se aproximam da diagonal do primeiro e terceiro quadrante. Portanto, pode-se admitir que o diagrama de fase dessa variável é uma órbita fechada, isto é, a marcha do paciente se repete (é cíclica).

Construindo o mapa de Poincaré para as outras variáveis de estado e obteve-se um resultado satisfatório para esta marcha. Isto significa que o paciente tem uma certa constância na sua marcha e que a cada passo os valores das variáveis se repetem.

Portanto esta marcha tem um nível de estabilidade, que será indicado posteriormente, pelo cálculo dos multiplicadores de Floquet.

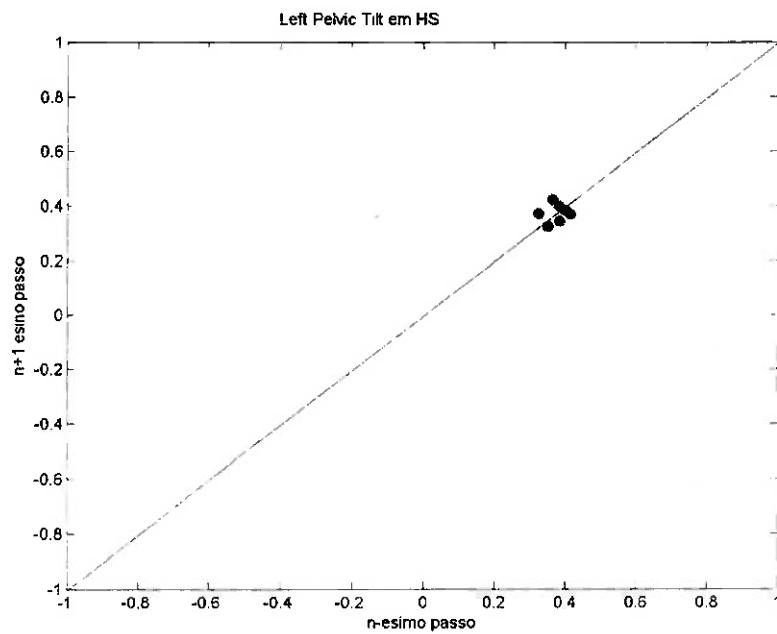


Figura 6 - Mapa de Poincaré de Left Pelvic Tilt em Heel Strike

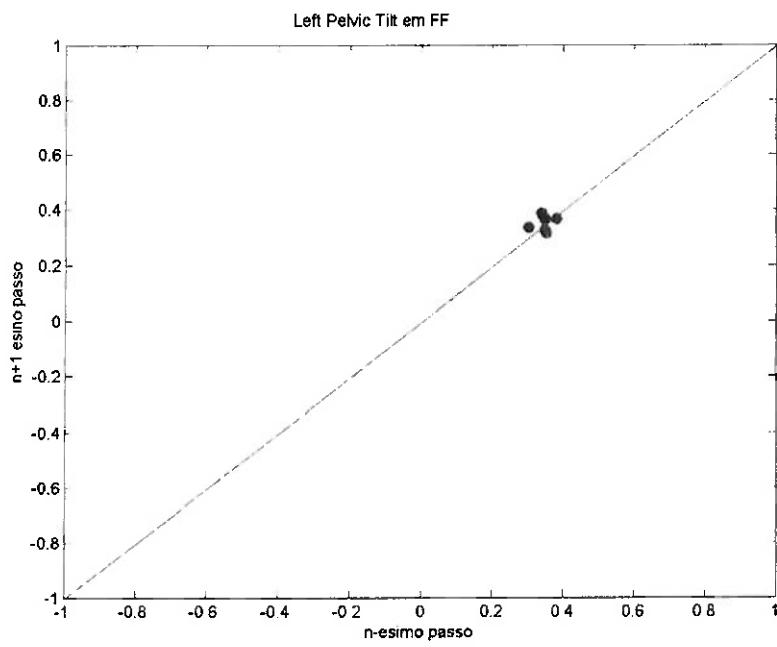


Figura 7 - Mapa de Poincaré do Left Pelvic Tilt em Foot Flat

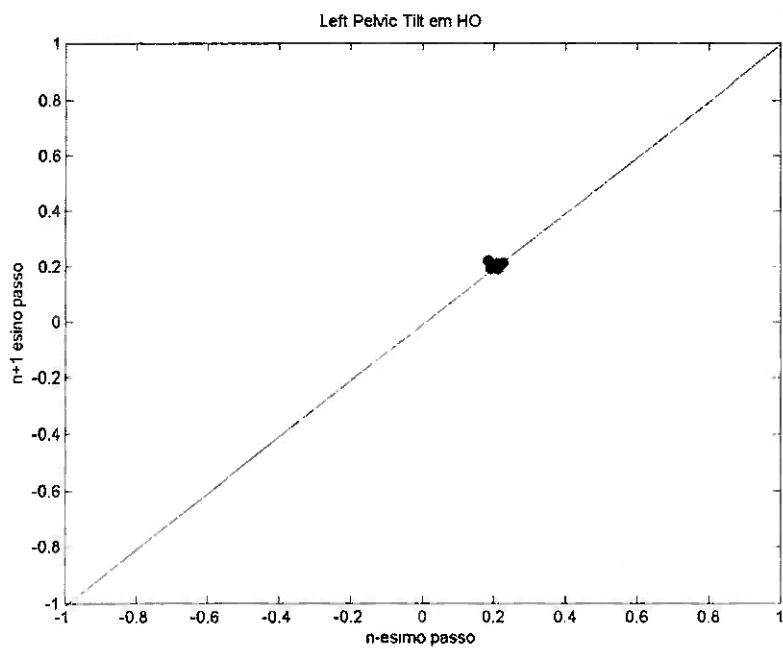


Figura 8 - Mapa de Poincaré de Left Pelvic Tilt em Heel Off

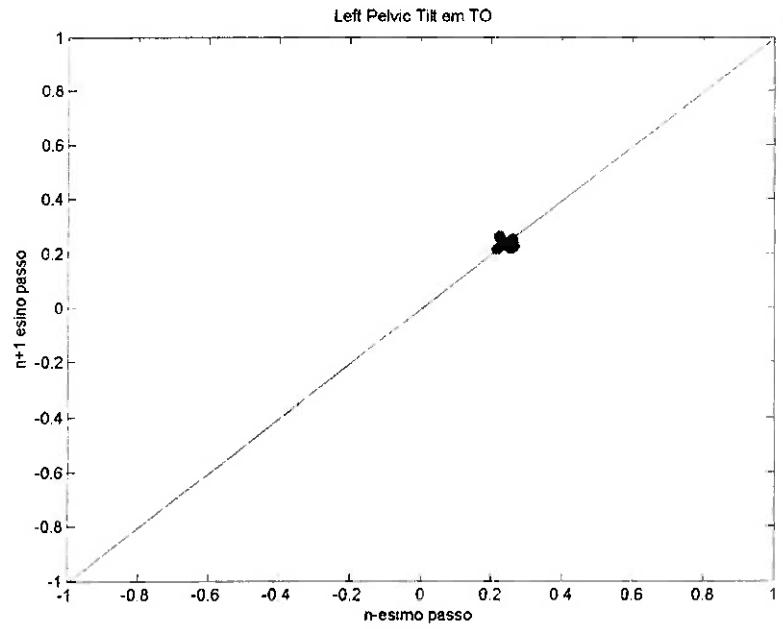


Figura 9 - Mapa de Poincaré de Left Pelvic Tilt em Toe Off

O próximo passo é calcular os multiplicadores de Floquet nos eventos de HS, FF, HO e TO, tanto do lado esquerdo, como do lado direito. Os multiplicadores de

Floquet calculados encontram-se no Anexo. Teoricamente esses valores deveriam estar dentro do círculo unitário do plano complexo, e a estabilidade poderia ser resumida pelo maior valor encontrado.

Portanto o índice de estabilidade da marcha do teste piloto é 0,89067. Os valores de α calculados estão na Tabela 4. Pode-se observar esses valores são menores do que um, isto quer dizer que a marcha tem um certo nível de estabilidade.

Tabela 4 - α dos multiplicadores de Floquet do teste piloto de paciente de paralisia cerebral

	HS	FF	HO	TO
α	0.83609	0.94011	0.86701	0.99719

A utilização do evento de máxima flexão do joelho no plano sagital em detrimento dos eventos usados no estudo de Hurmuzlu e Basdogan (1994) é devido a aquisição de dados mais consistentes da rotação do joelho com o uso da eletromiografia. Assim, pode-se calcular a estabilidade dinâmica da marcha utilizando o mesmo método de cálculo dos multiplicadores calculados anteriormente. O índice de estabilidade calculado para o teste piloto avaliado na máxima flexão do joelho no plano sagital vale 0,9342. Os multiplicadores de Floquet da máxima flexão do joelho encontram-se no Anexo.

A partir deste teste piloto pouco se pode concluir. É necessário também realizar outro teste piloto com uma marcha não patológica, para que seu resultado sirva como uma base de comparação. Testes com exames patológicos são essenciais para que se possa verificar a veracidade desta análise aplicada a pacientes de paralisia cerebral e, então, atingir o objetivo deste projeto de conclusão de curso, que é determinar índices que exprimam o grau de estabilidade da marcha de pacientes de paralisia cerebral.

8. TESTES COM MARCHA NÃO PATOLÓGICA

A realização de testes do programa desenvolvido com marchas não patológicas inicia-se na triagem dos dados disponíveis na AACD. No banco de dados disponível da associação há o registro de 15 marchas não patológicas. Para cada pessoa existe um arquivo com três passagens pelo corredor com as câmeras de captura de movimentos instaladas. A partir desse universo foram realizados inúmeros testes para obter-se um padrão de marcha, que foi comparado com os resultados da análise de pacientes portadores de paralisia cerebral.

Uma das dificuldades desse trabalho foi o reduzido número de passos que um particular indivíduo dava em cada passagem de medição. Para contornar essa dificuldade os passos dados por um indivíduo foram repetidos para que o número de dados disponível seja maior que o número de incógnitas.

Um problema decorrente do uso dessa técnica é a dependência linear entre os dados obtidos. Para resolver esse problema foi adicionado um ruído aleatório da ordem do milésimo da medição para eliminar a dependência linear entre os dados e melhorar o condicionamento numérico da matriz para os cálculos.

A partir disso, calculam-se os valores dos indicadores de estabilidade da marcha através do programa elaborado especialmente para esta função.

Inicialmente analisam-se os gráficos de Poincaré e pode-se observar nas Fig. 10 e 11 que os pontos encontram-se próximos á diagonal e, portanto, pode-se dizer que o sistema é periódico, isto é, a sua trajetória no diagrama de fases é cíclica.

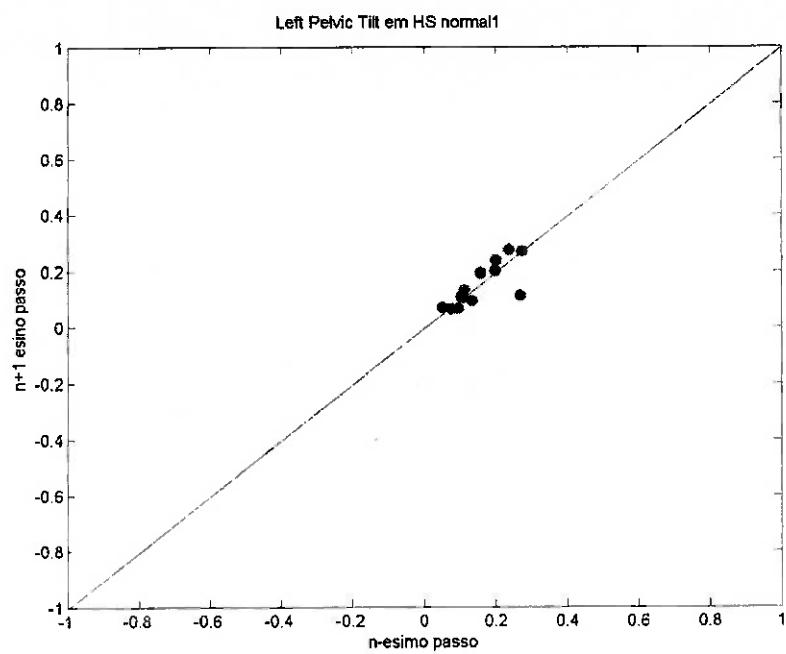


Figura 10 - Mapa de Poincaré de marcha não patológica 1

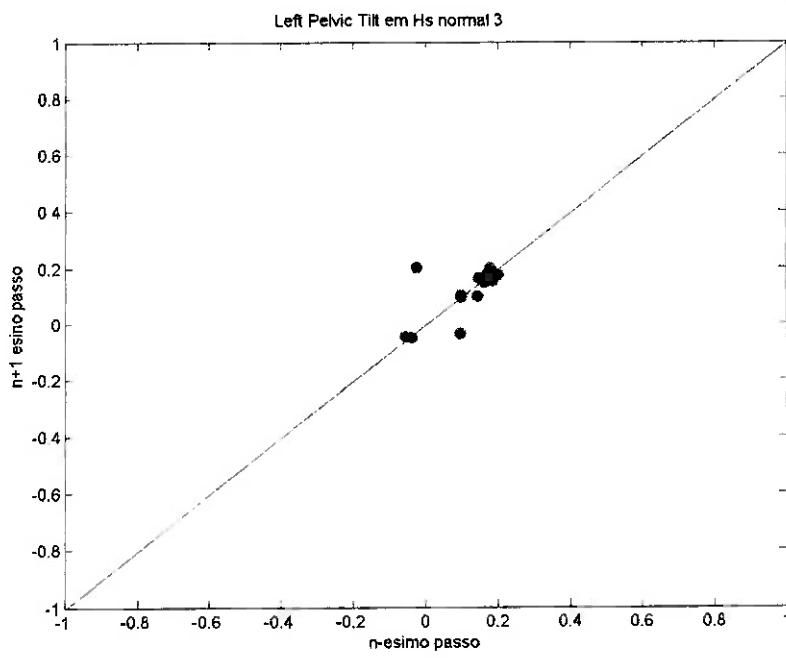


Figura 11 - Mapa de Poincaré de marcha não patológica 3

9. TESTES COM MARCHA PATOLÓGICA

Após a conclusão dos testes para a marcha não patológica, iniciou-se o trabalho de triagem do grupo de pacientes portadores de paralisia cerebral. De um total de quase 3000 registros, a simples triagem de determinados valores tornou-se uma grande tarefa. Pois os dados são classificados pelas datas dos testes. E nem todos os testes são de pacientes portadores de paralisia cerebral. Assim, cada arquivo foi aberto e seu conteúdo verificado para garantir que era a análise de marcha de um paciente com paralisia cerebral.

Decidiu-se também que só seriam aceitos pacientes que conseguissem realizar o teste sem a ajuda de órteses ou andadores. Pois esses aparelhos aumentam a estabilidade por oferecer um apoio extra.

Além do problema da triagem, as dificuldades descritas nos testes com marcha não patológica, como a quantidade de passos executados pelo paciente, também se aplicam para os testes de marcha patológica.

Outro problema de se analisar a marcha de pacientes portadores de paralisia cerebral é a ampla gama de severidade que pode a paralisia cerebral pode manifestar. Alguns pacientes têm índices de estabilidade de marcha bem próximos das marchas não patológicas. Outros têm índices que caracterizam quase uma marcha instável. Mas mesmo essa disparidade dos valores dos índices não invalidou os resultados da análise estatística conduzida para testar se o índice de estabilidade de marchas não patológicas é ou não maior que o índice de pessoas portadoras de paralisia cerebral.

Numa comparação dos mapas de Poincaré de uma marcha não patológica e de uma marcha patológica pode-se observar que os pontos da marcha patológica encontram-se mais espalhados. Isto quer dizer que a marcha deste paciente possui

alguns desvios, quanto a repetição de seus movimentos. Portanto a sua órbita do diagrama de fases não será muito cílica e sim tendendo a uma helicoidal.

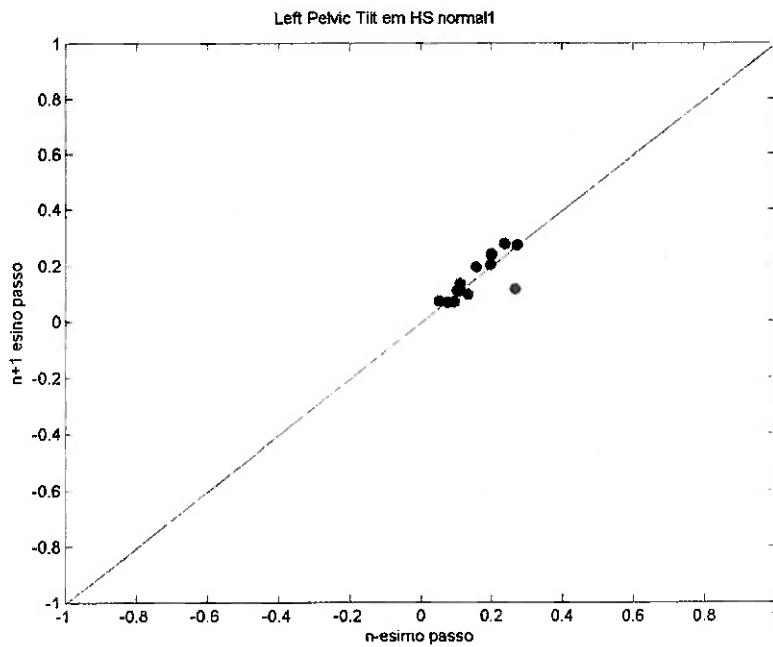


Figura 12 - Mapa de Poincaré de marcha não patológica

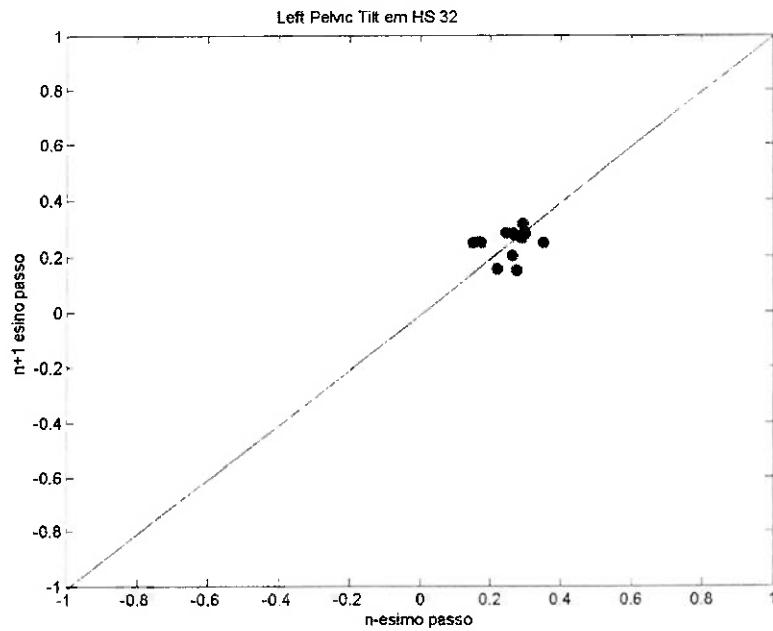


Figura 13 - Mapa de Poincaré de paciente de paralisia cerebral

Fazendo-se o cálculo dos multiplicadores de Floquet encontram-se os indicadores de estabilidade da marcha. A Tabela 5 mostra os indicadores das marchas patológicas cujos dados foram obtidos do Laboratório de Marchas da AACD.

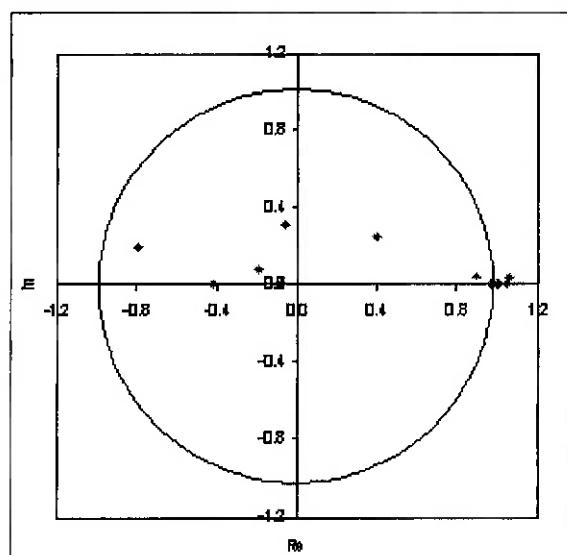


Figura 14 - Distribuição dos multiplicadores de Floquet em HS

Tabela 5 - Indicadores de estabilidade de marchas patológicas

Paciente	HS	FF	HO	TO
222	0.66905	0.73704	0.74915	0.83420
232	0.70596	0.73435	0.80435	0.82042
262	0.64147	0.78348	0.81930	0.71275
320	0.92848	0.86776	0.95105	0.81302
428	1.09920	0.97565	1.30820	1.31910
302	0.78030	0.79730	0.78487	0.77124
388	0.77951	0.76695	0.83104	0.81587
412	0.71913	0.78791	0.80165	0.74321
426	0.73747	0.91456	0.93693	0.88165

A partir desses valores calculados pode-se deduzir que a marcha de pessoas portadoras de paralisia cerebral é menos instável e, portanto, mais sujeita a perturbações externas.

10. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Uma vez realizados os testes com marchas não patológicas e de pacientes de paralisia cerebral, faz-se uma análise estatística dos resultados obtidos para verificar a validade dos métodos utilizados para os pacientes de paralisia cerebral.

Para verificar se os índices de estabilidade dos pacientes portadores de paralisia cerebral são realmente maiores que os das marchas não patológicas foi feita uma inferência estatística nas duas populações. Inicialmente foi admitido que as duas distribuições (de marchas não patológicas e de portadores de paralisia cerebral) são normais. Depois se utilizou o número de marchas não patológicas disponíveis para determinar o erro experimental alcançado.

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\sigma^2 \cdot z_{\gamma}^2}{n}} \quad (16)$$

Onde: ε é o erro máximo admitido.

σ^2 é a variância da amostra.

z_{γ}^2 é a transformada de $N(0,1)$

n é o número de amostras da população

Dada a pequena variância da amostra retirada, chega-se a um erro inferior a 1% para marcha não patológica. Já para pacientes portadores de paralisia cerebral esse erro ficou na ordem de 4%, uma vez que a variância é maior.

De posse desses dados, procede-se uma inferência para verificar se a média dos índices de pacientes com paralisia cerebral é efetivamente maior que a média desses índices para marcha não patológica. Inicialmente defini-se a hipótese zero desse problema. No caso essa hipótese é:

$$H_0 : \mu_s = \mu_{PC} \quad (17)$$

Onde: μ_s é a média dos índices de marchas não patológicas

μ_{PC} é a média dos índices de portadores de paralisia cerebral

A alternativa dessa hipótese é que:

$$H_1 : \mu_s < \mu_{PC} \quad (18)$$

Como essas duas populações tem variâncias desconhecidas, não se pode admitir que elas sejam iguais. Nesse caso é utilizada uma distribuição T de Student dada por:

$$T = \frac{\bar{X}_s - \bar{X}_{PC}}{\sqrt{\frac{S_s^2}{n} + \frac{S_{PC}^2}{m}}} \quad (19)$$

Onde: \bar{X}_s é a média do índice em marchas não patológicas

\bar{X}_{PC} é a média do índice em portadores de paralisia cerebral

S_s^2 é a variância do índice em marchas não patológicas

S_{PC}^2 é a variância do índice em portadores de paralisia cerebral

n é o número de marchas não patológicas

m é o número de pacientes portadores de paralisia cerebral

Nessa análise, o número de graus de liberdade da distribuição t de Student é dado aproximadamente por:

$$v = \frac{(A + B)^2}{\frac{A^2}{(n-1)} + \frac{B^2}{(m-1)}} \quad (20)$$

Sendo que:

$$A = \frac{s_s^2}{n} \quad B = \frac{s_{PC}^2}{m} \quad (21)$$

Para as marchas não patológicas o valor médio dos índices foi de $\alpha = 0,366 \pm 0,047$. Já para pacientes portadores de paralisia cerebral esse valor foi de $\alpha = 0,837 \pm 0,137$. Inicialmente nota-se que a média e o desvio padrão dessa amostra de pacientes portadores de paralisia cerebral é maior que o grupo de marchas não patológicas.

Entretanto, para que esse resultado tenha validade, ele deve passar pelo teste estatístico proposto acima. Utilizou-se um nível de significância de 4% (o maior erro possível entre as marchas não patológicas e portadoras de paralisia cerebral).

Seguindo o teste proposto, calcula-se o número de graus de liberdade. O resultado obtido foi de aproximadamente 40. Com isso temo que a região aceita no teste de inferência fica entre -2,132 e 2,132.

Realiza-se então a transformação para uma distribuição T de Student normalizada. Essa transformação resulta em -2,145. Como ela se encontra fora da região aceita, a hipótese zero fica invalidada. Assim, esses dados demonstram que a média dos indicadores de marchas não patológicas não é igual à média dos indicadores de portadores de paralisia cerebral. Se aceita então a hipótese alternativa viável que a média das marchas não patológicas é inferior a média das pessoas portadoras de paralisia cerebral.

Como ficou demonstrado, pode-se inferir se uma pessoa tem ou não paralisia cerebral dispondendo apenas a análise de marcha dela. Deve-se, porém salientar que essa é uma hipótese muito remota, visto que o diagnóstico de paralisia cerebral é realizado por um médico ou fisioterapeuta e envolve muito mais que a simples análise de um número.

11. SOFTWARE

Os métodos utilizados para calcular os indicadores de estabilidade da marcha foram implementados num software com o intuito de agilizar e facilitar o tratamento de dados obtidos do exame de marcha e obter um complemento do diagnóstico da marcha de portadores de paralisia cerebral.

12.1. Tipo de sistema

O sistema no qual o software foi desenvolvido é um sistema de informação, uma vez que o seu objetivo é tratar dados e fornecer informações de modo a agilizar e facilitar obtenção de um complemento do diagnóstico da marcha de portadores de paralisia cerebral.

O sistema é constituído por um banco de dados, que são os dados do exame de marcha realizado por um paciente de paralisia cerebral; pelo software, que faz o tratamento desses dados de acordo com os requisitos; e pelo médico que faz a requisição do tratamento dos dados e posteriormente interpreta o resultado.

12.2. Ciclo de vida de projeto do software

O projeto do software consiste em quatro etapas: Requisitos, Projeto, Implementação e Implantação. Na etapa de Implantação, primeiro realizam-se os testes e depois se coloca o sistema em operação.

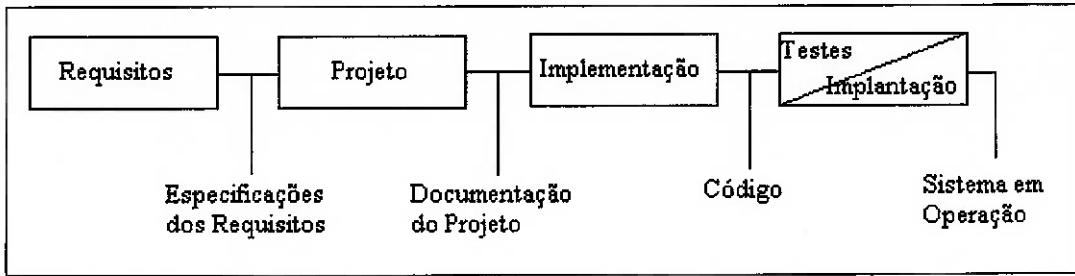


Figura 15 - Ciclo de vida do projeto do software

12.3. Especificações de requisitos

Nesta seção do relatório, faz-se a descrição do caso de uso do software desenvolvido.

O caso de uso é o *Cálculo dos indicadores*. Este caso de uso é destinado, como o próprio nome diz, ao cálculo dos indicadores de estabilidade de uma marcha humana.

Os médicos envolvidos no diagnóstico da marcha são as pessoas que utilizam este caso de uso, ou seja, esses médicos são os atores deste caso de uso. Para utilizá-lo é necessário que os dados do exame de marcha do paciente estejam previamente preparados.

No fluxo básico deste caso de uso o ator irá encontrar uma tela como a Fig. 9 onde deverá realizar as seguintes etapas na ordem abaixo:

- Em Selezione o lado, escolher esquerdo ou direito, que é o lado da marcha a ser analisado, mas nunca os dois ao mesmo tempo.
- Em Estado, selecionar uma das nove variáveis de estado.
- Em Evento, selecionar um dos cinco eventos da marcha.
- No último campo, selecionar um dos dois métodos a ser executado.
- Clicar no botão Calcular.

O sistema carrega os dados do exame de marcha do paciente, executa o método selecionado utilizando os parâmetros selecionados nos outros campos e apresenta o resultado em gráfico ou valor, dependendo o método selecionado.

Caso o ator queira realizar um outro método ou realizar o mesmo método, mas com outros parâmetros, para o mesmo paciente, basta selecionar os eventos e métodos desejados na mesma tela, e clicar novamente em Calcular.

Este caso de uso necessita de pré-condições, descritas abaixo:

- Dados do exame de marcha devidamente selecionados;
- Programa preparado para o número de passos que o paciente dá durante o exame.

A pós-condição deste caso de uso é a apresentação de gráficos ou valores como resultado do método executado.

O código do programa do software pode ser encontrado no Anexo B.

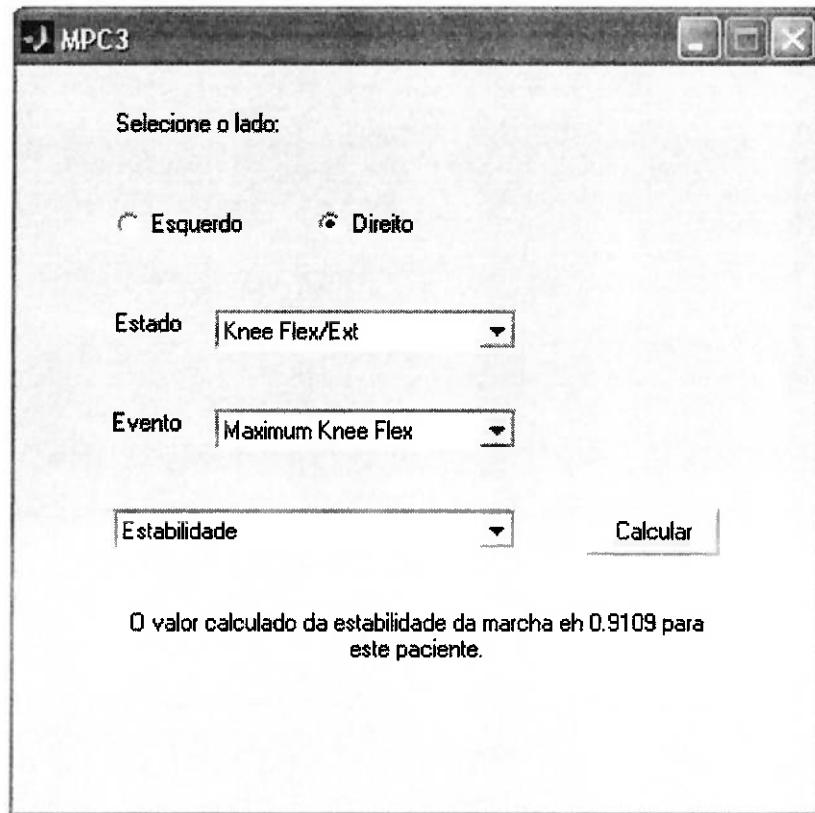


Figura 16 - Tela do caso de uso Cálculo dos identificadores

12. CONCLUSÃO

Neste projeto de conclusão de curso estudou-se a análise da marcha humana não patológica e patológica para determinar índices de estabilidade da marcha de pacientes de paralisia cerebral. Um importante indicador da estabilidade da marcha são os multiplicadores de Floquet que, quanto maior o multiplicador, maior será a instabilidade da marcha. Os multiplicadores de Floquet devem estar contidos no círculo unitário do plano complexo para que o sistema analisado seja estável.

Apesar dos dados de exames apresentarem pequeno número de passos e de o método computacional ter que utilizar um artifício para solucionar o problema, a aplicação da teoria aos dados de exames de marchas foi bem sucedida e apresentou resultados consistentes, podendo-se concluir que marchas não patológicas possuem uma marcha mais estável que portadores de paralisia cerebral.

A partir desta análise podem-se fazer algumas afirmações sobre as hipóteses adotadas em relação ao índice de estabilidade:

- I. As medidas do α numa dada seção da marcha (HS, FF, HO, TO) são idênticas entre diversos indivíduos.
- II. As medidas do α para um indivíduo nas quatro seções da marcha são similares.
- III. Quanto menor o valor de α , mais resistente é a marcha a perturbações externas.

A afirmação I só é valida para marchas não patológicas, pois distúrbios na marcha afetam a estabilidade da mesma. As afirmações II e III foram verificadas no estudo como verdadeiras. Os valores nos eventos de HS, FF, HO e TO são similares, portanto pode-se dizer que os valores dos multiplicadores de Floquet são constantes,

não dependem do instante da marcha. E verificou-se também que os índices de estabilidade de marcha de portadores de paralisia cerebral são maiores que os de marchas não patológicas, e portanto mais instáveis.

Porém, seria necessário um método mais refinado de quantificar a estabilidade da marcha desses pacientes para que se pudessem estabelecer correlações clínicas entre os indicadores de estabilidade e os vários tipos de paralisia cerebral.

ANEXO A

A Tabela 5 mostra os multiplicadores de Floquet calculados nos eventos de HS, FF, HO, TO do teste piloto de paciente de paralisia cerebral.

Tabela 6 - Índices de estabilidade do teste piloto

TESTE PILOTO				
	HS	FF	HO	TO
1	1.75710	-1.94230	-1.64500	3.38070
2	-0.93920	-0.55974 + 0.8962i	0.062998 + 0.95981i	-1.42810
3	-0.81495 + 0.29914i	-0.55974 - 0.8962i	0.062998 - 0.95981i	0.42801 + 0.97222i
4	-0.81495 - 0.29914i		-0.85373 + 0.25273i	0.42801 - 0.97222i
5	-0.60365 + 0.15531i	1.2619 + 0.6445i	-0.85373 - 0.25273i	-0.82428
6	-0.60365 - 0.15531i	1.2619 - 0.6445i		-0.52071 + 0.27477i
7	0.014668 + 0.67201i		-0.25132 + 0.37113i	-0.52071 - 0.27477i
8	0.014668 - 0.67201i	-0.12805 + 0.49211i	-0.25132 - 0.37113i	-0.53127
9	-0.16257	-0.12805 - 0.49211i		-0.47534
10	0.12224		-0.41573	-0.37225 - 0.10051i
11	0.87317 + 0.38957i	0.03866	0.40158	0.47197
12	0.87317 - 0.38957i	0.69400	1.0302 + 0.23928i	1.26430
13	0.85129 + 0.15331i	1.1745 + 0.13199i	1.0302 - 0.23928i	0.92661 + 0.059319i
14	0.85129 - 0.15331i	1.1745 - 0.13199i		0.92661 - 0.059319i
15	1.15380	0.94461	0.99728 + 0.021039i	1.0589 + 0.035944i
16	0.96882 + 0.069934i	1.01390	0.99728 - 0.021039i	1.0589 - 0.035944i
17	0.96882 - 0.069934i	0.99355	0.99982	0.99997
18	1.00260	1.00130	0.98981	0.99957
α	0.83609	0.94011	0.86701	0.99719

A Tabela 6 mostra os multiplicadores de Floquet calculados na máxima flexão do joelho do teste piloto de paciente com paralisia cerebral. Neste local da marcha os dados são mais consistentes devido a melhores métodos de obtenção dos mesmos.

Tabela 7 - Índice de estabilidade do teste piloto em KF

TESTES PILOTO	
	KF
1	-2.58200
2	1.497 + 0.52511i
3	1.497 - 0.52511i
4	0.10174 + 0.86684i
5	0.10174 - 0.86684i
6	-0.51426 + 0.34527i
7	-0.51426 - 0.34527i
8	-0.64130
9	-0.49898
10	0.078195 + 0.035139i
11	-0.078195 - 0.035139i
12	0.73948
13	1.02380
14	1.0008 + 0.00048023i
15	1.0008 - 0.00048023i
16	0.99979
17	0.99996
18	1.00000
a	0.93420

ANEXO B

O software foi composto no MatLab e seu código está descrito abaixo.

```

function varargout = MPC3(varargin)
% MPC3 M-file for MPC3.fig
%
% MPC3, by itself, creates a new MPC3 or raises the existing
% singleton*.
%
% H = MPC3 returns the handle to a new MPC3 or the handle to
% the existing singleton*.
%
% MPC3('Property','Value',...) creates a new MPC3 using the
% given property value pairs. Unrecognized properties are passed
% via
% varargin to MPC3_OpeningFcn. This calling syntax produces a
% warning when there is an existing singleton*.
%
% MPC3('CALLBACK') and MPC3('CALLBACK',hObject,...) call the
% local function named CALLBACK in MPC3.M with the given input
% arguments.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only
one
% instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help MPC3

% Last Modified by GUIDE v2.5 11-Oct-2004 13:59:21

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',           mfilename, ...
                   'gui_Singleton',    gui_Singleton, ...
                   'gui_OpeningFcn',   @MPC3_OpeningFcn, ...
                   'gui_OutputFcn',    @MPC3_OutputFcn, ...
                   'gui_LayoutFcn',    [], ...
                   'gui_Callback',     []);
if nargin & isstr(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

%
% --- Executes just before MPC3 is made visible.
function MPC3_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
%
% This function has no output args, see OutputFcn.
%
% hObject    handle to figure
%
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
%
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
%
% varargin   unrecognized PropertyName/PropertyValue pairs from the
%            command line (see VARARGIN)

%
% Choose default command line output for MPC3
handles.output = hObject;

```

```

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes MPC3 wait for user response (see UIRESUME)
% uwait(handles.figure1);


% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = MPC3_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in ladoE.
function ladoE_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to ladoE (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of ladoE

% --- Executes on button press in ladoD.
function ladoD_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to ladoD (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of ladoD

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function passo_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to passo (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else

set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

% --- Executes on selection change in passo.
function passo_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to passo (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = get(hObject,'String') returns passo contents as cell
array
%         contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from passo

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function evento_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to evento (see GCBO)

```

```

% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else

set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

% --- Executes on selection change in evento.
function evento_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to evento (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = get(hObject,'String') returns evento contents as
cell array
%           contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from
evento

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function estado_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to estado (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else

set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

% --- Executes on selection change in estado.
function estado_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to estado (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = get(hObject,'String') returns estado contents as
cell array
%           contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from
estado

% --- Executes on button press in calculaButton.
function calculaButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to calculaButton (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

set(handles.mensagem,'String',...
    ['Carregando dados.']);
%
% AQUISICAO DOS DADOS:
Dados = Aquisicaodados;
%

```

```

%
ladoEsquerdo = get(handles.ladoE, 'value');
ladoDireito = get(handles.ladoD, 'value');
choiceEstado = get(handles.estado, 'value')-1;
choiceEvento = get(handles.evento, 'value');
fazer = get(handles.ToDo, 'value');
%
%
set(handles.mensagem,'String',...
    ['Realizando tarefa requisitada.']);
if fazer == 1
    % MAPAS DE POINTCARE:
    %
    % Os valores dos eventos da marcha sao definidos no inicio
    % dos dados de cada passo:
    % HS na linha 7
    % FF na linha 6
    % HO na linha 4
    % TO na linha 8
    %
    Pointcare(choiceEvento,choiceEstado,ladoEsquerdo,ladoDireito,Dados);
    set(handles.mensagem,'String',...
        ['Pronto!']);
elseif fazer == 2
    % INDICES DE FLOQUET DA MARCHA:
    %
    Resp = Floquet(choiceEvento,ladoEsquerdo,ladoDireito,Dados);
    set(handles.mensagem,'String',...
        ['O valor calculado da estabilidade da marcha eh ',...
            num2str(Resp), ' para este paciente.']);
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function ToDo_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to ToDo (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else

set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

%
% --- Executes on selection change in ToDo.
function ToDo_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to ToDo (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = get(hObject,'String') returns ToDo contents as cell
array
%         contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from ToDo

function [y] = Aquisicaodados
%
x = zeros(1246,19);
% Selecionar os arquivos que contem os dados
x(:,1) = importdata('22203C20.gcd');
x(:,2) = importdata('22203C30.gcd');
x(:,3) = importdata('22203C31.gcd');

```

```

x(:,4) = importdata('22203C32.gcd');
x(:,5) = importdata('22203C33.gcd');
x(:,6) = importdata('22203C34.gcd');
x(:,7) = importdata('22203C35.gcd');
x(:,8) = importdata('22203C36.gcd');
x(:,9) = importdata('22203C37.gcd');
x(:,10) = importdata('22203C40.gcd');
x(:,11) = importdata('22203C41.gcd');
x(:,12) = importdata('22203C42.gcd');
x(:,13) = importdata('22203C43.gcd');
x(:,14) = importdata('22203C44.gcd');
x(:,15) = importdata('22203C45.gcd');
x(:,16) = importdata('22203C46.gcd');
x(:,17) = importdata('22203C47.gcd');
x(:,18) = importdata('22203C48.gcd');
x(:,19) = importdata('22203C49.gcd');
% x(:,20) = importdata('3881942.gcd');
% x(:,21) = importdata('3881943.gcd');
% x(:,22) = importdata('3881944.gcd');
% Transformacao de graus em radianos
y = zeros(940,19);
y(1:19,:) = x(1:19,:);
y(20:478,:) = x(20:478,:)*pi/180;
y(479:481,:) = x(632:634,:);
y(482:940,:) = x(635:1093,:)*pi/180;

function Pointcare(evento, estado, ladoE, ladoD, dados)
% Carrega os valores dos eventos pedidos para calulcar o mapa de
Pointcare
% ou os indicadores de Floquet
% Os valores de entrada sao:
% evento, estado e tarefa desejados e as derivadas e dados obtidos
% A funcao devolve o indice de Floquet ou um valor do mapa de Pointcare
if evento == 1 % evento escolhido: HS
    if ((ladoE == 1)&(ladoD == 0))
        HS = dados(7,:); % carrega os valores de HS do passo esquerdo
    elseif ((ladoE == 0)&(ladoD == 1))
        HS = dados(15,:); % carrega os valores de HS do passo direito
    end
    MapaPointcare(HS,estado,ladoE,ladoD,dados);
elseif evento == 2 % evento escolhido: FF
    if ((ladoE == 1)&(ladoD == 0))
        FF = dados(6,:); % carrega os valores de FF do passo esquerdo
    elseif ((ladoE == 0)&(ladoD == 1))
        FF = dados(14,:); % carrega os valores de FF do passo direito
    end
    MapaPointcare(FF,estado,ladoE,ladoD,dados);
elseif evento == 3 % evento escolhido: HO
    if ((ladoE == 1)&(ladoD == 0))
        HO = dados(4,:); % carrega os valores de HO do passo esquerdo
    elseif ((ladoE == 0)&(ladoD == 1))
        HO = dados(12,:); % carrega os valores de HO do passo direito
    end
    MapaPointcare(HO,estado,ladoE,ladoD,dados);
elseif evento == 4 % evento escolhido: TO
    if ((ladoE == 1)&(ladoD == 0))
        TO = dados(8,:); % carrega os valores de TO do passo esquerdo
    elseif ((ladoE == 0)&(ladoD == 1))
        TO = dados(16,:); % carrega os valores de TO do passo direito
    end
    MapaPointcare(TO,estado,ladoE,ladoD,dados);
elseif evento == 5
    return % nao ha necessidade de fazer o Mapa de Pointcare
end

```

```

function MapaPointcare (evento1, estado, ladoE, ladoD, dados)
% Faz o mapa de Pointcare
% Os valores de entrada sao:
% evento e estado onde se quer o mapa de Pointcare e os dados obtidos
% O mapa de Pointcare mapea os valores de um estado em um determinado
% evento da marcha, e plota esses valores contra os valores desse mesmo
% estado, nesse evento do passo seguinte.
figure
for k=1:18
    if ((ladoE == 1)&(ladoD == 0))      % posicao dos dados do passo
esquerdo
        x = 51*evento1(1,k)/100+20+51*estado;
    elseif ((ladoE == 0)&(ladoD == 1))    % posicao dos dados do passo
direito
        x = 51*evento1(1,k)/100+482+51*estado;
    end
    aux = int64(x);
    z=double(aux);
    y = x-z;
    if ((y >= 0) & (y <= 0.4))
        y = z;
    else
        y = z + 1;
    end
    plot(dados(y,k+1),dados(y,k), 'o', 'MarkerFace','b', 'MarkerSize',7);
    hold on
end
axis([-1 1 -1 1])
xlabel('n-esimo passo');
ylabel('n+1 esimo passo');

function [alfa] = Floquet(evento, ladoE, ladoD, dados)
% Calcula os multiplicadores de Floquet e devolve um indice unico
% Os valores de entrada sao:
% evento da marcha no qual se quer calcular os indices, derivadas e
dados
% obtidos
% A funcao devolve o valor do indice alfa que expreme a estabilidade da
% marcha
if evento == 1    % evento escolhido: HS
    eve = dados(7,:);
    evd = dados(15,:);
elseif evento == 2    % evento escolhido: FF
    eve = dados(6,:);
    evd = dados(14,:);
elseif evento == 3    % evento escolhido: HO
    eve = dados(4,:);
    evd = dados(12,:);
elseif evento == 4    % evento escolhido: TO
    eve = dados(8,:);
    evd = dados(16,:);
elseif evento == 5    % evento escolhido: KF
    xe = zeros(51,1);
    xd = zeros(51,1);
    for i = 1:19
        xe = dados(326:376,i);
        [j,k] = find(xe == max(xe));           % maxima flexao do joelho
esquerdo
        eve(1,i) = j*100/51;
        xd = dados(788:838,i);
        [j,k] = find(xd == max(xd));           % maxima flexao do joelho
direito
        evd(1,i) = j*100/51;
    end
end
A = zeros(9,152);    % cria a matriz A

```

```

B = zeros(9,152);
C = zeros(9,152);
for k=1:17 % k eh o passo (8 passos)
    for i=0:8 % i eh o estado (9 estados)
        for j=0:2
            x = 51*eve(1,k+j)/100+20+51*i; % posicao dos dados do evento
do passo esquerdo
    aux = int64(x);
    z = double(aux);
    y(j+1) = x-z;
    if ((y >= 0) & (y <= 0.4))
        y(j+1) = z;
    else
        y(j+1) = z+1;
    end
end
A(i+1,k) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
A(i+1,k+19) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
A(i+1,k+38) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
A(i+1,k+57) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+19) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+38) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+57) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+19) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+38) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+57) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
z = y(1)-(51*i)-22;
% posicao dos dados do evento do passo direito
for j=0:2
    x = 51*evd(1,k+j)/100+482+51*i;
    aux = int64(x);
    z2 = double(aux);
    y(j+1) = x-z2;
    if ((y >= 0) & (y <= 0.4))
        y(j+1) = z2;
    else
        y(j+1) = z2+1;
    end
end
A(i+1,k+76) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
A(i+1,k+95) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
A(i+1,k+114) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
A(i+1,k+133) = dados(y(1),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+76) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+95) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+114) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
B(i+1,k+133) = dados(y(2),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+76) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+95) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+114) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
C(i+1,k+133) = dados(y(3),k)+(rand(1)*2-1)/10000;
z2 = y(1)-(51*i)-484;
end
D = zeros(18,152);
E = zeros(18,152);
for i=1:9
    D(i,:) = A(i,:);
    D(i+9,:) = B(i,:);
    E(i,:) = B(i,:);
    E(i+9,:) = C(i,:);
end
F = inv(D*D');
J = E*D'*F;
F = eig(J); %calcula os auto valores da matriz Jacobiana

```

```
alfa = 0;
for i=1:18
    alfa = abs(F(i,1)) + alfa;
end
alfa = alfa/18;
```

13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMADIO, A. C.; LOURENÇO, A. F., RAMALHO JUNIOR, A.; CASTRO, C. L. N.; MASIERO, D.; JORGE FILHO, D.; OLIVEIRA, F. P.; TELLINI, G. G.; SERRÃO, J. C.; SAADI, L. M. V.; BOTELHO, L. A. A.; SAAD, M.; IMAMURA, M.; SELBER, P. R. P.; ISHIDA, R. S.; CHAMLIAN, T. R. **Análise de marcha:manual do CAMO-SBMFR.** Editores Marcelo Saad, Linamara Rizzo Batistella. São Paulo: Lemos –Editorial, 1997.
- HILBORN, R. C. **Chaos and Nonlinear Dynamics.** Oxford, Nova York, 1994.
- NAYEH, A. H.; BALACHANDRAN, B. **Applied Nonlinear Dynamics.** Wiley Intercience, Nova York, 1995.
- HURMUZLU, Y.; BASDOGAN, C. On the Measurement of Dynamic Stability of Human Locomotion. **Journal of Biomechanical Engineering.** February 1994, Vol. 116, pp. 30-36.
- HURMUZLU, Y.; BASDOGAN, C.; STOILOVICI, D. Kinematics and Dynamic Stability of the Locomotion of Post-Polio Patients. **Journal of Biomechanical Engineering.** August 1996, Vol. 118, pp. 405-411.
- MARGHITU, D. B.; STOENESCU, E. D. **Dynamic Stability of Children Gait.** Disponível em <URL:<http://www.iem.pub.ro/ro/evenimente/ATEE-2000/Dan.htm>>.
- SHUTTE, L. M.; NARAYANAN, U.; STOUT, J. L.; SELBER, P.; GAGE, J. R. An index for quantifying deviations from normal gait. **Gait and Posture.** 2000, Vol 11, pp 25 -31.
- GAGE, J. R. **Gait Analysis in Cerebral Palsy.** Mac Keith Press, Oxford, Nova York, 1991.
- BUSSAB, W.; MORETTIN, P. A. **Estatística Básica.** Editora Saraiva, São Paulo, 2002.