

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

MARCELO ELIAS DE OLIVEIRA

ANÁLISE QUANTITATIVA DO PARKINSONISMO IDIOPÁTICO POR
MEIO DA CARACTERIZAÇÃO DE SÉRIES TEMPORAIS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica do Instituto Militar de Engenharia como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Mecânica.

Orientador:

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D. Sc.

Rio de Janeiro
2008

c2008

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
Praça General Tibúrcio, 80 - Praia Vermelha
Rio de Janeiro-RJ CEP 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

é permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

621 Oliveira, Marcelo Elias de

O48a

Análise quantitativa do parkinsonismo idiopático por meio da caracterização de séries temporais/ Marcelo Elias de Oliveira. - Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2008.
190 p. il.

Dissertação: (mestrado) - Instituto Militar de Engenharia-
Rio de Janeiro, 2008.

1. Biomecânica. 2. Séries Temporais. 3. Parkinson.
4. Análise Espectral. 5. Teoria de Caos.
I. Título. II. Instituto Militar de Engenharia.

CDD 621

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

MARCELO ELIAS DE OLIVEIRA

ANÁLISE QUANTITATIVA DO PARKINSONISMO IDIOPÁTICO POR
MEIO DA CARACTERIZAÇÃO DE SÉRIES TEMPORAIS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica do Instituto Militar de Engenharia como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D. Sc.

Aprovada em 15 de maio de 2008 pela seguinte Banca Examinadora:

Luciano Luporini Menegaldo, D. Sc. - Presidente

Fernando Ribeiro da Silva, D. Sc. IME

Leonardo Paulo Guimarães de Assis, D. Sc. UFRRJ

Liliam Fernandes de Oliveira, D. Sc. UFRJ

Rio de Janeiro
2008

Dedico este humilde trabalho à Vida, à capacidade de Sonhar, aos Familiares, Amigos e especialmente aos Portadores de Doenças Neurodegenerativas.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Luciano Luporini Menegaldo (IME), pela sua sabedoria, credibilidade e confiança a mim depositada.

Ao Prof. Dr. Andrade por sua Amizade, admirável sabedoria e por ter me mostrado o método dos elementos finitos, sobre seu ponto de vista muito particular e especial.

Ao Profs. Dr. Helayel e Dr. Dória do CBPF, pela Amizade, admirável humildade e excelentes aulas sobre Mecânica Quântica e Física da Luz.

À minha Mãe, Família e Amigos, por terem compreendido a minha ausência, ou talvez, uma inexistência no sentido físico e filosófico relativo a interações causais.

Agradeço aos Amigos do IME: Adalberto, Amilton, Eduardo, Geovanne e Leonardo pela sincera e verdadeira Amizade. Peço desculpas pela minha ausência.

Agradeço especialmente ao meu Grande Amigo Marcus Felipe Valle pela sincera Amizade!

Agradeço ao Capitão Veltre e Sargento Vieira, pessoas admiráveis e muito eficientes.

Agradeço ao Prof. Dr. Fernando Ribeiro da Silva pelo apoio e incentivo prestados durante os seminários de acompanhamento realizados no IME.

Aos Amigos da USP: Olavo Luppi, Herr Helmut e Prof. Raul.

Aos Amigos da UFRJ: Frederico e Noboro.

Agradeço aos meus amigos do CBPF Jeferson, Turcati, Gui e Sheila pela Amizade e conversas de natureza quântica distantes do mundo de Euclides.

Agradeço aos meus Amigos Marcos Castro (Macgyver) e Eduardo Hering (Gugu), pelo apoio, incentivos e conselhos.

Aos Professores, Colegas e Funcionários do CBPF, que me acolheram durante quase toda a realização desse trabalho.

Agradeço ao Amigo e Eng. Jose Eduardo Proença de Carvalho CAT/CBPF, pela sua admirável prontidão e envolvimento na concretização do dispositivo idealizado no início desse trabalho.

Ao Prof. Paulo Lucarelli e Profa. Érica Maria Pagliaro da UNIP, os quais me receberam de portas abertas, forneceram todo o apoio necessário e tornaram possível a realização desse trabalho.

À todos os voluntários que participaram deste trabalho, os meus mais sinceros agradecimentos.

À querida Malena, por ter me dado uma Paz interior até então esquecida em algum lugar de minha Infância e por presentear-me constantemente com Alegrias.

À querida Dona Ilma, a qual me acolheu como um filho.

À querida Hannelore, pelas conversas e Amizade.

Agradeço ao "Pink and the Brain" pela fantástica aula sobre Neuroanatomia.

Ao CNPq, um dos poucos órgãos responsáveis pela sobrevivência da Ciência em nosso tão Amado Brasil.

Aos Professores membros da banca examinadora por terem gentilmente aceito o convite para participar da defesa desta dissertação.

E a Deus, por apresentar-me todos os dias novos desafios, por mostrar-me minhas infinitas limitações e por ter me dado a chance de conhecer as pessoas cujo o nomes foram mencionados nessas linhas mal escritas.....

"A geometria fractal é caracterizada por duas escolhas: a escolha de problemas no seio do caos da natureza, uma vez que descrever todo o caos seria uma ambição sem esperança e sem interesse, e a escolha de ferramentas no seio das matemática, pois procurar aplicações das matemáticas pelo simples facto de serem belas acabou sempre por dar dissabores. Depois de progressivamente amadurecidas, estas duas escolhas criaram algo de novo: entre o domínio do caos desregulado e a ordem excessiva de Euclides existe agora a nova zona da ordem fractal."

(MANDELBROT, 1991)

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	15
LISTA DE TABELAS	22
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	25
1 INTRODUÇÃO	27
2 O PARKINSONISMO IDIOPÁTICO	29
2.1 Os Núcleos da Base	30
2.2 Sintomatologia da Doença de Parkinson	33
2.3 Diagnóstico Diferencial	34
2.4 Tratamento	34
3 CAOS EM MOVIMENTOS PLANARES DOS MEMBROS SUPERIORES .	36
3.1 Fundamentos de Análise de Séries Temporais	36
3.2 Definindo o Atrator de um Sistema Dinâmico	38
3.3 Medidas de Similaridade Utilizadas na Validação dos Resultados	38
3.3.1 Função de Autocorrelação	38
3.3.2 Erro Absoluto	39
3.3.3 Coeficiente de Correlação	39
3.4 Método dos Mínimos Quadrados	40
3.5 Densidade Espectral de Potência	41
3.6 Teorema de Reconstrução de Takens	42
3.7 Critério de Informação Mútua	44
3.8 Dimensão Fractal	47
3.8.1 Dimensão de Similaridade	47
3.8.2 Dimensão de Contagem de Caixas	48
3.8.3 Dimensão de Informação	49
3.8.4 Dimensão de Correlação e Entropia de Correlação	49
3.8.4.1 Dimensão de Correlação	49
3.9 Entropia de Correlação	51
3.10 Cálculo do Maior Expoente de Lyapunov	53

4	METODOLOGIA	56
4.0.1	Dispositivo de Acelerometria Biaxial Desenvolvido para Aquisição das Séries Temporais	56
4.0.2	Procedimentos Adotados	57
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	60
5.1	Discussão dos Resultados Obtidos por Meio da Teoria de Caos	60
5.1.1	Caracterização dos Pseudo-Espaços de Estados Reconstruídos a Partir das Séries Temporais Experimentais (Movimento Planar Circular)	60
5.1.2	Caracterização dos Pseudo-Espaços de Estados Reconstruídos a Partir das Séries Temporais Experimentais (Movimento Planar Linear)	61
5.1.3	Representação Gráficas dos Valores de Atraso de Takens Obtidos por meio do Mínimo Critério de Informação Mútua	62
5.1.4	Representação Gráficas das Dimensões de Correlação D_2	64
5.1.5	Representação Gráficas das Entropias de Correlação	65
5.1.6	Representação Gráficas dos Máximos Expoentes de Lyapunov λ_1	66
5.1.7	Análise dos Parâmetros de Caracterização em Função das Faixas Etárias	68
5.1.8	Tempo de Atraso de Takens em Função da Faixa Etária	69
5.1.9	Dimensão de Correlação em Função da Faixa Etária	70
5.1.10	Entropia de Correlação em Função da Faixa Etária	71
5.1.11	Máximo Expoente de Lyapunov em Função da Faixa Etária	72
5.2	Sinergias Adotadas por Meio da Análise Espectral	74
5.2.1	Caracterização da Bradicinesia e Estudo das Sinergias	75
5.2.2	Centróide da Densidade Espectral de Potência Média	77
5.2.3	Integração da Densidade Espectral de Potência das Acelerações Planares	79
5.2.4	Integral da Densidade Espectral de Potência Média	80
5.2.5	Estudo da Assimetria Sinérgica por Meio do Erro Absoluto entre DEP_x e DEP_y	81
5.2.6	Cálculo dos Índices de Similaridade ($\overline{DEP}_{SA} * \overline{DEP}_{indiv.}$)	83
5.3	Relações Observadas entre Análise Espectral e Teoria do Caos	88
5.4	Síntese dos Resultados	90
6	CONCLUSÕES	91
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93

8	<u>APÊNDICES</u>	96
8.1	<u>APÊNDICE1</u> : Escala Unificada para Avaliação da Doença de Parkinson (Fonte: National Institute of Health)	97
8.2	<u>APÊNDICE2</u> : Exemplo de Como Estimar a Dimensão de Correlação e o Máximo Expoente de Lyapunov a Partir de Séries Temporais	102
8.3	<u>APÊNDICE3</u> : Reconstrução do Espaço de Fases a Partir das Séries Tem- porais Obtidas Experimentalmente	106
8.4	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular)	107
8.4.1	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 1)	107
8.4.2	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 1)	108
8.4.3	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 2)	109
8.4.4	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 2)	110
8.4.5	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 3)	111
8.4.6	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 3)	112
8.4.7	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 4)	113
8.4.8	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 4)	114
8.4.9	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 5)	115
8.4.10	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 5)	116
8.4.11	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 6)	117
8.4.12	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 6)	118
8.4.13	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 7)	119

8.4.14	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 7).....	120
8.4.15	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 8).....	121
8.4.16	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 8).....	122
8.4.17	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 9).....	123
8.4.18	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 9).....	124
8.4.19	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 10).....	125
8.4.20	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 10).....	126
8.4.21	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 11).....	127
8.4.22	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 11).....	128
8.4.23	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 12).....	129
8.4.24	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 12).....	130
8.4.25	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 13).....	131
8.4.26	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 13).....	132
8.4.27	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 14).....	133
8.4.28	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 14).....	134
8.4.29	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 15).....	135
8.4.30	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 15).....	136

8.4.31	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 16).....	137
8.4.32	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 16).....	138
8.4.33	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 17).....	139
8.4.34	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 17).....	140
8.4.35	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 18).....	141
8.4.36	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 18).....	142
8.4.37	Densidade Espectral de Potência e Estimação da Bradicinesia por meio do Centróide Espectral	143
8.5	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear)	146
8.5.1	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 1).....	146
8.5.2	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 1).....	147
8.5.3	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 2).....	148
8.5.4	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 2).....	149
8.5.5	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 3).....	150
8.5.6	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 3).....	151
8.5.7	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 4).....	152
8.5.8	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 4).....	153
8.5.9	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 5).....	154

8.5.10	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 5).....	155
8.5.11	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 6).....	156
8.5.12	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 6).....	157
8.5.13	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 7).....	158
8.5.14	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 7).....	159
8.5.15	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 8).....	160
8.5.16	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 8).....	161
8.5.17	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 9).....	162
8.5.18	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 9).....	163
8.5.19	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 10).....	164
8.5.20	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 10).....	165
8.5.21	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 11).....	166
8.5.22	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 11).....	167
8.5.23	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 12).....	168
8.5.24	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 12).....	169
8.5.25	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indivíduo 13).....	170
8.5.26	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indivíduo 13).....	171

8.5.27	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 14).....	172
8.5.28	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 14).....	173
8.5.29	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 15).....	174
8.5.30	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 15).....	175
8.5.31	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 16).....	176
8.5.32	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 16).....	177
8.5.33	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 17).....	178
8.5.34	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 17).....	179
8.5.35	Dados Obtidos Experimentalmente e Tempo de Atraso de Takens (Indiví- duo 18).....	180
8.5.36	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Indiví- duo 18).....	181
8.5.37	Densidade Espectral de Potência e Estimação da Bradicinesia por meio do Centróide Espectral	182
8.6	<u>APÊNDICE6</u> : Glossário de Termos Técnicos.....	185

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG.2.1	Região <i>Pars Compacta</i> da Substância Negra de um indivíduo saudável (à esquerda), contrastando com o aspecto de um indivíduo com DP (à direita). Fonte: MOUSSA e PETER (1997)	30
FIG.2.2	Aspecto anatomopatológico da doença. Células dopaminérgicas visíveis na Substância Negra de um cérebro saudável (à esquerda), redução das células dopaminérgicas em um cérebro com DP (ao centro). Corpúsculus de Lewi (à direita). Fonte: MOUSSA e PETER (1997)	30
FIG.2.3	Regiões do Cérebro Comprometidas Pelo Parkinsonismo. Fonte: MOUSSA e PETER (1997)	31
FIG.2.4	Circuito Neuronal Comprometido. Fonte: MOUSSA e PETER (1997)	32
FIG.3.1	Série Temporal Discreta	43
FIG.3.2	Diagrama Esquemático do Espaço de Fases Reconstruído	43
FIG.3.3	Critério da Informação de Correlação Mútua	46
FIG.3.4	Determinando a Dimensão de Correlação D_2	51
FIG.3.5	Separação de Estados Vizinhos, após um tempo t	54
FIG.3.6	Cálculo do Expoente de Lyapunov Médio	54
FIG.3.7	Divergência e Convergência	54
FIG.3.8	Deformação Infinitésima de uma Pequena Hiperesfera no Espaço de Fases	55
FIG.4.1	Dispositivo de Acelerometria Biaxial Desenvolvido	56
FIG.4.2	Sistema Portátil Para o Monitoramento dos Movimentos	57
FIG.4.3	Sistema Portátil Para o Monitoramento dos Movimentos e Possível Utilização (à direita)	57
FIG.5.1	Representação gráfica dos valores de atraso de Takens (τ) (obtidos por meio do Mínimo Critério de Informação Mútua), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)	62
FIG.5.2	Representação gráfica das dimensões de correlação (D_2), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)	64
FIG.5.3	Representação gráfica das entropias de correlação (h_2), médias e	

	desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)	65
FIG.5.4	Representação gráficas dos máximos expoentes de Lyapunov (λ_1), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)	66
FIG.5.5	Correlação de informação mútua (τ) em função das faixas etárias	69
FIG.5.6	Dimensão de correlação (D_2) em função das faixas etárias	70
FIG.5.7	Entropia de correlação (h_2) em função das faixas etárias	71
FIG.5.8	Máximo expoente de Lyapunov (λ_1) em função da faixa etária	72
FIG.5.9	Representação gráficas dos Centróides Espectrais, médias e desvios padrões (TAB. 5.3	77
FIG.5.10	Representações Gráficas dos Dados Exibidos na tabela TAB. 5.3	79
FIG.5.11	$\int(\overline{DEP}_{MPC})$ e $\int(\overline{DEP}_{MPL})$	80
FIG.5.12	$ \int(DEP_{xy}^{MPC}) $ e $ \int(DEP_{xy}^{MPL}) $	81
FIG.5.13	Média da Densidade Espectral de Potência Média dos indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson (Movimento Planar Circular)	84
FIG.5.14	Média da Densidade Espectral de Potência Média dos indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson (Movimento Planar Linear)	84
FIG.5.15	Representações Gráficas dos índices de similaridade, médias e desvios padrões (TAB. 5.4)	86
FIG.5.16	(λ_1) , $CE(\overline{DEP})$ e $\int \overline{DEP}$ (MPC)	88
FIG.5.17	(λ_1) , $CE(\overline{DEP})$ e $\int \overline{DEP}$ (MPC)	89
FIG.8.1	Série Temporal	102
FIG.8.2	Mínimo Critério de Informação Mútua	103
FIG.8.3	Soma de Correlação C_2	104
FIG.8.4	Máximo expoente de Lyapunov	105
FIG.8.5	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 1)	107
FIG.8.6	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 1)	108
FIG.8.7	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 2)	109
FIG.8.8	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 2)	110
FIG.8.9	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 3)	111

FIG.8.10	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 3)	112
FIG.8.11	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 4)	113
FIG.8.12	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 4)	114
FIG.8.13	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 5)	115
FIG.8.14	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 5)	116
FIG.8.15	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 6)	117
FIG.8.16	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 6)	118
FIG.8.17	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 7)	119
FIG.8.18	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 7)	120
FIG.8.19	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 8)	121
FIG.8.20	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 8)	122
FIG.8.21	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 9)	123
FIG.8.22	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 9)	124
FIG.8.23	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 10)	125
FIG.8.24	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 10)	126
FIG.8.25	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 11)	127
FIG.8.26	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 11)	128
FIG.8.27	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 12)	129
FIG.8.28	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 12)	130
FIG.8.29	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 13)	131
FIG.8.30	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 13)	132
FIG.8.31	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 14)	133

FIG.8.32	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 14)	134
FIG.8.33	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 15)	135
FIG.8.34	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 15)	136
FIG.8.35	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 16)	137
FIG.8.36	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 16)	138
FIG.8.37	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 17)	139
FIG.8.38	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 17)	140
FIG.8.39	Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 18)	141
FIG.8.40	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 18)	142
FIG.8.41	MPC - Indivíduo 1	143
FIG.8.42	MPC - Indivíduo 2	143
FIG.8.43	MPC - Indivíduo 3	143
FIG.8.44	MPC - Indivíduo 4	143
FIG.8.45	MPC - Indivíduo 5	143
FIG.8.46	MPC - Indivíduo 6	143
FIG.8.47	MPC - Indivíduo 7	144
FIG.8.48	MPC - Indivíduo 8	144
FIG.8.49	MPC - Indivíduo 9	144
FIG.8.50	MPC - Indivíduo 10	144
FIG.8.51	MPC - Indivíduo 11	144
FIG.8.52	MPC - Indivíduo 12	144
FIG.8.53	MPC - Indivíduo 13	145
FIG.8.54	MPC - Indivíduo 14	145
FIG.8.55	MPC - Indivíduo 15	145
FIG.8.56	MPC - Indivíduo 16	145
FIG.8.57	MPC - Indivíduo 17	145
FIG.8.58	MPC - Indivíduo 18	145
FIG.8.59	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 1)	146

FIG.8.60	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 1)	147
FIG.8.61	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 2)	148
FIG.8.62	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 2)	149
FIG.8.63	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 3)	150
FIG.8.64	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 3)	151
FIG.8.65	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 4)	152
FIG.8.66	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 4)	153
FIG.8.67	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 5)	154
FIG.8.68	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 5)	155
FIG.8.69	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 6)	156
FIG.8.70	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 6)	157
FIG.8.71	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 7)	158
FIG.8.72	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 7)	159
FIG.8.73	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 8)	160
FIG.8.74	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 8)	161
FIG.8.75	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 9)	162
FIG.8.76	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 9)	163
FIG.8.77	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 10)	164
FIG.8.78	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 10)	165
FIG.8.79	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 11)	166
FIG.8.80	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 11)	167
FIG.8.81	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 12)	168

FIG.8.82	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 12)	169
FIG.8.83	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 13)	170
FIG.8.84	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 13)	171
FIG.8.85	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 14)	172
FIG.8.86	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 14)	173
FIG.8.87	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 15)	174
FIG.8.88	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 15)	175
FIG.8.89	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 16)	176
FIG.8.90	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 16)	177
FIG.8.91	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 17)	178
FIG.8.92	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 17)	179
FIG.8.93	Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 18)	180
FIG.8.94	Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 18)	181
FIG.8.95	MPL - Indivíduo 1	182
FIG.8.96	MPL - Indivíduo 2	182
FIG.8.97	MPL - Indivíduo 3	182
FIG.8.98	MPL - Indivíduo 4	182
FIG.8.99	MPL - Indivíduo 5	182
FIG.8.100	MPL - Indivíduo 6	182
FIG.8.101	MPL - Indivíduo 7	183
FIG.8.102	MPL - Indivíduo 8	183
FIG.8.103	MPL - Indivíduo 9	183
FIG.8.104	MPL - Indivíduo 10	183
FIG.8.105	MPL - Indivíduo 11	183
FIG.8.106	MPL - Indivíduo 12	183
FIG.8.107	MPL - Indivíduo 13	184
FIG.8.108	MPL - Indivíduo 14	184

FIG.8.109 MPL - Indivíduo 15 184
FIG.8.110 MPL - Indivíduo 16 184
FIG.8.111 MPL - Indivíduo 17 184
FIG.8.112 MPL - Indivíduo 18 184

LISTA DE TABELAS

TAB.3.1	Possíveis Tipos de Movimentos e seus Correspondentes Expoentes de Lyapunov	55
TAB.5.1	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Movimento Planar Circular)	60
TAB.5.2	Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Movimento Planar Linear)	61
TAB.5.3	Análise Espectral das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente	75
TAB.5.4	Índice de Correlação Cruzada ($r^{Mov.}$)	85
TAB.5.5	Valores Médios Calculados e seus Respectiveos Desvios Padrões	90

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo investigar as sinergias adotadas pelo sistema nervoso em indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson durante a realização de movimentos planares. Desta forma, desenvolveu-se um sistema de acelerometria biaxial adequado para o monitoramento e armazenamento das acelerações planares associadas aos movimentos dos membros superiores. Indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson foram instruídos a seguir trajetórias planares circular e linear com o membro dominante de forma confortável. As acelerações foram filtradas com um filtro anti-aliasing e armazenadas por meio de um sistema portátil de aquisição de dados (datalogger).

Os resultados deste estudo demonstraram que as séries temporais obtidas experimentalmente apresentam estruturas geométricas fractais e que importantes aspectos da síndrome de Parkinson puderam ser evidenciadas por meio da Análise Espectral e da Teoria do Caos.

ABSTRACT

In order to quantify neuromuscular disorders in Parkinson's disease a compact biaxial accelerometer device to record movements of the upper extremities has been fixed to the dominant forearm. The subjects were instructed to follow circular and linear horizontal plane trajectories at a comfortable speed. The planar accelerations were anti-aliasing filtered and stored in a datalogger system. The aim was to investigate the motor control synergies using spectral analysis and Chaotic approaches to characterize and quantify the reconstructed space-state system from the obtained experimental time series. These studies have demonstrated that behind the movement of the upper-limb system a fractal geometry structure and important aspects of the parkinsonian syndrome can be found.

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

SPMM	-	Sistema Portátil Para o Monitoramento dos Movimentos
MPC	-	Movimento Planar Circular
MPL	-	Movimento Planar Linear
DEP	-	Densidade Espectral de Potência
DEP_x	-	Densidade Espectral de Potência da Aceleração Planar x
DEP_y	-	Densidade Espectral de Potência da Aceleração Planar y
$ DEP_{xy} $	-	$ DEP_x - DEP_y $
EAM	-	Erro Absoluto Médio
MMQ	-	Método dos Mínimos Quadrados
\overline{DEP}	-	Densidade Espectral de Potência Média
CE	-	Centróide Espectral
CIM	-	Critério de Informação Mútua
UPDRS	-	Escala Unificada para Avaliação da Doença de Parkinson (<i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>)
DP	-	Doença de Parkinson
SA	-	Indivíduo Saudável
P_{UPDRS}	-	Pontos Obtidos na UPDRS
SNC	-	Sistema Nervoso Central

SÍMBOLOS

ξ ou τ	-	Tempo de Atraso de Takens
m	-	Dimensão de Imersão
C_2 e C_r	-	Integral de Correlação
D_2 e D_c	-	Dimensão de Correlação
D_I	-	Dimensão de Informação
D_B	-	Dimensão de Contagem de Caixas
h_2	-	Entropia de Correlação
K	-	Entropia de Kolmogorov
λ_1	-	Máximo Expoente de Lyapunov
dt	-	Intervalo entre dados, exemplo: 1kHz \rightarrow dt = 1ms

ξ ou τ m C_2 e C_r D_2 e D_c D_I D_B h_2 K λ_1 dt

SPMM (Sistema Portátil Para o Monitoramento dos Movimentos) MPC (Movimento Planar Circular) MPL (Movimento Planar Linear) DEP (Densidade Espectral de Potência) DEP_x (Densidade Espectral de Potência da Aceleração Planar x) DEP_y (Densidade Espectral de Potência da Aceleração Planar y) $|DEP_{xy}|$ ($|DEP_x - DEP_y|$) EAM (Erro Absoulto Médio) MMQ (Método dos Mínimos Quadrados) \overline{DEP} (Densidade Espectral de Potência Média) CE (Centróide Espectral) CIM (Critério de Informação Mútua) UPDRS (Escala Unificada para Avaliação da Doença de Parkinson

(*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*)) DP (Doença de Parkinson) SA (Indivíduo Saudável) P_{UPDRS} (Pontos Obtidos na UPDRS) SNC (Sistema Nervoso Central)

1 INTRODUÇÃO

As desordens extrapiramidais estão associadas a anormalidades dos núcleos da base e manifestam-se caracteristicamente por uma combinação de movimentos involuntários anormais, alterações no tônus muscular e distúrbios na estabilidade postural. Agrupadas nessa categoria, estão as síndromes do parkinsonismo, tremor, coréia, atetose, distonia e hemibalismo. Coletivamente, elas são, comumente, designadas desordens dos movimentos. De acordo com NIND (2006); MANYAM e SÁNCHEZ-RAMOS (1990); FAHN et al. (1987); WYNGARDEN e SMITH (1986), o parkinsonismo é a desordem extrapiramidal mais comum. A Doença de Parkinson (DP) também é conhecida como parkinsonismo primário ou idiopático e caracteriza-se por distúrbios progressivos nas funções motoras devido à disfunção dos neurônios dopaminérgicos. Esses neurônios localizam-se nos núcleos da base, sendo responsáveis por controlar e ajustar a transmissão dos comandos conscientes vindos do córtex cerebral para os músculos do corpo humano.

A doença de Parkinson é uma doença idiopática¹ com degeneração progressiva do sistema nervoso central caracterizada, especialmente, pelas seguintes disfunções motoras: Alteração da rigidez muscular, tremores, bradicinesia² e, em casos extremos, pela acinesia³.

Segundo NIND (2006); MANYAM e SÁNCHEZ-RAMOS (1990); WYNGARDEN e SMITH (1986), atualmente não existem testes laboratoriais precisos no diagnóstico da doença de Parkinson. Dessa forma, os diagnósticos são baseados nos históricos médicos e nos exames neurológicos dos pacientes, dificultando assim um diagnóstico preciso sobre o grau de degeneração.

A avaliação da DP é realizada através das escalas de HOEHN e YAHR (1967) e UPDRS. A escala de Hoehn&Yahr foi desenvolvida em 1967 e baseia-se na classificação dos pacientes em 5 diferentes estágios da doença, sendo que o valor zero significa não ter sintoma da doença, valor 1 sintomas unilaterais discretos, até o valor 5 que é o grau máximo de incapacitação. Posteriormente essa escala foi modificada por um grupo de pesquisadores internacionais para incluir os estágios 1,5 e 2,5. Uma característica impor-

¹Sem causa conhecida.

²Bradicinesia significa lentidão na execução do movimento.

³Acinesia refere-se à redução da quantidade de movimento.

tante é que essa escala não avalia os pacientes do ponto de vista motor.

De acordo com FAHN et al. (1987), a escala UPDRS foi criada somente em 1987 por um comitê de peritos internacionais com o fim específico de ser utilizada para avaliação de tratamentos e intervenções terapêuticas na doença de Parkinson. RABEY et al. (1997) afirmam que a UPDRS é considerada mais completa quando comparada com a escala de Hoehn&Yahr. Mesmo assim, tem sido criticada por ser redundante, laboriosa e associada a uma elevada variabilidade de resultados entre diferentes examinadores (devido sua subjetividade).

A UPDRS consiste de um questionário com diferentes seções, onde cada uma delas contém diferentes perguntas atribuídas a um conjunto de respostas com suas respectivas pontuações. Ao final, cada ponto individual é somado e obtém-se um índice que caracteriza o grau de comprometimento. Essas respostas são de caráter subjetivo, pois, estão diretamente relacionadas com a experiência e a sensibilidade do avaliador, dificultando assim, um diagnóstico preciso. Via de regra, o diagnóstico do tipo de discinesia depende de uma observação clínica cuidadosa, e não de qualquer estudo laboratorial.

Este trabalho consiste no desenvolvimento de um sistema de acelerometria biaxial, em forma de relógio, adequado para o monitoramento dos movimentos referentes aos membros superiores, de forma que as acelerações medidas possam ser armazenadas por meio de um sistema portátil de aquisição de dados (datalogger) em uma mídia Secure Digital (SD). Assim, as séries temporais obtidas poderão ser analisadas *offline* por meio das seguintes técnicas de caracterização: Análise espectral, reconstrução de Takens, cálculo de dimensão de atratores utilizando o método desenvolvido por Grassberger-Proccacia, entropia de Correlação e aplicação do método de Kantz para estimativa do maior expoente de Lyapunov. Segundo EKE et al. (2006), estas técnicas de caracterização visam encontrar correlações entre as diferentes técnicas de identificação de séries temporais com o nível das desordens dos movimentos dos membros superiores. Posteriormente, os resultados serão comparados com os índices obtidos na seção referente ao controle motor dos membros superiores da *Escala Unificada para Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS)*.

2 O PARKINSONISMO IDIOPÁTICO

A doença de Parkinson é uma afecção do sistema nervoso central que acomete principalmente o sistema motor. É uma das condições neurológicas mais freqüentes e sua causa permanece desconhecida. As estatísticas disponíveis revelam que a incidência da doença de Parkinson na população é de 150 a 200 casos por 100.000 habitantes. Os sintomas motores mais comuns são: tremor, rigidez muscular, acinesia e alterações posturais. Entretanto, manifestações não motoras também podem ocorrer, tais como: comprometimento da memória, depressão, alterações do sono e distúrbios do sistema nervoso autônomo.

A doença de Parkinson é uma condição crônica. A evolução dos sintomas é usualmente lenta mas é variável em cada caso. A doença de Parkinson é a forma mais freqüente de parkinsonismo. O termo parkinsonismo refere-se a um grupo de doenças que podem ter várias causas e que apresentam em comum os sintomas descritos acima em combinações variáveis, associados ou não a outras manifestações neurológicas. A doença de Parkinson é também chamada de parkinsonismo primário porque é uma doença para a qual nenhuma causa conhecida foi identificada. Por outro lado, diz-se que um parkinsonismo é secundário naqueles casos em que uma causa pode ser identificada. Cerca de 75% de todas as formas de parkinsonismo correspondem à forma primária ou idiopática.

Do ponto de vista bioquímico, o Parkinsonismo pode ser definido, como sendo um estado de deficiência de dopamina, devido a disfunções do sistema nervoso dopaminérgico. Este sistema desempenha o papel fisiológico de regulação inibidora do corpo estriado, compensando a atividade colinérgica excitadora dessa região. A acetilcolina, que é o neurotransmissor desse sistema excitatório, é encontrada em grandes quantidades no corpo estriado, não se apresentando alterados no parkinsonismo. Em estado normal existe um equilíbrio entre os efeitos da acetilcolina e da dopamina. A diminuição da dopamina rompe este estado de equilíbrio, implicando assim, em uma atividade colinérgica predominante.

As alterações anatomopatológicas típicas consistem em diminuição do número de neurônios e despigmentação da Substância Negra, principalmente a *Pars Compacta* (FIG. 2). Nestas áreas encontra-se ainda um corpúsculo de inclusão, conhecido como corpúsculo de Lewy (FIG. 2.2). Não se conhece a natureza exata desse corpúsculo de inclusão, mas sabe-se que não se trata de um vírus. Já foi demonstrado também que proteínas pró-apoptóticas Bcl-2 e Bax não estão relacionadas com a formação de corpúsculos de Lewy, nem suas expressões estão aumentadas na presença dos corpúsculos.



FIG. 2.1: Região *Pars Compacta* da Substância Negra de um indivíduo saudável (à esquerda), contrastando com o aspecto de um indivíduo com DP (à direita). Fonte: MOUSSA e PETER (1997)

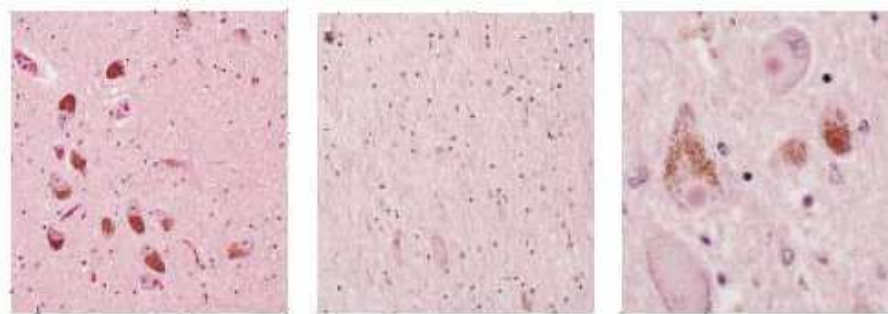


FIG. 2.2: Aspecto anatomopatológico da doença. Células dopaminérgicas visíveis na Substância Negra de um cérebro saudável (à esquerda), redução das células dopaminérgicas em um cérebro com DP (ao centro). Corpúsculo de Lewi (à direita). Fonte: MOUSSA e PETER (1997)

2.1 OS NÚCLEOS DA BASE

Segundo GRILLNER et al. (2005), os Núcleos da Base (NB) coordenam os movimentos voluntários com a finalidade de inibir movimentos competitivos, os quais poderiam comprometer movimentos adequados e precisos. A disfunção desses circuitos pode levar a distúrbios do movimento caracterizados por movimentos voluntários descoordenados, presença de movimentos involuntários, ou ambos. Aferências excitatórias do tálamo e

córtex fazem contatos sinápticos nos Núcleos da Base, além das aferências excitatórias vindas do tronco encefálico.

Os NB são um conjunto de estruturas cerebrais constituído pelo núcleo caudado, putamen, globo pálido, núcleo subtalâmico e Substância Negra (veja FIG. 2.3).

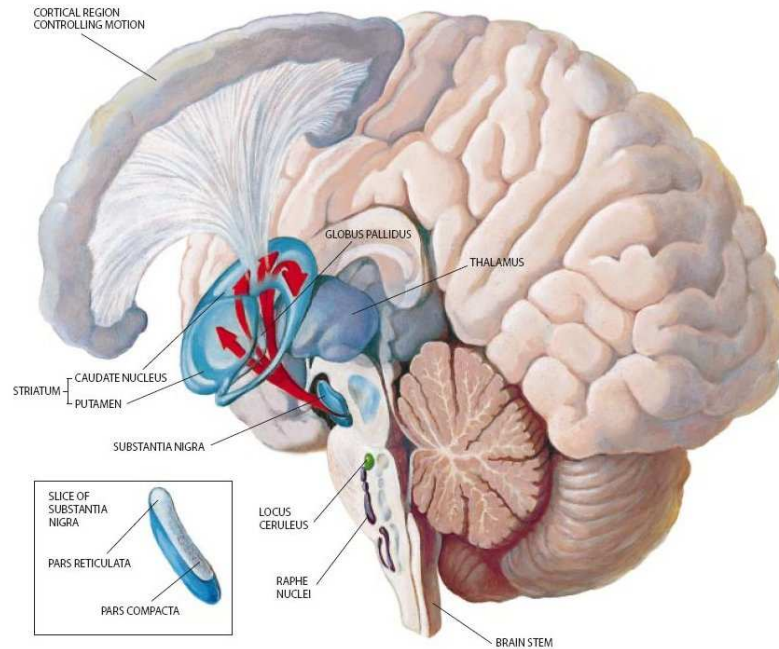


FIG. 2.3: Regiões do Cérebro Comprometidas Pelo Parkinsonismo. Fonte: MOUSSA e PETER (1997)

De acordo com CÔTÉ e CRUTCHER (1991), estas estruturas controlam a atividade motora por meio da regulação de impulsos neuromotores que facilitam sua atividade tônica, auxiliando o planejamento e a execução de movimentos seqüenciados como, por exemplo, a marcha humana. CÔTÉ e CRUTCHER (1991), afirmam que os NB enviam e recebem sinais excitatórios do córtex sensório-motor e também do cerebelo e do próprio tálamo. Segundo KANDEL et al. (1981); CÔTÉ e CRUTCHER (1991) a principal função dessas estruturas é manter a prontidão de neurônios corticais, principalmente na área motora suplementar (AMS), para organizar e liberar seqüências de movimentos ou programas motores, em momentos adequados dentro de uma seqüência de movimentos auto-gerados. Durante a aprendizagem de movimentos e mesmo em movimentos bem aprendidos, os NB exercem uma importante função relacionada à formulação do comportamento adaptativo segundo JUEPTNER e WEILLER (1998). Outra função importante é a de liberar e finalizar programas motores que sejam adequados para a aquisição de uma meta, como por exemplo, alcançar e segurar um objeto.

GENTILUCCI e NEGROTTI (1999); WEISS et al. (1997) argumentaram que sua

função também está relacionada à manutenção deste movimento durante sua execução e que pode ser observada pelas variações na velocidade e na amplitude do movimento. Desta forma, a atividade dos NB libera o córtex para outras ações concomitantes durante os movimentos.

Segundo GENTILUCCI; JUEPTNER e WEILLER (1998) os NB auxiliam o córtex motor no controle de movimentos através de duas vias: a indireta e a direta. Cada uma delas tem funções distintas para o controle de movimentos. A indireta está envolvida com a iniciação e/ou com a finalização de movimentos e a direta, além da iniciação, é responsável pela manutenção do programa motor durante a ação.

BERNSTEIN (1967) afirma que os NB possuem um papel fundamental na formulação e geração de padrões locomotores que garantam a estabilidade dinâmica, liberando graus de liberdade do movimento de acordo com as demandas ambientais.

GRILLNER et al. (2005), argumentou que com a Doença de Parkinson (DP), as duas vias, direta e indireta, tornam-se hiperinibidas em função da redução de dopamina estriatal, pois este neurotransmissor tem a função de regular a atividade excitatória (através do glutamato) e inibitória (através do GABA), deixando a via inibitória hiper-ativa. A figura FIG. 2.4, ilustra o circuito neuronal comprometido devido às disfunções e morte dos neurônios dopaminérgicos.

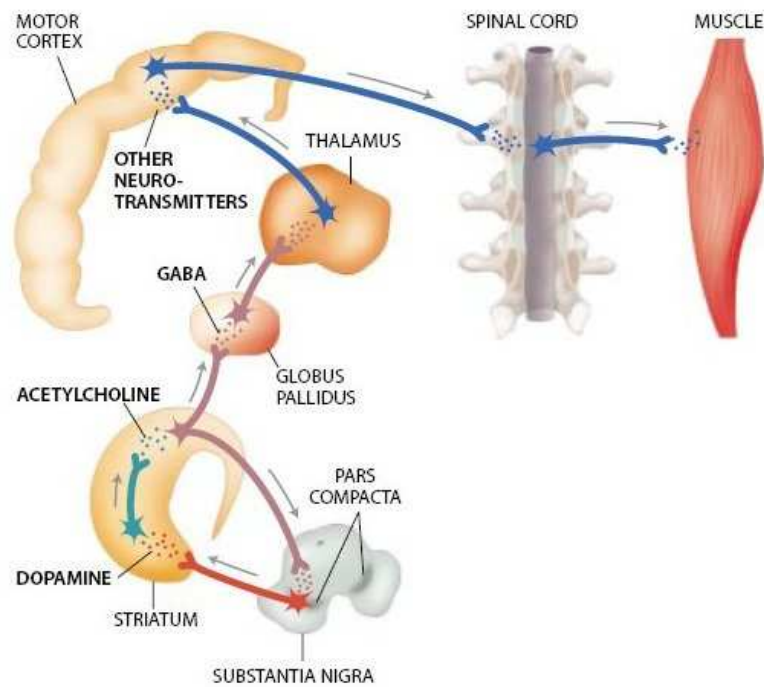


FIG. 2.4: Circuito Neuronal Comprometido. Fonte: MOUSSA e PETER (1997)

2.2 SINTOMATOLOGIA DA DOENÇA DE PARKINSON

A doença de Parkinson é mais comum após os 60 anos de idade, embora 10% dos casos ocorram antes dos 40 anos (parkinsonismo de início precoce) e até em menores de 21 anos (parkinsonismo juvenil).

De acordo com WATTS e MANDIR (1992), a sintomatologia básica compreende o tremor de repouso, a rigidez e a bradicinesia, sendo que a instabilidade postural é também considerada como sendo um dos quatro sinais cardinais. Esses sintomas são apresentados no estado inicial da doença e possuem a característica de serem unilaterais, decorrentes da degeneração assimétrica dos neurônios dopaminérgicos localizados nos NB.

Na maioria dos pacientes, o tremor é a primeira queixa. Todavia, WYNGARDEN e SMITH (1986) afirmaram que uma análise clínica mais cuidadosa revela que muitos pacientes se recordam de um ou mais sintomas mal definidos, tais como a perda da espontaneidade da expressão facial, alterações posturais e diminuição dos movimentos voluntários.

O tremor é caracteristicamente presente durante o estado de repouso (tremor de repouso), diminuindo quando o indivíduo executa algum tipo de movimento e não está necessariamente presente em todos os indivíduos portadores da doença de Parkinson.

O tremor manifesta-se como um movimento de "contar dinheiro" ou "enrolar pílula", executado pelo polegar e o indicador, de forma alternada durante o repouso.

A rigidez pode ser discreta na fase inicial, limitando-se a alguns grupos musculares, porém ela invariavelmente se propaga para outros membros. Ela é a responsável pela diminuição da amplitude e pela lentidão dos movimentos que caracterizam a doença, contribuindo também para a sensação de fraqueza muscular mencionada por alguns pacientes. Entretanto, ela geralmente não impede a realização de contrações musculares com boa força inicial, mas impede que o paciente mantenha esta contração ou a repita, ela também é considerada uma das causas responsáveis pelos desvios posturais característicos na DP.

A marcha acelerada a passos pequenos (marcha parkinsoniana), é uma manifestação típica, e resulta da combinação de bradicinesia, rigidez muscular e postura anormal.

A escassez de movimentos, devida aos estados bradikinéticos e acinéticos, torna-se evidente durante numerosas atividades motoras automáticas, as quais seriam normalmente executadas inconscientemente.

2.3 DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL

Primeiramente, o Parkinsonismo Idiopático deve-se diferenciado de outras formas de Parkinsonismo, podendo ser estas:

- Parkinsonismo secundário ou sintomático: decorrentes do uso de drogas neurolépticas, metaclopramida, cinarizina, flunarizina, infecções, tumores do sistema nervoso central, hidrocefalia e acidente vascular encefálico. O parkinsonismo secundário decorre do uso de medicamentos e é reversível.
- Parkinsonismo-plus: em que se incluem a paralisia supranuclear, a atrofia de múltiplos sistemas, a degeneração gangliônica cortical e doença dos corpos de Lewy difusa. Nessas enfermidades, além do quadro clássico de parkinsonismo, existem associados vários outros sintomas, como: paralisia ocular, demência precoce, distúrbios urinários e hipotensão arterial precoce, sinais piramidais (espasticidade, aumento dos reflexos profundos), mioclonias (movimentos abruptos tipo choque), distúrbios de sensibilidade, distonia (contraturas anormais), apraxia, entre outros.
- Parkinsonismo heredodegenerativo: como manifestação das doenças de Wilson, de Huntington, de Alzheimer, por exemplo.

Outras enfermidades que devem ser diferenciadas da doença de Parkinson são:

- Tremor essencial. Aqui o tremor representa o quadro clínico, sem outros sinais neurológicos associados. O tremor é freqüentemente postural, acometendo as mãos (aparece com os membros superiores estendidos) e a cabeça (sendo chamado de tremor tipo sim-sim ou não-não), ou a voz, podendo ter história familiar em cinquenta por cento dos casos e resposta ao uso de betabloqueadores.
- Outras formas de tremor, entre elas o tremor secundário a hipertireoidismo, o tremor cerebelar, o rubral (ou de Holmes) e o tremor decorrente de efeitos colaterais de drogas (como as anti-depressivos inibidores da recaptação da serotonina e o lítio, entre outros).

2.4 TRATAMENTO

Segundo BLIN et al.; BOSHES et al. (1960), os tratamentos farmacológicos disponíveis têm como base restaurar a atividade dopaminérgica para melhorar a mobilidade funcional,

melhorando assim a qualidade de vida dos pacientes. O tratamento tradicional do Parkinsonismo é realizado com a Levodopa, entretanto a presença de efeitos adversos provocados por este fármaco faz com que sua utilização seja cautelosa.

A Levodopa, ao contrário da dopamina, é capaz de cruzar a barreira hematoencefálica. E é captada pelos neurônios dopaminérgicos remanescentes da substância negra e convertida em dopamina. A Levodopa é geralmente combinada com Carbidopa, que inibe a dopa-descarboxilase periférica e, desse modo, reduz os efeitos colaterais sistêmicos (náuseas e vômitos) causados por metabólitos da Levodopa. Outras drogas disponíveis no tratamento da doença de Parkinson incluem os agonistas diretos da dopamina, o agente dopaminérgico indireto amantadina e os inibidores da catecol--metiltransferase, uma enzima que metila a levodopa e a dopamina. As drogas anticolinérgicas também produzem melhora dos sintomas, supostamente ao diminuir a atividade dos neurônios colinérgicos estriatais que foram desinibidos por perda dos impulsos aferentes dopaminérgicos.

O conhecimento da anatomia dos núcleos da base levou a intervenções cirúrgicas para a doença de Parkinson. Após a implantação cerebral de neurônios de substância negra fetal, suas terminações nervosas contendo dopamina fazem contato sináptico com alvos estriatais apropriados, e alguns pacientes que receberam esse tratamento demonstraram melhora modesta dos sinais e sintomas. Por outro lado, a ablação bilateral da parte interna do globo pálido restaura a excitação talamocortical, e o bloqueio do núcleo subtalâmico por estimulação elétrica reduz a excitação do globo pálido interno, com um efeito final semelhante.

3 CAOS EM MOVIMENTOS PLANARES DOS MEMBROS SUPERIORES

3.1 FUNDAMENTOS DE ANÁLISE DE SÉRIES TEMPORAIS

Neste capítulo, serão realizadas análises dos padrões de dinâmica não-linear aplicadas às séries temporais obtidas experimentalmente. Este trabalho não tem como objetivo propor novos métodos para caracterização de séries temporais, e sim aplicar os métodos já conhecidos na literatura, utilizando a metodologia que será descrita no capítulo 4. Para a caracterização das séries temporais obtidas experimentalmente, serão apresentados alguns conceitos de relevância para análise de séries temporais experimentais, tais como: densidade espectral de potência, critério de informação mútua⁴, reconstrução do espaço de estados⁵, dimensão de correlação, entropia de correlação e expoentes de Lyapunov.

Uma série temporal pode ser definida como uma coleção de observações de estados de um sistema dinâmico ao longo do tempo, que podem ser medidas experimentalmente sem a necessidade de qualquer modelo paramétrico a priori. Sistemas dinâmicos experimentais requerem considerações especiais pelo fato de exibirem geralmente comportamento complexos, possuem muitos (até mesmo infinitos) graus de liberdade e estão sujeitos a fontes externas de ruídos. Torna-se assim difícil ou impossível a obtenção de modelos paramétricos que possam descrever satisfatoriamente a dinâmica do sistema sob estudo. No experimento realizado, procurou-se verificar quais seriam as técnicas de caracterização mencionadas anteriormente que poderiam fornecer indícios sobre o nível de comprometimento do Controle Motor nos membros superiores dos indivíduos portadores de Parkinsonismo Idiopático, quando comparadas as estratégias de recrutamento muscular adotadas pelo Sistema Nervoso Central em indivíduos saudáveis.

De acordo com PAUL (1997); ROSENSTEIN et al. (1993); SCHREIBER e SCHMITZ (1997); HEGGER et al. (1998), o primeiro passo na análise das séries temporais obtidas experimentalmente consiste em responder se os sistemas dinâmicos estudados possuem

⁴Informação mútua: Trata-se de uma ferramenta estatística introduzida na teoria da informação a partir do conceito de entropia de Shanon. Essa entropia descreve as fontes de informação de sistemas caóticos não lineares e permite trabalhar com uma estatística que encontra o delay (atraso) adequado na série temporal para ser usado na reconstrução do atrator.

⁵Espaço de fases ou espaço de estados: Trata-se de um espaço abstrato de dimensão inteira no qual estão imersos os vetores multidimensionais, descritos em tempo contínuo ou discreto, associados ao sistema dinâmico.

origens determinísticas⁶ ou estocáticas. Segundo PAUL (1997); ROSENSTEIN et al. (1993); SCHREIBER e SCHMITZ (1997); HEGGER et al. (1998); GUCKENHEIMER e HOLMES (1983), essa pergunta não pode ser respondida simplesmente por meio de uma análise espectral ou análise de autocorrelação. Feita inicialmente uma análise de autocorrelação e espectral, realizou-se a reconstrução e análise do pseudo-espço de fases a partir das séries temporais obtidas experimentalmente. Em seguida, foi realizada uma procura por estruturas que apresentam a propriedade de auto-similaridade, ou seja, possuem uma geometria invariante de escala (dimensão de Hausdorff ou Fractal⁷). A propriedade de auto-similaridade é amplamente observada na natureza e em sistemas físicos e biológicos. Desta forma, partiu-se do pressuposto que as informações referentes ao nível de degeneração dos neurônios localizados nos Núcleos da Base (neurônios dopaminérgicos), estariam presentes em séries temporais coletadas durante a realização de movimentos planares dos membros superiores. BERNSTEIN (1967); ALMEIDA et al. (1995), argumentam que o Sistema Nervoso Central utiliza estratégias ou sinergias para reduzir as múltiplas possibilidades de execução do movimento (cinemática⁸ e cinética⁹) a uma única solução.

No que se segue, serão discutidos conceitos já mencionados anteriormente e relacioná-los às séries temporais obtidas experimentalmente, ou seja, as acelerações planares \ddot{x} e \ddot{y} . Assim, o presente capítulo irá somente apresentar conceitos de relevância na caracterização de um atrator, estranho ou não.

⁶Estados futuros são funções de estados passados e não existem parâmetros de natureza aleatória.

⁷Mandelbrot definiu fractal como sendo: "um sistema organizado para o qual a dimensão de Hausdorff-Besicovitch excede estritamente a dimensão topológica (número inteiro que caracteriza a geometria de um objeto euclidiano)".

⁸Cinemática: Descritores do movimento.

⁹Cinética: Causas do movimento.

3.2 DEFININDO O ATRATOR DE UM SISTEMA DINÂMICO

Um sistema dinâmico pode ser entendido como um conjunto de pontos no espaço de estados, visitados pela solução de uma equação de evolução, ou seja, são órbitas imersas num espaço de estados. O conjunto de estados observados definem órbitas ou trajetórias, as quais podem possuir comportamento assintótico para um regime regular ou caótico¹⁰.

Nas próximas seções, serão apresentados alguns conceitos de extrema relevância para que seja possível a reconstrução de um pseudo-espaço de estados¹¹ à partir de uma série temporal.

3.3 MEDIDAS DE SIMILARIDADE UTILIZADAS NA VALIDAÇÃO DOS RESULTADOS

Serão apresentados nesta seção alguns conceitos que serão utilizados nas seções referentes à análise dos resultados.

3.3.1 FUNÇÃO DE AUTOCORRELAÇÃO

A função de autocorrelação fornece um índice de similaridade, o qual pode ser de grande utilidade quando se trabalha com séries temporais. Este índice poderá assumir os seguintes valores: 1 (correlação perfeita), -1 (anti-correlação perfeita) e o valor 0 significa total ausência de correlação.

Para um série temporal discreta, ou seja: x_1, x_2, \dots, x_n com média μ e variancia σ^2 conhecidas, a função de autocorrelação pode ser calculada pela seguinte expressão:

$$\hat{R}(k) = \frac{1}{(n-k)\sigma^2} \sum_{t=1}^{n-k} [x_t - \mu][x_{t+k} - \mu] \quad (3.1)$$

por qualquer positivo inteiro $k < n$.

O valor esperado de uma série temporal é definido como um valor típico ou representativo dos dados. Isto é, através da média aritmética pode-se apresentar o valor do ponto em torno do qual os dados se distribuem.

¹⁰Sistemas dinâmicos que exibem comportamento caótico apresentam trajetórias no espaço de estado que convergem para um atrator estranho. Hausdorff (1919) forneceu uma definição rigorosa de dimensão, que corresponde a uma propriedade básica de um atrator estranho ou não.

¹¹Pseudo-espaço de estados: Trata-se de um espaço abstrato de dimensão inteira no qual estão imersos os vetores multidimensionais, descritos em tempo contínuo ou discreto, associados aos sistemas.

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} x_i \quad (3.2)$$

A variância é utilizada para quantificar o grau de dispersão de um conjunto de amostras e pode ser calculada pelos desvios dos dados em relação ao valor esperado (μ), considerando-se uma população finita de dimensão N. A variância σ^2 de uma série temporal pode ser definida da seguinte maneira:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \mu)^2, \quad (3.3)$$

onde (N-1) representa o grau de liberdade dos dados e μ é o valor esperado da série (valor médio). Entretanto, como medida de dispersão, a variância tem a desvantagem de apresentar a unidade de medida igual ao quadrado da unidade de medida dos dados. Por isso, utiliza-se o desvio padrão (σ), que apresenta a mesma unidade de medida dos dados, e é definido como a raiz quadrada da variância, ou seja:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \mu)^2} \quad (3.4)$$

3.3.2 ERRO ABSOLUTO

Dado dois vetores \vec{x} e \vec{y} , o erro absoluto pode ser calculado da seguinte forma:

$$EA_i = |x_i - y_i| \quad (3.5)$$

3.3.3 COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO

O coeficiente de correlação entre dois vetores \vec{x} e \vec{y} , pode ser calculado por meio da seguinte expressão:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2\right) \left(\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2\right)}}, \quad (3.6)$$

onde: \bar{x} e \bar{y} são os valores médios dos vetores \vec{x} e \vec{y} respectivamente.

3.4 MÉTODO DOS MÍNIMOS QUADRADOS

Será apresentado nesta seção, o método dos mínimos quadrados para ajustar um conjunto de pontos (x_i, y_i) . Este método será empregado na estimação do máximo expoente de Lyapunov (λ_1) e da dimensão de correlação (D_2).

O Método dos Mínimos Quadrados é uma técnica de otimização matemática que procura encontrar o melhor ajustamento para um conjunto de dados tentando minimizar a soma dos quadrados das diferenças entre a curva ajustada e os dados (resíduos).

O método dos mínimos quadrados consiste de um estimador que minimiza a soma dos quadrados dos resíduos da regressão, de forma a maximizar o grau de ajuste do modelo.

A soma dos quadrados dos resíduos pode ser definida da seguinte forma:

$$R^2 = \sum_{i=0}^{N-1} [y_i - f(x_i, a_1, a_2, \dots, a_n)]^2, \quad (3.7)$$

onde: $f(x_i, a_1, a_2, \dots, a_n)$ é uma função polinomial $f(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n$.

Desejamos que R^2 seja um mínimo, ou seja:

$$\frac{\partial(R^2)}{\partial a_i} = 0 \quad (3.8)$$

Em nosso caso estamos interessados em ajustar uma reta, sendo assim:

$$f(x_i, a_0, a_1) = a_0 + a_1x_i \quad (3.9)$$

Adotando a EQ. 3.9 e substituindo na EQ. 3.7, obtemos:

$$R^2(a_0, a_1) = \sum_{i=0}^{N-1} [y_i - (a_0 + a_1x_i)]^2 \quad (3.10)$$

$$\frac{\partial(R^2)}{\partial a_0} = -2 \sum_{i=0}^{N-1} [y_i - (a_0 + a_1x_i)] = 0 \quad (3.11)$$

$$\frac{\partial(R^2)}{\partial a_1} = -2 \sum_{i=0}^{N-1} [y_i - (a_0 + a_1x_i)]x_i = 0 \quad (3.12)$$

$$\left(\sum_{i=0}^{N-1} 1 \right) a_0 + \left(\sum_{i=0}^{N-1} x_i \right) a_1 = \sum_{i=0}^{N-1} y_i \quad (3.13)$$

$$\left(\sum_{i=0}^{N-1} x_i \right) a_0 + \left(\sum_{i=0}^{N-1} x_i^2 \right) a_1 = \sum_{i=0}^{N-1} x_i y_i \quad (3.14)$$

Reagrupando os termos em 3.14, obtemos o seguinte sistema linear.

$$\begin{bmatrix} N & \sum_{i=0}^{N-1} x_i \\ \sum_{i=0}^{N-1} x_i & \sum_{i=0}^{N-1} x_i^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=0}^{N-1} y_i \\ \sum_{i=0}^{N-1} x_i y_i \end{bmatrix}$$

Como mencionado anteriormente, f é uma função polinomial, assim, o problema é consideravelmente simplificado e reduz-se essencialmente a um sistema de equações lineares como mostrado anteriormente.

3.5 DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA

Segundo SMITH (1999), a função Densidade Espectral de Potência $\Phi(\omega)$ de um sinal $f(t)$ descreve como a energia de uma sinal é distribuída em relação a banda de frequência, ou seja, define a densidade de potência por unidade de banda em função da frequência (potência média por unidade de banda) deste sinal. A soma dos produtos (sua integral) de intervalos de frequência pelas amplitudes correspondentes fornece a potência média do sinal.

A função de densidade espectral de potência (DEP) é importante para a quantificação de sinais obtidos experimentalmente independente da origem do sinal (determinístico ou aleatório) e pode ser definida como sendo o quadrado da magnitude da transformada contínua de Fourier (EQ. 3.16), desde que a seguinte condição seja satisfeita:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt < \infty \quad (3.15)$$

ou seja, é equivalente a dizer que $f(t)$ é quadrado integrável ou que pertença ao conjunto $\mathcal{L}^2(\mathfrak{R})$ das funções quadrado integráveis.

$$\Phi(\omega) = \left| \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt \right|^2 = \frac{F(\omega) F^*(\omega)}{2\pi} \quad (3.16)$$

onde, ω é a frequência angular, $F(\omega)$ é a transformada contínua de Fourier da função $f(t)$ e $F^*(\omega)$ é o conjugado complexo.

Para sistemas discretos a DEP pode ser calculada pela seguinte expressão:

$$\Phi(\omega) = \left| \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \sum_{n=-\infty}^{\infty} f_n e^{-i\omega n} \right|^2 \quad (3.17)$$

3.6 TEOREMA DE RECONSTRUÇÃO DE TAKENS

Nesta seção será distido como reconstruir o espaço de estados a partir de uma série temporal. A reconstrução do espaço de estados é necessária para que seja possível representar a dinâmica do sistema sob estudo em um espaço Euclidiano \mathfrak{R}^m .

Sistemas dinâmicos experimentais requerem considerações especiais pelo fato de que eles geralmente exibem comportamentos complexos, possuem muitos (até mesmo infinitos) graus de liberdade, estão sujeitos a fontes externas de ruídos e possuem um atrator de dimensionalidade desconhecida. De acordo com PAUL (1997), torna-se difícil ou impossível a obtenção de modelos paramétricos que possam descrever satisfatoriamente a dinâmica do sistema em questão. Porém, de acordo com o teorema de Takens, o espaço de fases referente a um sistema dinâmico pode ser reconstruído a partir da observação de uma única variável de estado, ou seja, é possível reconstruir um espaço de fases equivalente (pseudo-espaço de fases), que por sua vez pode capturar a dinâmica do sistema em uma estrutura geométrica imersa nesse espaço. Esse conjunto geométrico imerso é definido como sendo espaço de fases reconstruído, e é topologicamente equivalente¹² ao atrator original.

Um método utilizado freqüentemente para reconstrução do pseudo-espaços de estados é o método das coordenadas de atraso temporal ou tempo de atraso de Takens (ξ), onde cada ponto no espaço de fase é uma m -tupla de valores consecutivos da série temporal: $(x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi})$. Onde $i = 1, 2, \dots, N - (m - 1)\xi$, ξ é o tempo de atraso de Takens e m é a dimensão de imersão do pseudo-espaço de fases.

¹²Topológicamente equivalente significa que o espaço de estados original e o reconstruído possuem dimensões e expoentes de Lyapunov aproximadamente idênticos.

A FIG. 3.1 ilustra um ponto arbitrário em uma série temporal e sua respectiva imersão em um espaço \mathfrak{R}^3 , ou seja, $m = 3$ está ilustrada na FIG. 3.2.

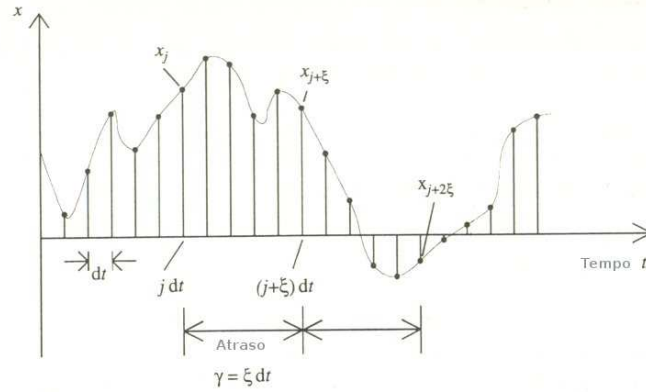


FIG. 3.1: Série Temporal Discreta

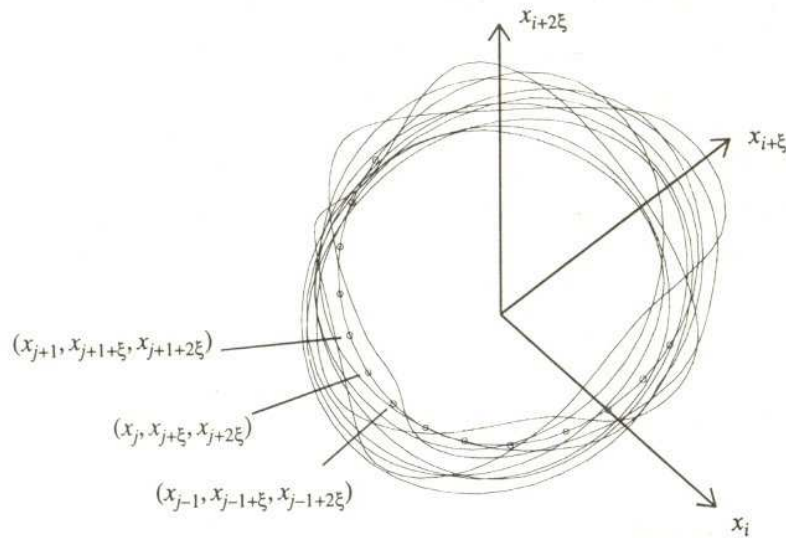


FIG. 3.2: Diagrama Esquemático do Espaço de Fases Reconstruído

Em 1981, F. Takens demonstrou que, o espaço de fases formado pelo eixo $(x_i, x_{i+xi}, x_{i+2xi}, \dots, x_{i+(m-1)xi})$, ou seja, o atrator reconstruído é topologicamente equivalente ao atrator real, sobre o qual conhece-se apenas a evolução da variável de estado discreta x_i . Na sua prova, Takens assumiu a inexistência de ruídos e um número infinito de estados, ou seja, uma série temporal infinita. Se essas condições forem satisfeitas, as propriedades topológicas do atrator reconstruído são preservadas, assumindo $m \geq 2D_o + 1$, sendo D_o a dimensão de contagem de caixas do atrator original. Chama-se espaço de imersão o espaço o qual a reconstrução é realizada.

A equivalência entre o espaço de fases original e o reconstruído é sensível ao valor escolhido para o tempo de atraso de Takens. Pode-se observar, que os pseudo-espaço de fases gerados com valores de atraso de Takens ξ pequenos são contraídos. Em contrapartida, valores elevados geram um espalhamento do pseudo-espaço de estados.

Os métodos utilizados para estimação da dimensão de imersão m e tempo de atraso de Takens ξ são baseados na propriedade de não-cruzamento¹³ e serão apresentados na seção posterior.

3.7 CRITÉRIO DE INFORMAÇÃO MÚTUA

Como visto anteriormente, a função de autocorrelação mede a dependência linear entre duas variáveis. Nessa seção será apresentada a função de informação mútua, a qual mede a dependência geral entre duas variáveis e é freqüentemente utilizada para se definir o tempo de atraso na reconstrução do pseudo-espaço de estados.

O critério de informação mútua tem suas origens na teoria da informação, embora seja aplicado em muitas outras áreas, tais como: reconhecimento de padrões e identificação de sistemas.

Segundo COVER e THOMAS (1991); SOOFI (2000), a informação mútua é uma medida bastante usada para análise de dependência estocástica de variáveis aleatórias discretas. Este critério fornece uma medida do grau de dependência entre variáveis, sendo um indicador importante na análise de séries temporais. Assim, se duas variáveis são independentes, o critério de informação mútua será zero; se duas variáveis são fortemente dependentes, a informação mútua terá um valor alto.

BONNLANDER e WEIGEND (1994); ZHENG e BILLINGS (1995) argumentam que a informação mútua pode também ser considerada como uma medida da quantidade de informação compartilhada em uma variável com relação a outra, sendo por este motivo, interessante para escolha de entradas de modelos de sistemas não-lineares, principalmente de redes neurais, onde o processo de aprendizado pode ser considerado como um mecanismo de extração de conhecimento. A Informação Mútua das coordenadas de reconstrução

¹³Não-cruzamento: Assegura o determinismo natural das trajetórias.

do atrator é definida da seguinte maneira:

$$M = \sum_{i=1}^{N-(m-1)\xi} P(x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi}) \log \left[\frac{P(x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi})}{P(x_i)P(x_{i+\xi})P(x_{i+2\xi}) \dots P(x_{i+(m-1)\xi})} \right] \quad (3.18)$$

onde:

$P(x_i)$ é a probabilidade de ocorrência da variável x_i pertencente à série temporal; $P(x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi})$ é a probabilidade de ocorrência conjunta das coordenadas do espaço de fases $X_i = (x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi})$. M é a medida geral de dependência estatística das variáveis de reconstrução.

Se as coordenadas são estatisticamente independentes, então:

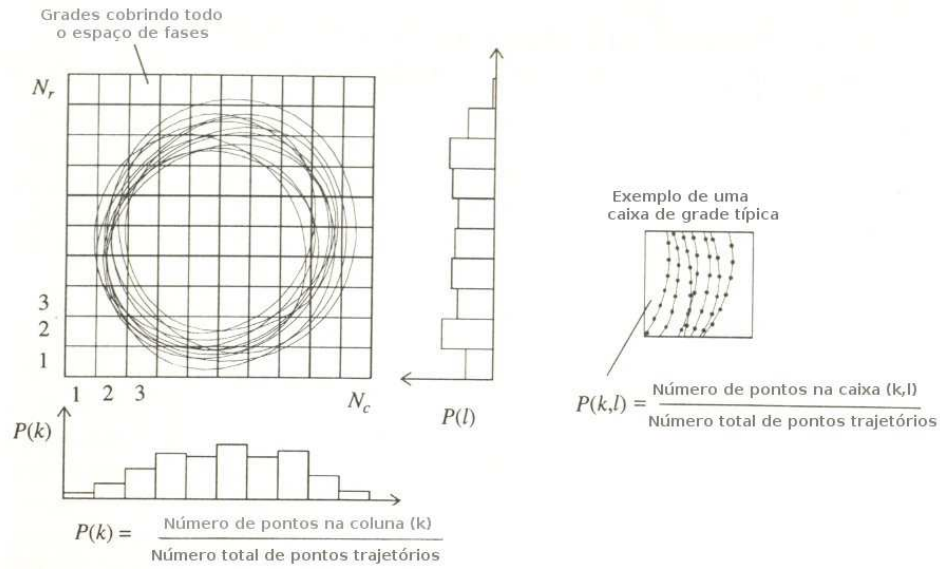
$$P(x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi}) = P(x_i)P(x_{i+\xi})P(x_{i+2\xi}) \dots P(x_{i+(m-1)\xi}) \quad (3.19)$$

O nível de dependência estatística das variáveis de reconstrução, pode ser calculado por meio da EQ. 3.18. Por exemplo, para um processo completamente estocástico (ruído branco) o valor de M calculado seria nulo. Em contrapartida, a dependência completa entre as variáveis resultaria em $M = \infty$. Uma escolha adequada do tempo de atraso (ξ) exige que o critério de informação mútua seja um mínimo. Quando isso ocorre, o espaço de fases é "espalhado" ao máximo, podendo assim, ser utilizado como um critério para a reconstrução do pseudo-espaço de fases. Esta condição para a escolha do tempo de atraso é conhecida na literatura como o Mínimo Critério da Informação Mútua.

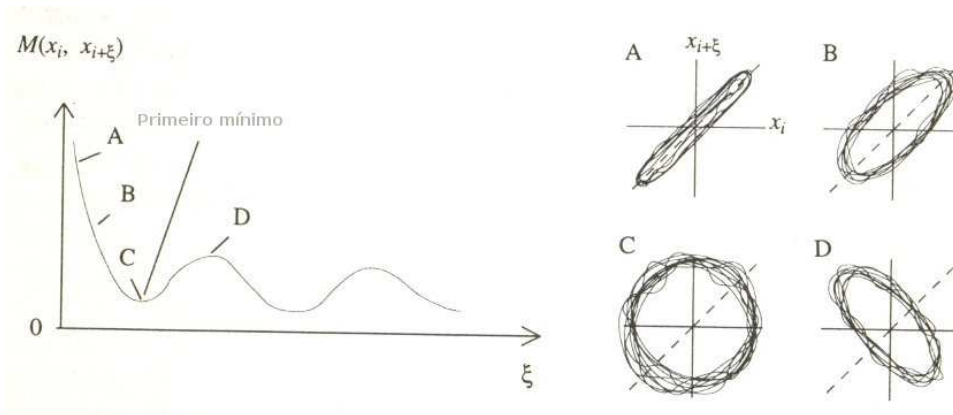
A implementação prática do Mínimo Critério da Informação Mútua está ilustrada na FIG. 3.3(a). A reconstrução em \mathbb{R}^2 de um espaço de fases é mostrada no plano $x_i, x_{i+\xi}$ ilustrada na FIG. 3.3(b). Para que seja possível calcular a informação mútua, inicialmente o espaço de estados (plano $x_i, x_{i+\xi}$) é particionado em N_c colunas e N_r linhas, como mostrado na FIG. 3.3(b). As funções de densidade discreta de probabilidade for x_i e $x_{i+\xi}$ são geradas simplesmente pela soma de todos os dados no espaço de fases localizados em cada linha e coluna de uma célula específica e dividida pelo número total de pontos no espaço de fases. $P(k)$ e $P(l)$ são as probabilidade de ocorrência do espaço de fases (atrator) na coluna k e linha l respectivamente. A probabilidade de ocorrência conjunta $P(k, l)$ do espaço de fases em uma célula específica é calculada por meio da razão entre o número total de pontos discretos localizados na célula e pelo número total de pontos na trajetória do espaço de fases. Esse procedimento adotado pode ser visualizado na FIG. 3.3(a).

A EQ. 3.18 pode ser reescrita da seguinte maneira:

$$M = \sum_{k=1}^{N_c} \sum_{l=1}^{N_r} P(k,l) \log \left[\frac{P(k,l)}{P(k)P(l)} \right] \quad (3.20)$$



(a) Cálculo da Informação Mútua



(b) Primeiro mínimo CIM (à esquerda) e fomas típicas de espaço de fases (à direita)

FIG. 3.3: Critério da Informação de Correlação Mútua

O valor de ξ o qual gera o primeiro mínimo da função de informação mútua é utilizado como o atraso de reconstrução do pseudo-espço de estados. Um comportamento típico da função de correlação de informação mútua pode ser observado na FIG. 3.3(b) (à esquerda).

Na FIG. 3.3(b) (à direita), é possível observar formas típicas do pseudo-espço de estados reconstruídos como funções do tempo de atraso. É importante resaltar que o valor de ξ faz com que haja uma contração ou espalhamento do pseudo-espço de estados.

FRASER e SWINNEY (1986), mostraram que o primeiro mínimo da função de informação mútua geralmente é o valor mais adequado para determinar o tempo de atraso para a reconstrução do pseudo-espço de estados.

3.8 DIMENSÃO FRACTAL

Sistemas dinâmicos que exibem comportamento caótico apresentam trajetórias no espaço de estados que convergem para um atrator estranho. Hausdorff, em 1919, forneceu uma definição rigorosa de dimensão fractal, que corresponde a uma propriedade básica de um atrator, onde a "estranheza" de um atrator caótico está associado com sua dimensão fractal. Diz-se que um conjunto possui natureza fractal, como uma alusão ao termo fracionário, caracterizando uma dimensão não inteira. A dimensão é também, um limite inferior do número de variáveis ou estados essenciais necessárias para descrever a dinâmica do sistema em estudo.

A motivação original da geometria fractal foi reproduzir as formas da natureza.

MANDELBROT (1982) desenvolveu estudos sobre a geometria da natureza visando representar o contorno de uma nuvem, as costas marítimas, o contorno de uma folha ou um floco de neve, pois, a geometria Euclideana clássica fornece apenas uma primeira aproximação para a representação dessas estruturas físicas.

A geometria fractal é uma extensão da primeira, e pode ser utilizada para construir modelos capazes de representar os aspectos mais complexos das formas da natureza.

3.8.1 DIMENSÃO DE SIMILARIDADE

Existem muitas definições de dimensões as quais seus cálculos resultam em valores não-inteiros, essas dimensões são comumente conhecidas na literaturas como *dimensões Fractal ou Hausdorff*. Segundo PAUL (1997), essas dimensões são particularmente úteis na caracterização de objetos fractais.

O conceito de dimensão está diretamente associado com o conceito de auto-similaridade, ou seja, possuem uma geometria invariante de escala. Consideremos inicialmente o conjunto de dimensão unitárias de linhas, superfícies e sólidos, divididos respectivamente por sub-comprimentos, sub-áreas e sub-volumes de comprimento ε .

Consideremos inicialmente uma linha. Se essa linha for dividida em N segmentos menores auto-similares de comprimento ε , então ε é de fato o fator de escala, ou seja: $\varepsilon/L = \varepsilon$, desde que $L = 1$, deste modo:

$$L = N\varepsilon = 1 \tag{3.21}$$

Observe que a linha unitária é composta por N partes auto-similares escaladas por $\varepsilon = 1/N$.

Está mesma idéia pode ser facilmente abstraída para superfícies e sólidos, assim:

$$A = N\varepsilon^2 = 1 \tag{3.22}$$

$$V = N\varepsilon^3 = 1 \tag{3.23}$$

Examinando as EQS. 3.21-3.23, podemos observar que o expoente ε em cada caso é uma medida de similaridade de dimensão de objetos, assim, essa medida de similaridade pode ser generalizada da seguinte maneira:

$$N\varepsilon^{D_s} = 1 \tag{3.24}$$

a qual, pode ser reescrita da seguinte forma:

$$D_s = \frac{\log(N)}{\log(1/\varepsilon)} \tag{3.25}$$

A expressão mostrada acima foi derivada utilizando objetos familiares, esses objetos possuem dimensões Euclideana, topológica e de similaridade iguais, ou seja: $D_E = D_s = D_T$. No entanto, a EQ. 3.25 pode também ser usada para produzir dimensões estimadas de objetos fractais, onde D_s é um valor não-inteiro.

3.8.2 DIMENSÃO DE CONTAGEM DE CAIXAS

A dimesão de similaridade é igual a dimensão de contagem de caixas, no entanto, a dimensão de contagem de caixas é generalizada para uma maior variedade de superfícies. Consideraremos um conjunto de pontos A num espaço de fase de dimensão n coberto por

hiper-cubos iguais de lado ε . Em 1958, Kolmogorov definiu a dimensão de contagem de caixas ("box-counting dimension") D_B , como sendo:

$$D_B = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\log(N(\varepsilon))}{\log(1/\varepsilon)} \quad (3.26)$$

3.8.3 DIMENSÃO DE INFORMAÇÃO

Segundo RENYI (1957), muitos atratores estranhos não são homogêneos, no sentido de que algumas regiões são mais visitadas do que outras. Por isso, para se caracterizar um atrator calculam-se outras dimensões que consideram suas não homogeneidades. Tais dimensões baseiam-se na frequência relativa f_j com que cada caixa j é visitada. Podemos definir a frequência f_j da seguinte maneira:

$$f_j = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{N_j}{N} \quad (3.27)$$

onde: N é o número total de pontos do atrator e N_j o número de pontos na célula j

Dentre as dimensões generalizadas de Rényi, a dimensão de informação D_I pode ser definida pela seguinte expressão:

$$D_I = - \lim_{\delta \rightarrow 0} \sum_{j=1}^{N(\delta)} \frac{f_j \log(f_j)}{\log(1/f_j)} \quad (3.28)$$

Note que o numerador de D_I é a entropia de SHANNON (1948).

3.8.4 DIMENSÃO DE CORRELAÇÃO E ENTROPIA DE CORRELAÇÃO

3.8.4.1 DIMENSÃO DE CORRELAÇÃO

O estudo topológico de um atrator requer o cálculo de sua dimensão Euclidiana para a imersão do sistema estudado em um pseudo-espço de fases. Em muitos casos observados na natureza e em sistemas físicos, biológicos e mecânicos, as dimensões calculadas não são números inteiros, sendo assim denominadas dimensões fractal ou dimensões de Hausdorff

Contudo, é possível construir estruturas geométricas complexas (variedades) e com dimensões euclidianas fracionárias. Essas estruturas serão relevantes no nosso trabalho, pois os atratores estranhos estão intimamente relacionados com essas dimensões fracionárias.

Os objetos geométricos com dimensões fracionárias são genericamente denominados fractais.

Uma das importantes propriedades dessas estruturas é que elas apresentam propriedades de auto-similaridade, ou seja, possui uma geometria invariante do fator de escala. Uma forma bastante intuitiva na abordagem dessa questão foi o cálculo da dimensão de similaridade D_s e a dimensão de contagem de caixas introduzidas anteriormente.

Na prática, o cálculo das dimensões D_B e D_I requerem consideráveis custos computacionais, tornando-se assim inviáveis sua aplicação. Em contrapartida, a dimensão de correlação D_2 é vastamente utilizada por causa de sua eficiência computacional e facilidade de implementação como um algoritmo para estimação de dimensão.

Para estimar a dimensão de correlação D_2 , é necessário definir inicialmente a soma de correlação $C(r, m)$, como sendo:

$$C_r(r, m) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1; j \neq i}^N \Theta(r - \|\vec{X}_i - \vec{X}_j\|) \quad (3.29)$$

onde: $\vec{X}_i = (x_i, x_{i+\xi}, x_{i+2\xi}, x_{i+3\xi}, \dots, x_{i+(m-1)\xi})$ e $i = 1, 2, \dots, N - (m-1)\xi$

onde: r é o raio de uma hipersfera imaginária centrada em cada ponto amostrado na trajetória do atrator, X_i , $i = 1, 2, \dots, N$ e N é o número total de pontos analisados no atrator e $\Theta(x)$ a função degrau Heaviside:

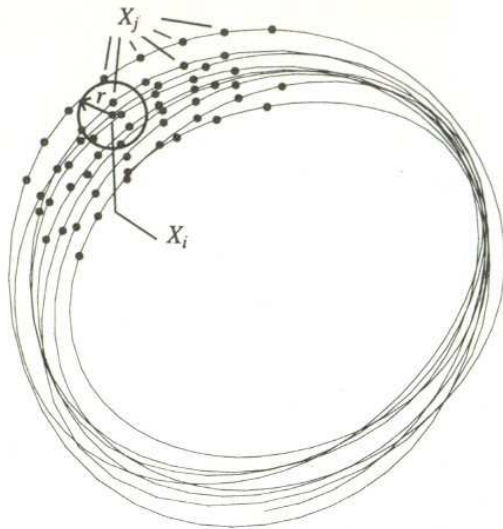
$$\Theta(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (3.30)$$

Para sistemas determinísticos, espera-se que a soma de correlação possua uma relação com o raio da hipersfera de acordo com a seguinte expressão:

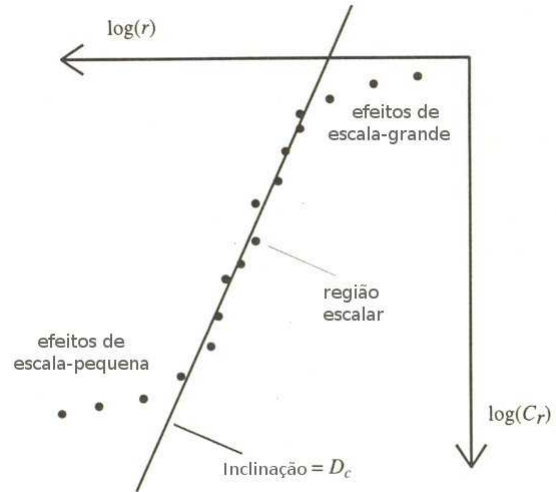
$$C_r(r, m) \propto r^{D_C} \Rightarrow D_C = \lim_{N \rightarrow \infty} \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\partial \ln(C_r(r, m))}{\partial \ln(r)} \quad (3.31)$$

Em geral, uma boa estimativa para D_C requer um número grande de estados, ou seja, um conjunto de estados que possa representar as características do sistema dinâmico original. A região de escala (propriedade de auto-similaridade) tipicamente observadas em sistemas determinísticos, poder ser observada na FIG. 3.4(b).

Como discutido anteriormente, não se sabe que dimensão de imersão m é conveniente para a reconstrução do atrator. Para se encontrar o valor de m mais apropriado, deve-se calcular $C(r, m)$ para vários valores de r , variando m por exemplo, entre 2 e 7; e r



(a) Hiperesfera Teste Aplicada ao Atrator



(b) $\log(r) \times \log(C_r)$

FIG. 3.4: Determinando a Dimensão de Correlação D_2

entre $dt/1000$ e dt . Em seguida, esses valores calculados devem ser representados num gráfico $\log(C(r, m)) \times \log(r)$. A inclinação da parte linear dos gráficos nos fornece uma estimativa para o valor de D_2 em função de m . O valor de m procurado é aquele acima do qual a inclinação da parte linear $\log(C(r, m)) \times \log(r)$, "praticamente não varia", ou seja, possui uma estrutura auto-similar independente do fator de escala. Para sistemas determinísticos, o valor D_2 normalmente aumenta em função da dimensão de imersão m , e acaba saturando a partir de uma dimensão m' . Na existência de auto-similaridade, a D_2 pode ser estimada de maneira correta. TAKENS (1981), afirma que a dimensão de imersão adequada implica no não cruzamento de trajetórias no pseudo-espço de estados.

Na prática, observa-se que a dimensão de correlação (D_2) para sistemas determinísticos aumenta com a dimensão de imersão (m), saturando a partir de um valor crítico.

É importante observar que não existe um ponto de saturação m' para sistemas estocásticos, pois, tais sistemas não possuem a propriedade de auto-similaridade.

3.9 ENTROPIA DE CORRELAÇÃO

A entropia de correlação é uma ferramenta vastamente utilizada na caracterização de sistemas dinâmicos, pois, podemos estimar a entropia de Kolmogorov K a partir de uma série temporal. Se obtermos um $K > 0$, podemos afirmar com certa segurança a presença de Caos no sistema estudado.

A entropia de Kolmorov pode ser definida da seguinte maneira: Considere um sistema dinâmico com \mathbf{F} graus de liberdade. Suponha que o espaço de fases de dimensão \mathbf{F} seja particionado por hipercubos de aresta $\epsilon \rightarrow$ hipervolumes $\epsilon^{\mathbf{F}}$ e que os estados do sistema seja medido a cada intervalo de tempo τ . Agora suponhamos também que exista uma atrator no espaço de fases $\in \mathfrak{R}^{\mathbf{F}}$ e que a trajetória $\vec{x}(t)$ esteja na bacia de atração¹⁴. Dada a probabilidade conjunta que $\vec{x}(t = \tau)$ esteja no hipercubo i_1 , $\vec{x}(t = 2\tau)$ esteja no hipercubo i_2, \dots , e $\vec{x}(t = d\tau)$ esteja no hipercubo i_d , ou seja: $p(i_1, i_2, \dots, i_d)$, a entropia de Kolmogorov pode ser definida da seguinte maneira:

$$K = \lim_{\tau \rightarrow 0} \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{d \rightarrow \infty} \frac{1}{d\tau} \sum_{i_1, \dots, i_d} p(i_1, \dots, i_d) \times \ln(p(i_1, \dots, i_d)) \quad (3.32)$$

Os valores estimados referentes a entropia de Kolmogorov nos fornecem informações de extrema relevância na caracterização de sistemas dinâmicos, $K = 0$ (sistema ordenado), $K = \infty$ para um sistema randômico e $K \neq 0$ para um sistema caótico (determinístico). Em sistemas físicos que possuem modelos paramétricos, podemos facilmente estimar a entropia de Kolmogorov, no entanto, a entropia de Kolmorov não pode ser facilmente estimada a partir de uma série temporal. GRASSBERGER e PROCACCIA (1983) proporam uma nova forma de quantificar o nível de desordem do sistema através da entropia de correlação h_2 , a qual possui tipicamente valores próximos ao obtido por meio da EQ. 3.32.

A entropia de correlação tem a vantagem de ser extraída facilmente através de dados experimentais, sua expressão pode ser derivada através de relações diretas entre a integral de correlação (EQ. 8.1) e a forma geral de entropia de Reniy (ordem \mathbf{q}), definida a seguir como sendo:

$$h_q = \lim_{\tau \rightarrow 0} \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{d \rightarrow \infty} \frac{1}{d\tau} \frac{1}{q-1} \sum_{i_1, \dots, i_d} p(i_1, \dots, i_d) \times \ln(p(i_1, \dots, i_d)) \quad (3.33)$$

Considerando que, $q = 2$ seja suficiente, ou seja: $K \approx h_2$ e que h_2 seja igual a integral de correlação (EQ. 8.1), obtemos:

$$C_r(r, m) \propto r^{D_2} e^{-mK_2} \quad (3.34)$$

A EQ. 3.34 é de extrema relevância computacional, pois, permite a estimação da entropia de Kolmogorov-Sinai à partir de uma série temporal, para maiores detalhes, veja: GRASSBERGER e PROCACCIA (1983).

¹⁴Conjunto de estados iniciais no espaço de fase que irão para o atrator formam uma Bacia de Atração

3.10 CÁLCULO DO MAIOR EXPOENTE DE LYAPUNOV

A existência de Caos em sistemas físicos pode ser comprovada através da estimativa dos expoentes de Lyapunov, ou do maior expoente de Lyapunov λ_1 . O expoente de Lyapunov, é um parâmetro que caracteriza a dinâmica de um sistema físico. Através dele, podemos quantificar a taxa de divergência de órbitas vizinhas em um espaço de fases e quantificar a dependência ou sensibilidade do sistema às condições iniciais. Sendo assim, atratores caóticos possuem ao menos um expoente de Lyapunov positivo, ou seja: $0 < \lambda_1 < \infty$.

A estimação do maior expoente de Lyapunov λ_1 pode ser compreendida intuitivamente por meio das figuras FIG. 3.5 - FIG. 3.8. Consideremos um sistema físico imerso em um espaço de fases de dimensão \mathbf{m} . Seja β_{n1} e β_{n2} dois pontos pertencentes ao espaço de fases, os quais possuem uma distância no instante inicial $\|\beta_{n1} - \beta_{n2}\| = \epsilon_0 \ll 1$. Então, a divergência exponencial entre as duas trajetórias após um intervalo de tempo t pode ser expressa da seguinte forma:

$$\epsilon_t = \epsilon_0 e^{\lambda t}, \quad \epsilon_t \ll 1, \quad t \gg 1 \quad (3.35)$$

onde, $\epsilon_t = \|\beta_{n1+t} - \beta_{n2+t}\|$.

Observe que a expressão 3.35 pode ser reescrita da seguinte maneira:

$$\lambda = \frac{1}{t} \ln \left(\frac{\epsilon_t}{\epsilon_0} \right) \quad (3.36)$$

A EQ. 3.36 é utilizada para medir a propriedade de divergência média de um atrator experimental, representada na FIG. 3.10. O expoente de Lyapunov é calculado diversas vezes, assim, o expoente de Lyapunov médio pode ser estimado por meio da seguinte expressão:

$$\bar{\lambda} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{1}{t} \ln \left(\frac{\epsilon_t(i)}{\epsilon_0(i)} \right) \quad (3.37)$$

Neste trabalho, o cálculo do máximo expoente de Lyapunov foi baseado no método proposto por Kanz. Para maiores detalhes, veja: KANTZ (1994).

$$S(\Delta_n) = \frac{1}{N} \sum_{n_0=1}^N \ln \left(\frac{1}{\|U(\beta_{n_0})\|} \sum_{\beta_n \in U(\beta_{n_0})} \|s_{n_0+\Delta_n} - s_{n+\Delta_n}\| \right), \quad (3.38)$$

onde: $\Delta_0 = s_n - s_{n'}$ e $\Delta_l = s_{n+l} - s_{n'+l}$. Se a seguinte relação for verificada: $|\Delta_l| \approx \Delta_0 e^{\lambda t} \Rightarrow \lambda$ é o máximo expoente de Lyapunov, desde que $S(\Delta_n)$ apresente uma região de

linearidade a partir de uma dimensão de imersão m' . No apêndice 2, será apresentado ao leitor um exemplo didático relacionado ao cálculo do λ_1 .

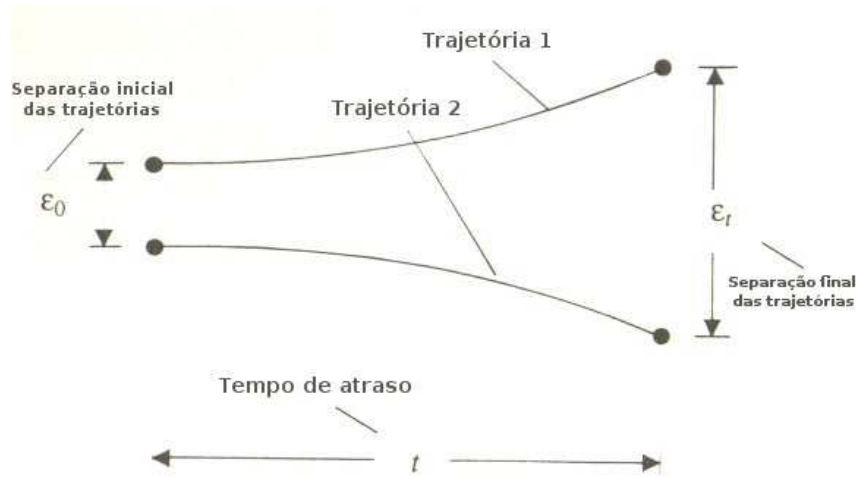


FIG. 3.5: Separação de Estados Vizinhos, após um tempo t

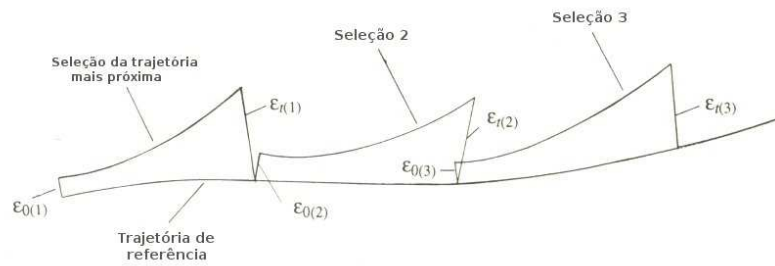


FIG. 3.6: Cálculo do Expoente de Lyapunov Médio

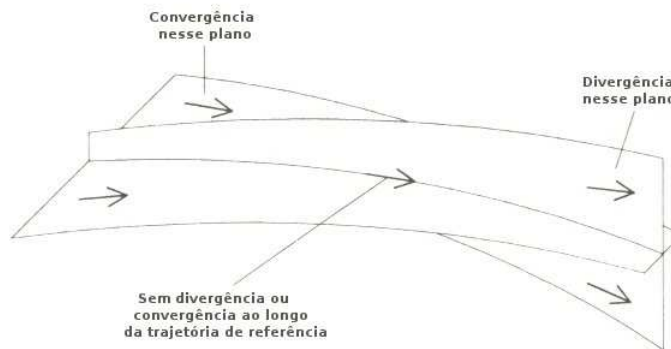


FIG. 3.7: Divergência e Convergência

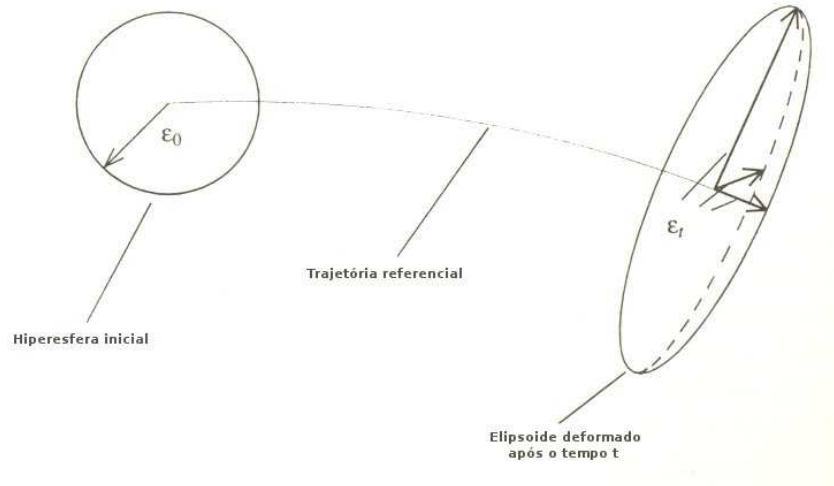


FIG. 3.8: Deformação Infinitésima de uma Pequena Hiperesfera no Espaço de Fases

Se $\bar{\lambda} > 0$ significa que duas trajetórias próximas divergem exponencialmente no tempo, assim, podemos quantificar a existência de Caos no sistema estudado. Naturalmente, duas trajetórias não podem se separar mais rápido que a própria dimensão do atrator, visto que a EQ. 3.35 é válida somente para pequenos intervalos de tempo.

TAB. 3.1: Possíveis Tipos de Movimentos e seus Correspondentes Expoentes de Lyapunov

Tipo de Movimento	Expoente de Lyapunov
Ponto fixo estável	$\lambda < 0$
Ciclo limite estável	$\bar{\lambda} = 0$
Caos	$0 < \bar{\lambda} < \infty$
Sistema estocástico	$\bar{\lambda} = \infty$

Maiores detalhes a respeito do cálculo do maior expoente de Lyapunov λ_1 podem ser encontrados em ROSENSTEIN et al. (1993); KANTZ e SCHREIBER (1997).

No decorrer deste capítulo, esperamos ter construído um texto básico sobre o formalismo de reconstrução do pseudo-espço de fases a partir de uma série temporal experimental, assim como sua caracterização.

Os assuntos aqui abordados são considerados como consolidados na literatura, e o objetivo foi simplesmente apresentar ao leitor, uma visão discursiva dos vários tópicos relacionados à Teoria do Caos.

4 METODOLOGIA

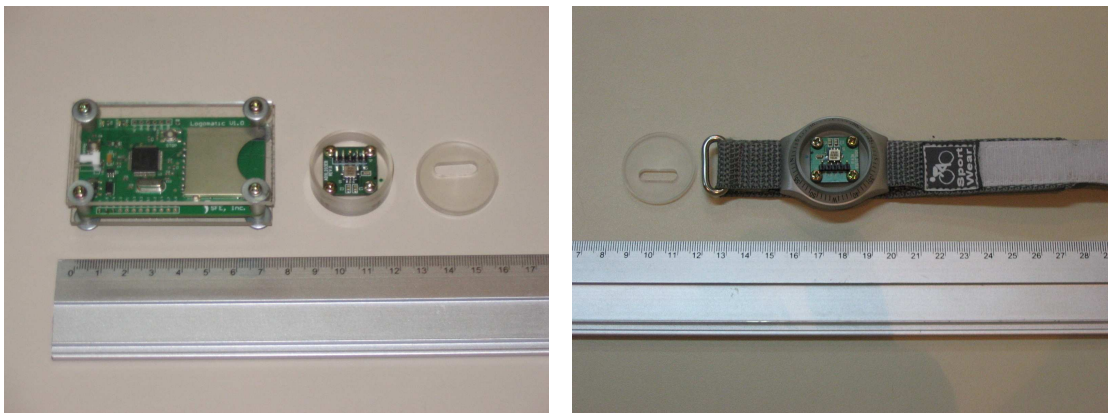
4.0.1 DISPOSITIVO DE ACELEROMETRIA BIAXIAL DESENVOLVIDO PARA AQUISIÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS

Os estudos realizados neste trabalho foram baseados em medidas obtidas experimentalmente, pois como discutido anteriormente, não existem técnicas laboratoriais precisas que possam nos fornecer índices quantitativos sobre o nível de comprometimento neural nos indivíduos portadores da doença de Parkinson.

O sistema desenvolvido com a finalidade de se registrar as séries temporais resultantes dos movimentos planares consiste de um *datalogger* e um acelerômetro piezoelétrico¹⁵ biaxial na forma de relógio (FIG. 4.1(b)).

O acelerômetro utilizado neste trabalho, que se mostra na FIG. 4.1(a) (à direita), é o modelo ADXL203 EB produzido pela *Analog Devices*®, pode medir acelerações de até $\pm 1,7g$, possui resolução de $1mg$ e um filtro passa-baixa com frequência de corte ajustável.

A FIG. 4.1(a) (à esquerda) refere-se ao datalogger Logomatic V1.0 utilizado, produzido pela *SFE*®. Este modelo possui 10 canais de conversão AD de 10 bits e pode fazer aquisição de dados com uma frequência de até 1500Hz para um único canal.



(a) Sistema Portátil de Aquisição de Dados (Datalogger)

(b) Sistema de Acelerometria Biaxial em Forma de Relógio

FIG. 4.1: Dispositivo de Acelerometria Biaxial Desenvolvido

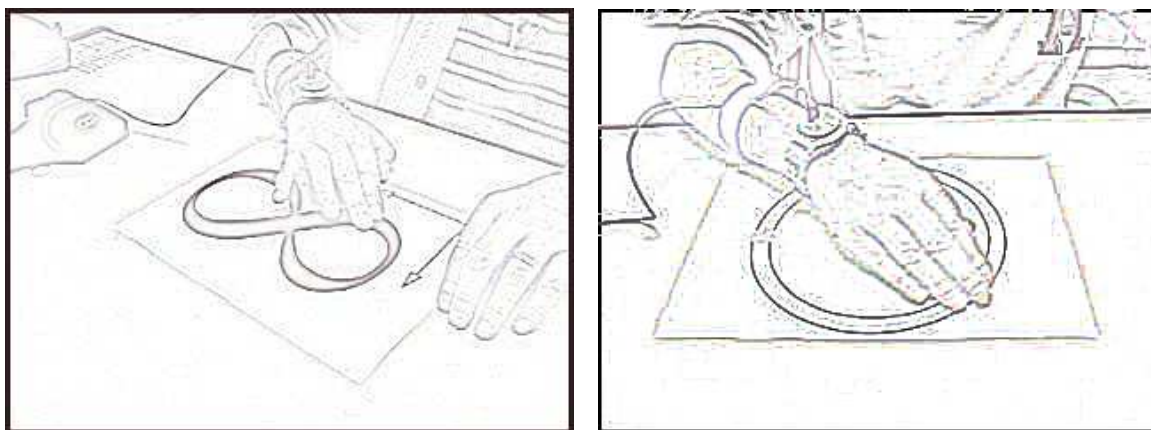
¹⁵A deformação dos elementos piezoelétricos dá origem a uma tensão elétrica que é proporcional à aceleração.

A figura abaixo (FIG. 4.2) exhibe o sistema portátil desenvolvido. É relevante mencionar que este sistema possui um baixo custo e pode ser facilmente adaptado para coletar diferentes dados biométricos.



FIG. 4.2: Sistema Portátil Para o Monitoramento dos Movimentos

As figuras abaixo (FIG. 4.3(a) e FIG. 4.3(b)) exibem a utilização do sistema portátil desenvolvido.



(a) Indivíduo Utilizando SPMM Durante a Realização do Experimento Piloto

(b) Indivíduo Utilizando SPMM Durante a Realização do MPC

FIG. 4.3: Sistema Portátil Para o Monitoramento dos Movimentos e Possível Utilização (à direita)

4.0.2 PROCEDIMENTOS ADOTADOS

Participaram deste estudo 8 indivíduos diagnosticados clinicamente com Parkinsonismo Idiopático, entre 50 e 77 anos de idade (55.5 ± 8.68) e 10 indivíduos saudáveis,

com idade entre 25 e 74 anos (53.9 ± 18.50), não-atletas, os quais concordaram em ser submetidos aos experimentos.

Esses estudos, foram realizados com o consentimento livre de um grupo de pacientes parkinsonianos no estado on¹⁶ em tratamento fisioterápico na clínica da Universidade Paulista (UNIP), em São Paulo, sob a coordenação do Prof. Paulo Roberto Garcia Lucarelli e Profa. Érica Maria Pagliaro. O grupo de pacientes analisados foi heterogêneo, sendo constituído por pacientes que se encontravam em diversos estágios da doença, com e sem flutuações motoras¹⁷. Todos os pacientes estudados possuíam o lado dominante como sendo o mais comprometido devido à assimetria da degeneração inicial nos núcleos da base.

Este trabalho concentrou a atenção na caracterização das desordens dos movimentos (nível de comprometimento do Controle Motor) relacionados aos membros superiores em indivíduos portadores de Parkinsonismo Idiopático. Assim, utilizando o sistema desenvolvido de acelerometria biaxial, em forma de relógio, os pacientes foram solicitados a realizar um conjunto de movimentos planares (movimentos circular e linear) sem a imposição de nenhuma restrição física da forma mais confortável possível (minimização de esforços). A trajetória circular possuía um diâmetro de 20cm e também foi utilizada na realização do movimento linear.

Após o entendimento e o treinamento (3 séries de 60 segundos, intercaladas com pausa de 60-120 segundos) os indivíduos foram solicitados a executar os movimentos planares previamente definidos e treinados por um período de 100 segundos, os dados foram coletados com uma frequência de 100Hz e filtrados analogicamente (filtro anti-aliasing 50Hz). Assim, as séries temporais foram armazenadas em uma mídia SD (Secure Digital) por meio do sistema portátil de aquisição de dados (datalogger) para que pudessem ser posteriormente analisadas de forma *off-line*.

As séries temporais obtidas por meio do experimento descrito anteriormente, foram processadas e analisadas utilizando-se as seguintes técnicas: Filtragem passa baixa digital à 10 Hz, análise espectral, análise de autocorrelação, cálculo do atraso para reconstrução do pseudo-espço de estados por meio do método de informação mútua, aplicação do método de reconstrução de Takens, cálculo de dimensão correlação (D_2), cálculo da entropia de correlação (h_2) e estimativa do maior expoente de Lyapunov (λ_1) por meio do

¹⁶Estado "on": Situação em que a medicação controla ou minimiza os sintomas da doença de Parkinson

¹⁷Flutuações motoras: Oscilações do desempenho motor associadas ao tratamento com a Levodopa. Costumam ocorrer após alguns anos de tratamento na forma de deterioração do fim da dose, discinesias e fenômeno on-off.

método de Kantz. Procurou-se assim encontrar correlações entre as diferentes séries temporais caracterizadas e os diferentes níveis de comprometimento do Controle Motor nos indivíduos portadores de Parkinsonismo Idiopático estudados.

Posteriormente, as informações obtidas pelas técnicas empregadas na caracterização dos atratores obtidos à partir das séries temporais experimentais, foram confrontadas com os índices obtidos nas seções referentes a atividades diárias (seção II) e controle motor (seção III) da UPDRS. Este trabalho abordou as questões 9, 10, 11, 16, 20, 21 e 22 da UPDRS e concentrou atenção somente nas questões relativas ao membro superior dominante. Para conhecimento da UPDRS e suas atribuições (0-4), na íntegra, consultar o Apêndice 1.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS POR MEIO DA TEORIA DE CAOS

5.1.1 CARACTERIZAÇÃO DOS PSEUDO-ESPAÇOS DE ESTADOS RECONSTRUÍDOS A PARTIR DAS SÉRIES TEMPORAIS EXPERIMENTAIS (MOVIMENTO PLANAR CIRCULAR)

A tabela abaixo (TAB. 5.1), representa uma sintetização dos parâmetros estimados na caracterização dos pseudo-espaços de estados referentes ao movimento planar circular.

TAB. 5.1: Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Movimento Planar Circular)

Indivíduo	Idade	τ	D_2	h_2	λ_1	P_{UPDRS} (máx. = 28)
1	77	20	1.395	0.028	0.087	8
2	58	17	1.286	0.023	0.118	2
3	66	20	1.325	0.025	0.039	2
4	50	17	1.438	0.023	0.132	2
5	66	16	1.264	0.019	0.113	2
6	68	19	1.292	0.024	0.070	1
7	75	29	1.236	0.023	0.066	6
8	64	36	1.330	0.024	0.026	1
9	70	33	1.379	0.018	0.042	—
10	74	30	1.216	0.024	0.033	—
11	29	40	1.311	0.025	0.027	—
12	35	39	1.327	0.022	0.029	—
13	25	57	1.258	0.027	0.016	—
14	64	34	1.214	0.023	0.025	—
15	63	18	1.290	0.021	0.089	—
16	62	27	1.337	0.027	0.047	—
17	71	26	1.350	0.020	0.035	—
18	46	52	1.382	0.026	0.039	—

5.1.2 CARACTERIZAÇÃO DOS PSEUDO-ESPAÇOS DE ESTADOS RECONSTRUÍDOS A PARTIR DAS SÉRIES TEMPORAIS EXPERIMENTAIS (MOVIMENTO PLANAR LINEAR)

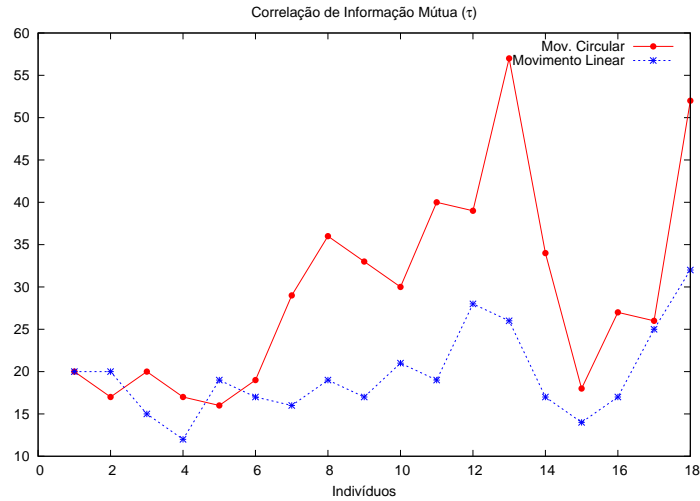
A tabela abaixo (TAB. 5.2), representa uma sintetização dos parâmetros estimados na caracterização dos pseudo-espaços de estados referentes ao movimento planar linear. Na próxima seção, esses parâmetros serão representados graficamente juntamente com os parâmetros referentes ao movimento planar circular e algumas discussões pertinentes à interpretação desses resultados serão apresentadas.

TAB. 5.2: Caracterização das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente (Movimento Planar Linear)

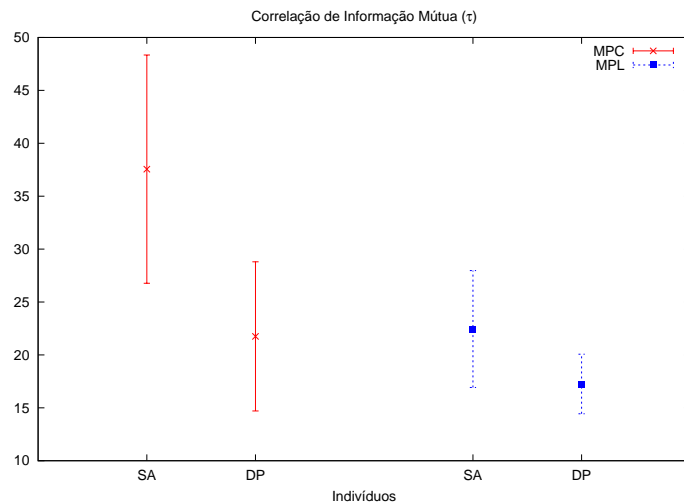
Indivíduo	Idade	τ	D_2	h_2	λ_1	UPDRS ($P_m=28$)
1	77	20	1.402	0.028	0.087	8
2	58	20	1.231	0.020	0.073	2
3	66	15	0.928	0.013	0.036	2
4	50	12	2.607	0.064	0.048	2
5	66	19	1.199	0.024	0.151	2
6	68	17	1.346	0.017	0.096	1
7	75	16	1.180	0.017	0.065	6
8	64	19	1.241	0.020	0.029	1
9	70	17	2.005	0.026	0.049	—
10	74	21	1.323	0.015	0.019	—
11	29	19	1.471	0.010	0.020	—
12	35	28	1.330	0.024	0.022	—
13	25	26	1.229	0.023	0.003	—
14	64	17	1.187	0.018	0.034	—
15	63	14	2.110	0.041	0.041	—
16	62	17	3.143	0.018	0.043	—
17	71	25	1.238	0.023	0.020	—
18	46	32	1.283	0.024	0.035	—

5.1.3 REPRESENTAÇÃO GRÁFICAS DOS VALORES DE ATRASO DE TAKENS OBTIDOS POR MEIO DO MÍNIMO CRITÉRIO DE INFORMAÇÃO MÚTUA

O primeiro resultado apresentado nesta seção é proveniente da Teoria de Informação e refere-se aos valores de atraso de Takens obtidos por meio do Mínimo Critério de Informação Mútua. Os gráficos abaixo FIG. 5.1(a) e FIG. 5.1(b) ilustram os valores exibidos nas tabelas: TAB. 5.1 e TAB. 5.2, suas médias e respectivos desvios padrões.



(a) CIM: MPC e MPL



(b) Médias e Desvios Padrões

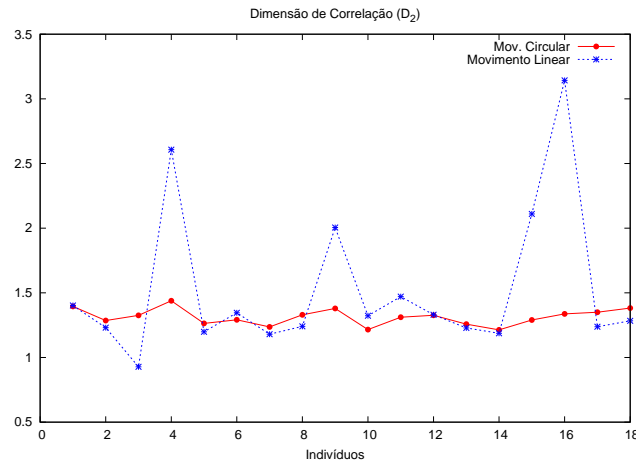
FIG. 5.1: Representação gráfica dos valores de atraso de Takens (τ) (obtidos por meio do Mínimo Critério de Informação Mútua), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)

Na figura FIG. 5.1(b), pode-se observar que os indivíduos saudáveis obtiveram um valor médio do tempo de atraso de Takens 72,7% maior do que o obtido para os indivíduos portadores da doença de Parkinson na realização do movimento planar circular e 30,1% maior na realização do movimento planar linear. Com base nos valores médios calculados, pode-se verificar a existência de um maior compartilhamento de informações nos dados referentes aos indivíduos saudáveis quando comparados ao indivíduos portadores da doença de Parkinson. Acreditamos que estes resultados possam variar significativamente em função das trajetórias impostas, pois o nível de processamento neural é proporcional à complexidade do movimento.

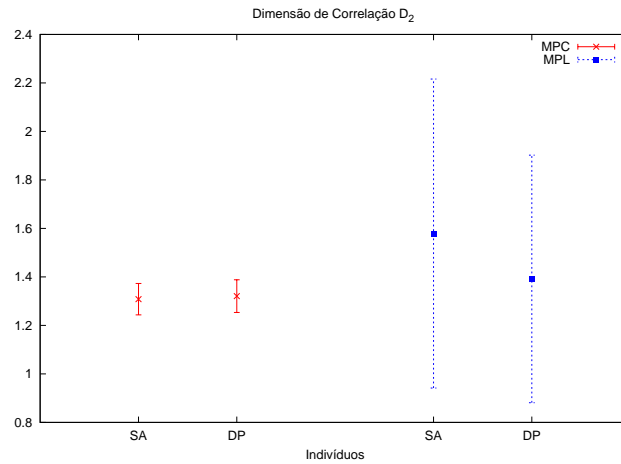
Com base nestes resultados, foi possível inferir a existência de evidências de que o tempo de atraso de Takens possa fornecer alguma informação pertinente ao nível de comprometimento neural. No entanto, acredita-se que estudos mais prolongados devam ser realizados para comprovação das evidências aqui mencionadas.

5.1.4 REPRESENTAÇÃO GRÁFICAS DAS DIMENSÕES DE CORRELAÇÃO D_2

Como pode ser observado na figura FIG. 5.2(a) todos os atratores caracterizados são estranhos, pois apresentam dimensões de correlação fracionárias. No entanto, não foi possível encontrar evidências sobre as variações da topologia da dimensão de correlação nos grupos de indivíduos estudados (saudáveis e portadores da doença de Parkinson). Com base nos valores médios e desvios padrões referentes a dimensão de correlação (D_2) (FIG. 5.2(b)) podemos inferir que D_2 não fornece nenhum indicativo sobre o comprometimento neural na realização dos movimentos planares estudados.



(a) D_2 : MPC e MPL

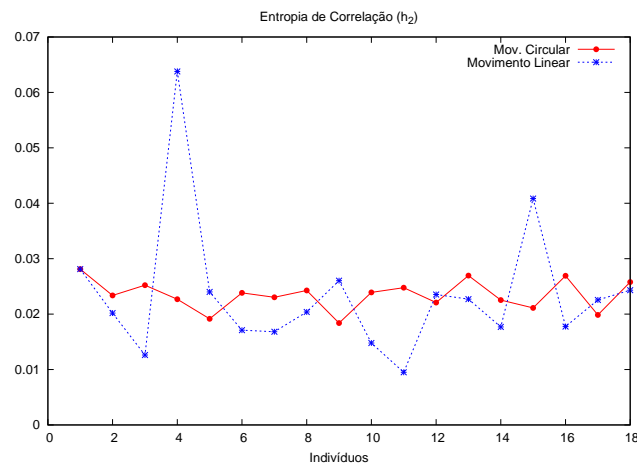


(b) Médias e Desvios Padrões

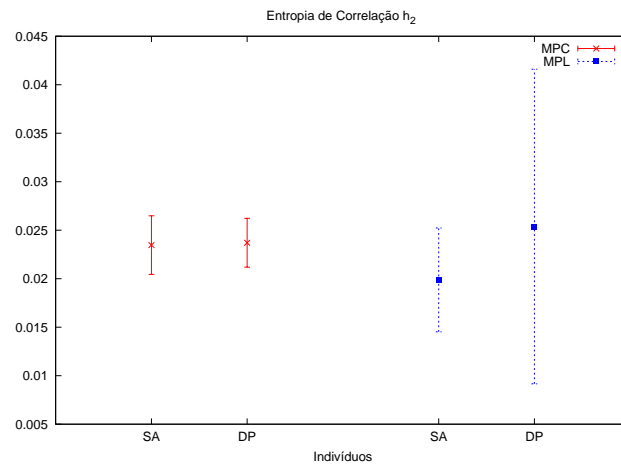
FIG. 5.2: Representação gráfica das dimensões de correlação (D_2), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)

5.1.5 REPRESENTAÇÃO GRÁFICAS DAS ENTROPIAS DE CORRELAÇÃO

Como é possível observar na figura FIG. 5.3(a) todas as Entropias de Correlação (h_2) estimadas são positivas e finitas, ou seja: $0 < h_2 < \infty$. Caracterizando assim, as séries temporais estudadas como sendo determinísticas e caóticas. No entanto, não foi possível encontrar evidências sobre as variações da entropia de correlação nos grupos de indivíduos estudados (saudáveis e portadores da doença de Parkinson). Com base nos valores médios e desvios padrões referentes a entropia de correlação h_2 (FIG. 5.3(b)) podemos inferir que h_2 não fornece nenhum indicativo sobre o comprometimento neural na realização dos movimentos planares estudados.



(a) h_2 : MPC e MPL

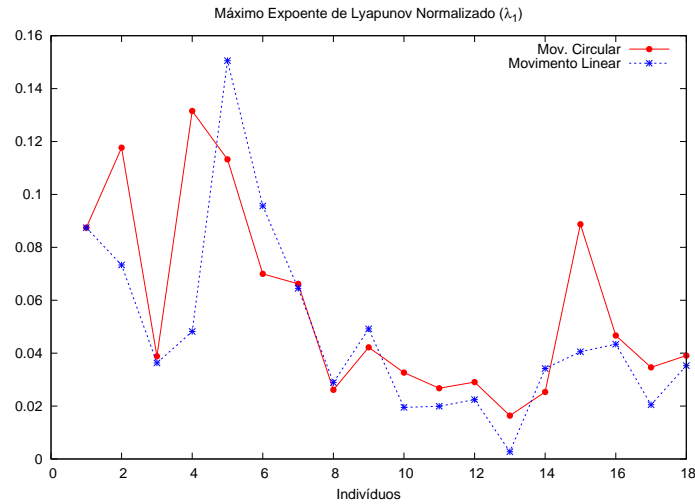


(b) Médias e Desvios Padrões

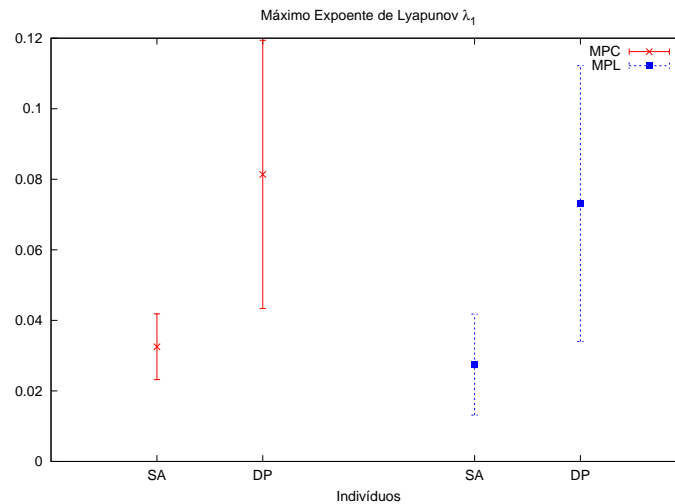
FIG. 5.3: Representação gráfica das entropias de correlação (h_2), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)

5.1.6 REPRESENTAÇÃO GRÁFICAS DOS MÁXIMOS EXPOENTES DE LYAPUNOV λ_1

Os gráficos abaixo (FIG. 5.4(a) e FIG. 5.4(b)) ilustram os valores estimados dos máximos expoentes de Lyapunov, médias e desvios padrões referentes aos movimentos planares circular e linear respectivamente.



(a) λ_1 : MPC e MPL



(b) Médias e Desvios Padrões

FIG. 5.4: Representação gráfica dos máximos expoentes de Lyapunov (λ_1), médias e desvios padrões (TAB. 5.1 e TAB. 5.2)

Como discutido anteriormente, os expoentes de Lyapunov fornecem uma medida da sensibilidade do sistema para com as condições iniciais e medem a taxa de divergência exponencial de órbitas vizinhas.

Como podemos observar na figura FIG. 5.4(a) todos os máximos expoentes de Lyapunov

punov (λ_1) estimados são positivos e finitos, ou seja: $0 < \lambda_1 < \infty$. Caracterizando assim, as séries temporais estudadas como sendo determinísticas e Caóticas.

Os indivíduos portadores da doença de Parkinson obtiveram um valor médio do λ_1 113,4% maior do que os obtidos para os indivíduos saudáveis na realização do movimento planar circular e 154,1% maior na realização do movimento planar linear. Com base nos valores médios calculados, pode-se verificar a alta taxa de divergência exponencial de órbitas vizinhas nos dados referentes aos indivíduos portadores da doença de Parkinson quando comparados com os indivíduos saudáveis. Baseando-se nestes resultados, foi possível inferir a existência de evidências de que o máximo expoente de Lyapunov possa quantificar o nível de comprometimento neural. No entanto, acreditamos que esta evidência possa ser comprovada somente com estudos mais prolongados e rigorosos.

Os valores apresentados nesta seção estão explicitados na TAB. 5.5 exibida na seção: 5.4 SÍNTESE DOS RESULTADOS.

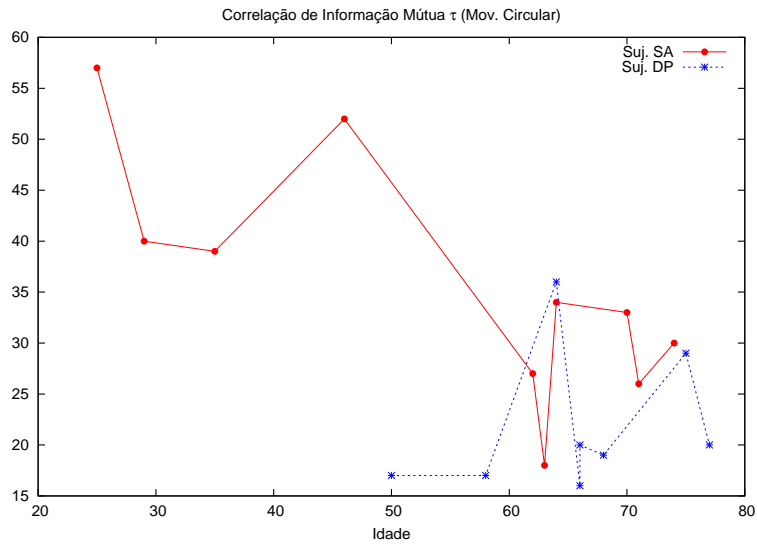
5.1.7 ANÁLISE DOS PARÂMETROS DE CARACTERIZAÇÃO EM FUNÇÃO DAS FAIXAS ETÁRIAS

Nesta seção, iremos analisar como os parâmetros calculados por meio da Teoria de Caos variam em função das faixas etárias. Pede-se especial atenção do leitor, para que o mesmo observe cuidadosamente as curvas referentes aos indivíduos saudáveis, visto que estas análises não fazem nenhum sentido se aplicadas aos indivíduos portadores da doença de Parkinson, pois, o grupo de estudo foi constituído por indivíduos que se encontravam em diferentes estágios da doença. O objetivo desta seção, é investigar a possibilidade de se quantificar indiretamente por meio da Teoria do Caos as alterações biológicas associadas ao envelhecimento natural em indivíduos saudáveis, tais como, por exemplo, a perda gradual da massa óssea e a degeneração de células nervosas e musculares.

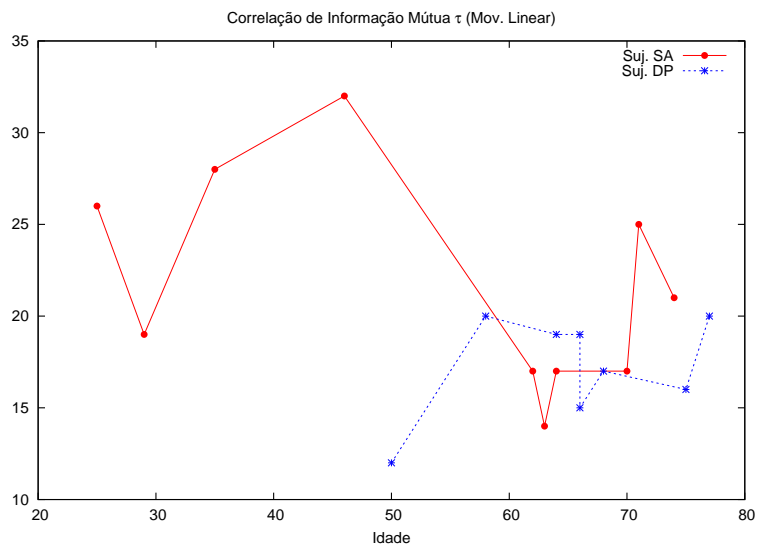
Durante a observação dos resultados, desconsidere o indivíduo 15 (63 anos de idade), pois o mesmo possui parentesco em primeiro grau portador da doença de Parkinson. Desta forma, os dados referentes a este indivíduo especificamente não foram utilizados no cálculos dos valores médios e respectivos desvios padrões.

Nas próximas páginas, serão representados graficamente os seguintes parâmetros como sendo o eixo das ordenadas: τ , D_2 , h_2 e λ_1 , enquanto que o eixo das abscissas referem-se aos indivíduos estudados (saudáveis e portadores de DP) ordenados em função da faixa etária. No final desta seção, será realizada uma breve discussão sobre possíveis evidências observadas.

5.1.8 TEMPO DE ATRASO DE TAKENS EM FUNÇÃO DA FAIXA ETÁRIA



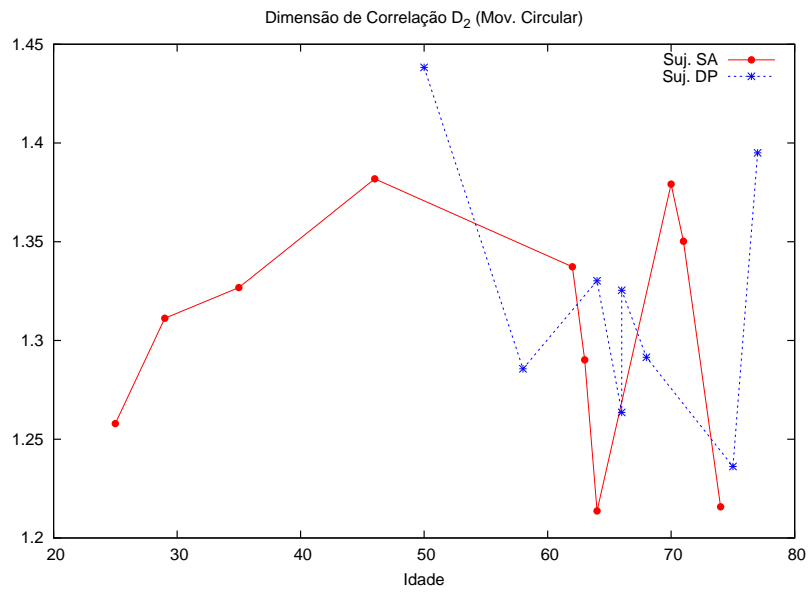
(a) CIM: Indivíduos SA e DP (MPC)



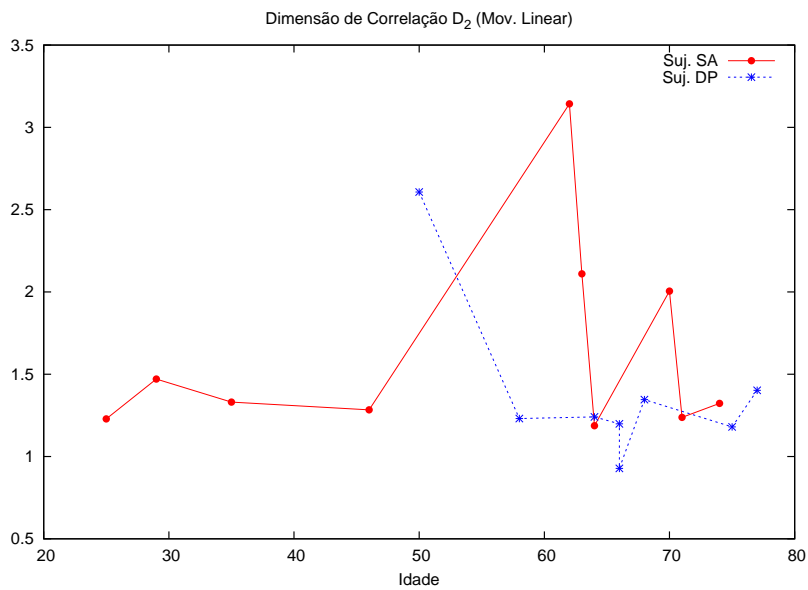
(b) CIM: Indivíduos SA e DP (MPL)

FIG. 5.5: Correlação de informação mútua (τ) em função das faixas etárias

5.1.9 DIMENSÃO DE CORRELAÇÃO EM FUNÇÃO DA FAIXA ETÁRIA



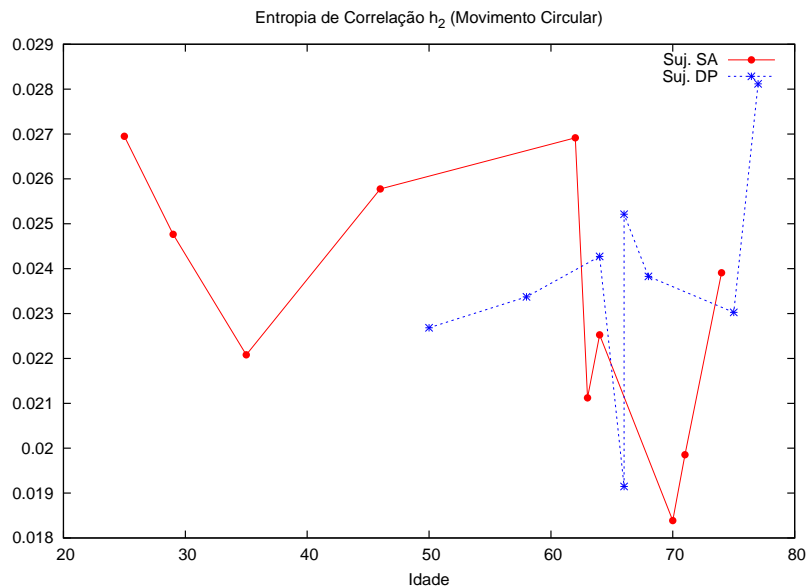
(a) D_2 : Indivíduos SA e DP (MPC)



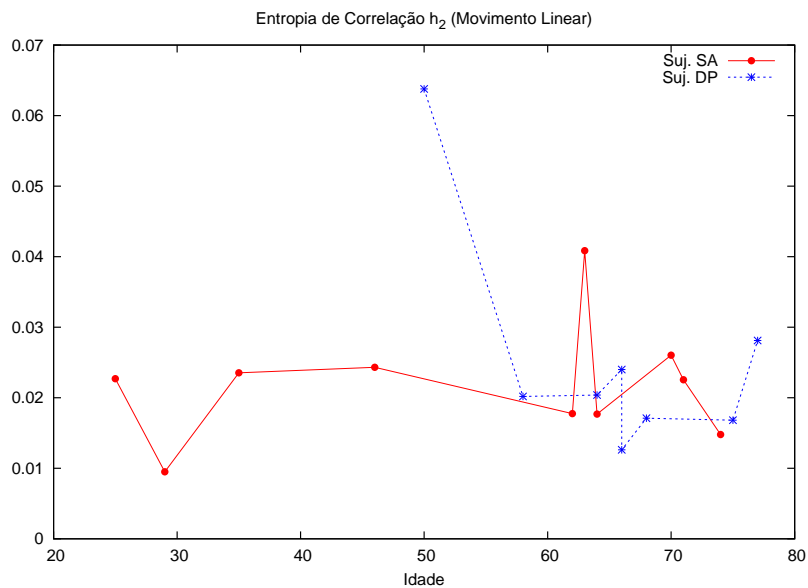
(b) D_2 : Indivíduos SA e DP (MPL)

FIG. 5.6: Dimensão de correlação (D_2) em função das faixas etárias

5.1.10 ENTROPIA DE CORRELAÇÃO EM FUNÇÃO DA FAIXA ETÁRIA



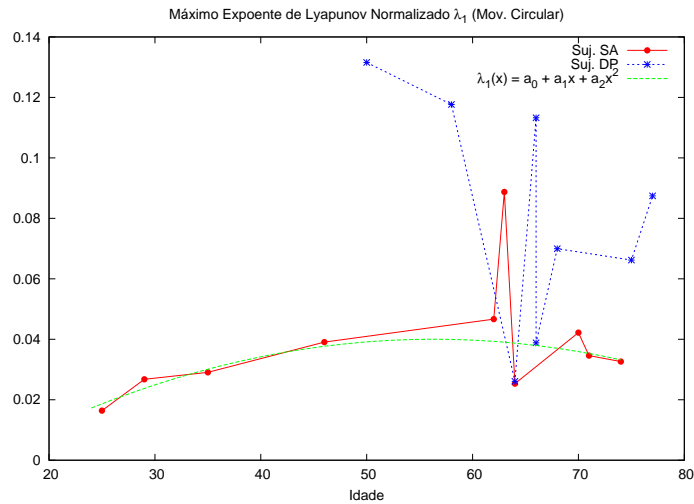
(a) h_2 : Indivíduos SA e DP (MPC)



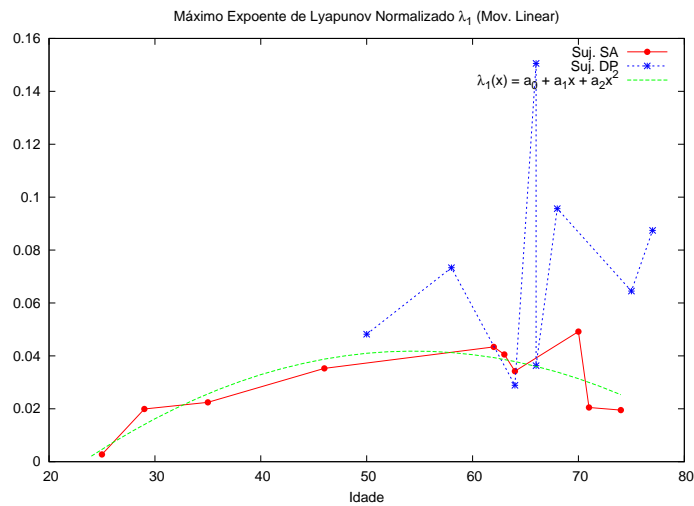
(b) h_2 : Indivíduos SA e DP (MPL)

FIG. 5.7: Entropia de correlação (h_2) em função das faixas etárias

5.1.11 MÁXIMO EXPOENTE DE LYAPUNOV EM FUNÇÃO DA FAIXA ETÁRIA



(a) λ_1 : Indivíduos SA e DP (Movimento Planar Circular)



(b) λ_1 : Indivíduos SA e DP (Movimento Planar Linear)

FIG. 5.8: Máximo expoente de Lyapunov (λ_1) em função da faixa etária

Como esperado, observando os resultados apresentados nesta seção (FIG. 5.5(a)- FIG. 5.8(b)), não foi possível inferir nenhum tipo de comportamento dos parâmetros: τ , D_2 , h_2 e λ_1 associados às faixas etárias para os indivíduos portadores da doença de Parkinson. No entanto, as curvas referentes ao máximo expoente de Lyapunov (λ_1) para os indivíduos saudáveis parecem estar associadas a alguma lei física. Estas relações foram observadas nos movimentos planares circular e linear (FIG. 5.8(a) e FIG. 5.8(b)). Devemos reforçar evidentemente, a necessidade de que seja necessário a realização estudos mais prolongados para que seja possível verificar a existência desta evidência. É interessante ressaltar que,

caso comprovada tal evidência, o máximo expoente de Lyapunov poderia ser utilizado no contexto sinérgico como sendo um quantificador de habilidade e desempenho motor.

Por meio do método dos mínimos quadrados discutido anteriormente, as seguintes relações polinomiais foram obtidas:

Movimento planar circular:

$$\lambda_1(x) = -2,1793 \cdot 10^{-5} + 2,4548 \cdot 10^{-3}x - 2,9111 \cdot 10^{-2}x^2 \quad (5.1)$$

Movimento planar linear:

$$\lambda_1(x) = -4,2936 \cdot 10^{-5} + 4,6726 \cdot 10^{-3}x - 8,5311 \cdot 10^{-2}x^2 \quad (5.2)$$

As relações exibidas nas equações 5.1 e 5.2 podem ser visualizadas nas figuras FIG. 5.8(a) e FIG. 5.8(b) respectivamente.

5.2 SINERGIAS ADOTADAS POR MEIO DA ANÁLISE ESPECTRAL

Nesta seção será realizada uma análise dos dados obtidos por meio da análise espectral. Com base nestes resultados, foi assumida a hipótese de que seja possível extrair informações quantitativas referentes a importantes aspectos da síndrome de Parkinson, tais como: a bradicinesia e análise das sinergias.

No primeiro capítulo deste trabalho, foi apresentado ao leitor conceitos básicos referentes ao Parkinsonismo idiopático, foi visto que a bradicinesia é a principal queixa dos indivíduos portadores de Parkinson e que não existem exames clínicos ou laboratoriais capazes de quantificar o nível de comprometimento neural e os sintomas provenientes da doença de Parkinson. Toda análise clínica realizada possui uma alta variabilidade dos resultados devido ao carácter subjetivo da UPDRS. Acreditamos, que o procedimento descrito na metodologia deste trabalho (seção 4.0.2), ou seja, a realização de movimentos planares previamente treinados, possa fornecer importantes evidências sobre a bradicinesia e sinergias adotadas pelo sistema nervoso central. Assim, analisando as sinergias adotadas pelo sistema nervoso central em indivíduos saudáveis, torna-se possível avaliar as anormalias dos movimentos presentes nas ações motoras dos indivíduos portadores da doença de Parkinson. Ainda nesta seção, será apresentado ao leitor os resultados obtidos por meio de alguns procedimentos desenvolvidos ao longo deste trabalho baseados na análise espectral. Estes procedimentos têm a finalidade de inferir índices quantitativos do nível de comprometimento neural por meio das eficiências e simetrias observadas nas Densidades Espectrais de Potência das acelerações planares (\ddot{x}, \ddot{y}) e dos índices de similaridades calculados por meio da correlação cruzada, entre a Média das Densidades Espectrais de Potência Média dos indivíduos saudáveis \overline{DEP}_{SA} em relação à Densidade Espectral de Potência Média (\overline{DEP}) de todos os indivíduos (saudáveis e portadores DP).

A bradicinesia foi estimada por meio do cálculo do centróide da Densidade Espectral de Potência Média (\overline{DEP}) e a sinergia do sistema "eficiência" por meio da integração da Densidade Espectral de Potência Média (descrição de como a energia de um sinal é distribuída em relação a banda de frequência). Desta forma, o centróide (\overline{DEP}) poderia fornecer um índice quantitativo da bradicinesia e caracterizar a sinergia adotada pelo sistema nervoso central em função das acelerações resultantes do recrutamento muscular de músculos agonista e antagonistas, responsáveis pelo movimento dos membros superiores. Estes indícios são fortalecidos ao comparar o movimento planar circular em relação ao movimento planar linear, pois, o movimento planar circular possui uma maior complexi-

dade e propriedades simétricas referentes ao recrutamento dos músculos responsáveis pela ação motora.

5.2.1 CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA E ESTUDO DAS SINERGIAS

A tabela abaixo (TAB. 5.3), apresenta os resultados obtidos por meio da Análise Espectral.

TAB. 5.3: Análise Espectral das Séries Temporais Obtidas Experimentalmente

Indivíduo	Idade	MPC		MPL		P_{UPDRS} (máx. = 28)
		$CE (DEP_M)$	$ \int DEP_{xy} $	$CE (DEP_M)$	$ \int DEP_{xy} $	
1	77	0.792	0.000229	0.792	0.000229	8
2	58	1.079	0.000884	0.800	0.000036	2
3	66	0.669	0.000206	0.899	0.000036	2
4	50	1.315	0.000071	1.242	0.000117	2
5	66	0.850	0.001557	0.758	0.000718	2
6	68	0.985	0.000644	0.902	0.000161	1
7	75	0.987	0.000336	0.863	0.000281	6
8	64	0.598	0.000068	0.709	0.000128	1
9	70	0.669	0.000115	0.899	0.000101	—
10	74	0.680	0.000097	0.702	0.000081	—
11	29	0.734	0.000049	0.787	0.000096	—
12	35	0.680	0.000084	0.725	0.000028	—
13	25	0.684	0.000073	0.687	0.000013	—
14	64	0.726	0.000024	0.837	0.000431	—
15	63	0.997	0.000408	1.104	0.001345	—
16	62	0.763	0.000151	0.930	0.000363	—
17	71	0.654	0.000013	0.776	0.000086	—
18	46	0.762	0.000042	0.763	0.000057	—

Para maior conveniência do leitor, será redefinida a seguir as abreviações utilizadas no decorrer desta seção:

SA: Indivíduos saudáveis.

DP: Indivíduos portadores da doença de Parkinson.

P_{UPDRS} : Número de pontos obtidos na UPDRS.

DEP_x Densidade Espectral de Potência da aceleração planar \ddot{x} .

DEP_y Densidade Espectral de Potência da aceleração planar \ddot{y} .

\overline{DEP} e DEP_M : Densidade Espectral de Potência Média: $(DEP_x + DEP_y)/2$

$CE(\overline{DEP})$: Centróide espectral, obtido por meio da Densidade Espectral de Potência média.

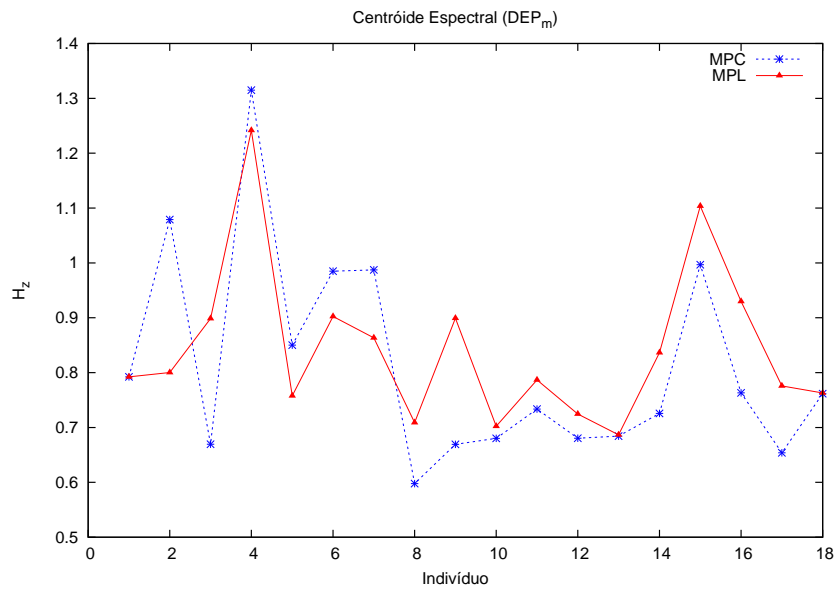
$\int(\overline{DEP})$ Integração da Densidade Espectral de Potência Média.

$|\int(DEP_{xy})|: |\int(DEP_x) - \int(DEP_y)|$ objetivando encontrar as simetrias sinérgicas.

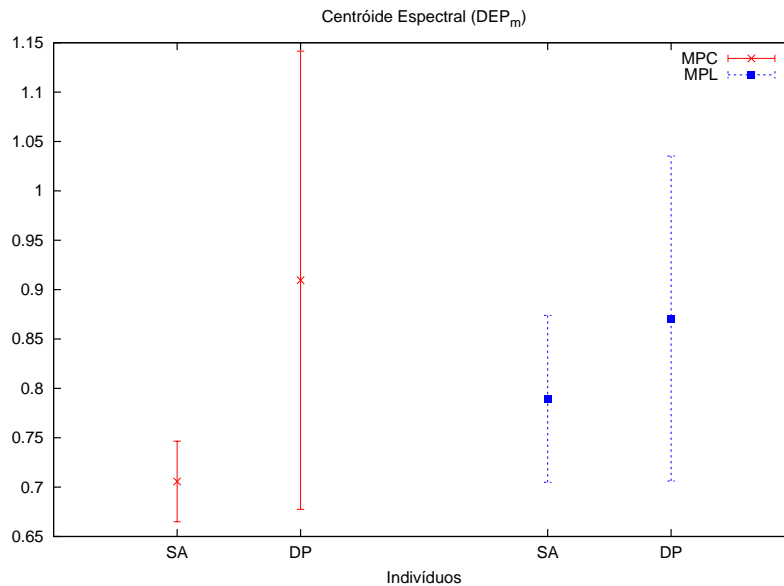
Nas próximas páginas, serão apresentadas as representações gráficas dos valores previamente calculados (exibidos na íntegra, apêndice 1) e exibidos na tabela TB. 5.3, assim como médias e respectivos desvios padrões. Nos valores médios e desvios padrões apresentados à seguir, destaca-se a utilização do critério de exclusão adotado em relação aos indivíduos saudáveis que possuam parentesco em primeiro grau com indivíduos portadores da doença de Parkinson. Sendo assim, realizou-se a exclusão do indivíduo 15.

5.2.2 CENTRÓIDE DA DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA MÉDIA

O primeiro resultado proveniente da análise espectral refere-se ao cálculo do centróide da Densidade Espectral de Potência Média ($CE(\overline{DEP})$). Os gráficos abaixo FIG. 5.9(a) e FIG. 5.9(b) ilustram os valores exibidos na tabela 5.3, médias e respectivos desvios padrões.



(a) $CE(\overline{DEP})$



(b) Médias e Desvios Padrões

FIG. 5.9: Representação gráfica dos Centróides Espectrais, médias e desvios padrões (TAB. 5.3)

Como mencionado anteriormente, acredita-se que o $CE(\overline{DEP})$ possa fornecer impor-

tantes evidências sobre a bradicinesia e sinergias adotadas pelo sistema nervoso central. Os valores aqui apresentados referem-se aos dois movimentos estudados neste trabalho (movimentos planares circular e linear).

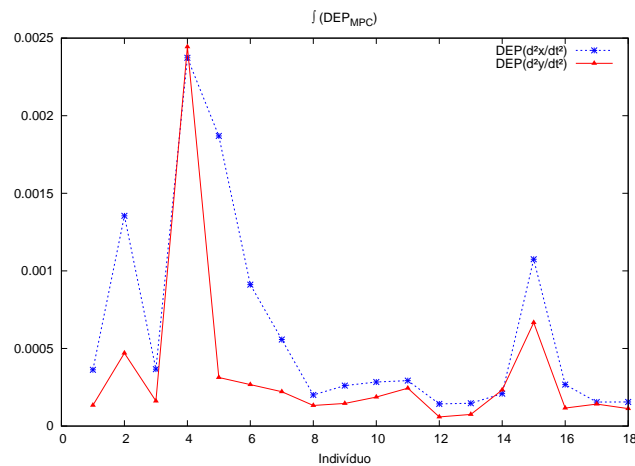
Com base nos resultados obtidos (TAB. 5.3) foi possível observar uma diferença significativa entre as médias calculadas do $CE(\overline{DEP})$ referentes aos indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson.

Os indivíduos portadores da doença de Parkinson obtiveram um valor médio do $CE(\overline{DEP})$ 28,9% maior do que os obtidos para os indivíduos saudáveis na realização do movimento planar circular e 10,3% maior na realização do movimento planar linear. Estes valores estão explicitados na tabela TAB. 5.5.

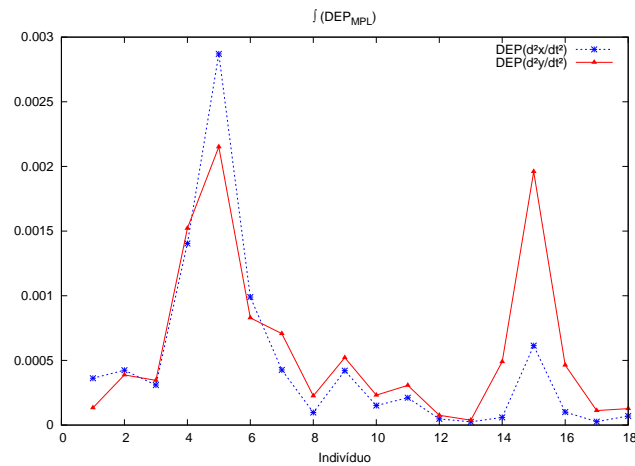
Por meio dos resultados apresentados, foi possível observar que o sistema nervoso central de indivíduos portadores da doença de Parkinson recrutam os músculos responsáveis pela ação motora dos membros superiores com uma maior frequência quando comparados com os indivíduos saudáveis. Estudos mais prolongados, observando as alterações do $CE(\overline{DEP})$ em função da medicação antiparkinsoniana, devem ser realizados para que seja possível entender melhor o significado do $CE(\overline{DEP})$ dentro de um contexto sinérgico e de distúrbios hipercinéticos associados ao tremor de ação.

5.2.3 INTEGRAÇÃO DA DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA DAS ACELERAÇÕES PLANARES

Os gráficos abaixo (FIG. 5.10(a) e FIG. 5.10(b)) ilustram os valores resultantes das integrações das Densidades Espectrais de Potência das acelerações planares \ddot{x} e \ddot{y} para os movimentos planares circular e linear respectivamente. Nestes gráficos, o eixo das ordenadas exibem os cálculos das integrais da Densidade Espectral de Potência das acelerações planares, enquanto que o eixo das abscissas referem-se aos indivíduos estudados (saudáveis e portadores de DP).



(a) $\int(DEP_{\ddot{x}}^{MPC})$ e $\int(DEP_{\ddot{y}}^{MPC})$



(b) $\int(DEP_{\ddot{x}}^{MPL})$ e $\int(DEP_{\ddot{y}}^{MPL})$

FIG. 5.10: Representações Gráficas dos Dados Exibidos na tabela TAB. 5.3

5.2.4 INTEGRAL DA DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA MÉDIA

O gráfico abaixo (FIG. 5.11), ilustra os valores médios e respectivos desvios padrões resultantes das integrações das Densidades Espectrais de Potência Média $\int(\overline{DEP})$ referentes aos movimentos planares circular e linear.

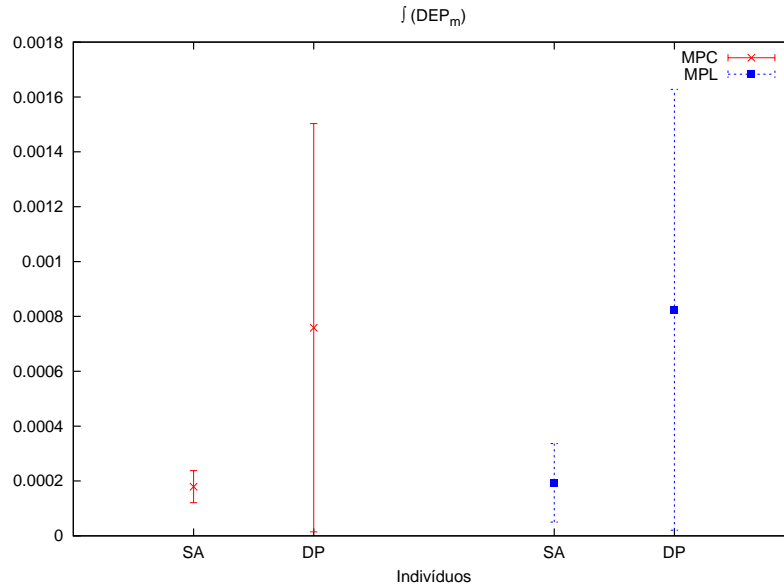


FIG. 5.11: $\int(\overline{DEP}_{MPC})$ e $\int(\overline{DEP}_{MPL})$

Relativamente à proveniência de resultados obtidos por meio da análise espectral, foi visto que o cálculo da integral da Densidade Espectral de Potência Média $\int(\overline{DEP}_{Mov.})$ possa fornecer índices quantitativos referentes ao nível de comprometimento neural. Através da integração da \overline{DEP} é possível obter a descrição da quantidade total de energia de um sinal distribuída em relação a banda de frequência, ou seja, acredita-se que esta grandeza seja inversamente proporcional a eficiência do sistema sob estudo. Em outras palavras, o cálculo das $\int(\overline{DEP})$ para indivíduos portadores da doença de Parkinson sejam significativamente maiores quando comparados aos indivíduos saudáveis. Assim, o nível de comprometimento neural poderia ser indiretamente estimado com base neste índice e sua discriminação poderia ser melhorada em função da trajetória escolhida, pois, a quantidade de processamento neural exigida para dar ação motora é diretamente proporcional a complexidade da trajetória. Estes resultados já foram vastamente discutidos na literatura BERNSTEIN (1967); ALMEIDA et al. (1995); SHADMEHR e WISE (2005).

As hipóteses aqui discutidas, foram evidenciadas pelos resultados calculados e podem ser visualizadas no gráfico FIG. 5.11. Os indivíduos portadores da doença de Parkinson obtiveram um valor médio da $\int(\overline{DEP})$ 323,3% maior do que os obtidos para os indivi-

duos saudáveis na realização do movimento planar circular e 326,3% maior na realização do movimento planar linear. Com base nos valores médios calculados, pode-se verificar a baixa eficiência motora dos indivíduos portadores da doença de Parkinson quando comparados com os indivíduos saudáveis. Estes valores estão explicitados na tabela TAB. 5.5 exibida na seção: 5.4 SÍNTESE DOS RESULTADOS.

5.2.5 ESTUDO DA ASSIMETRIA SINERGÉTICA POR MEIO DO ERRO ABSOLUTO ENTRE DEP_X E DEP_Y

O gráfico abaixo (FIG. 5.12), ilustra os valores médios e respectivos desvios padrões resultantes das diferenças absolutas entre as integrais das Densidades Espectrais de Potência das acelerações planares nas direções x e y . Estes valores calculados referem-se aos movimentos planares circular e linear respectivamente.

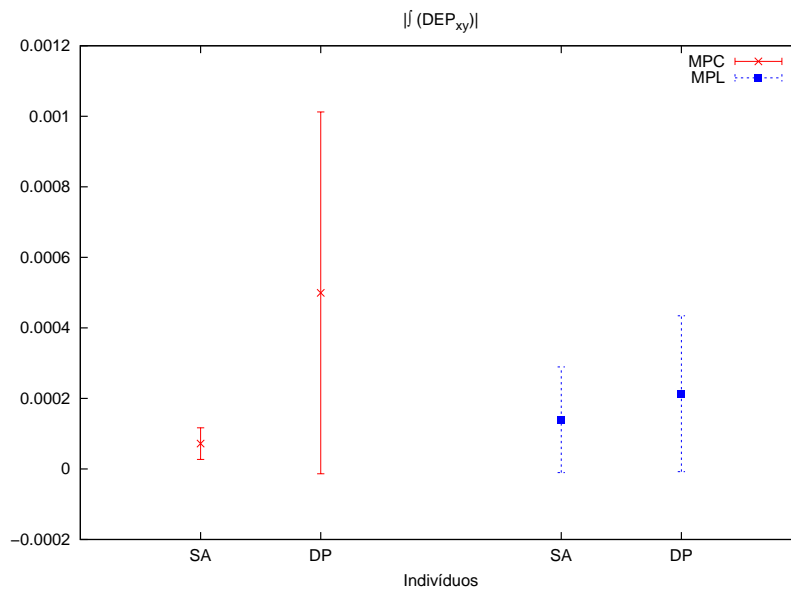


FIG. 5.12: $|\int (DEP_{xy}^{MPC})|$ e $|\int (DEP_{xy}^{MPL})|$

Os gráficos FIG. 5.10(a) e FIG. 5.10(b) referem-se respectivamente aos movimentos planares circular e linear. Nestes gráficos, o eixo das ordenadas exibem os cálculos da integrais da Densidade Espectral de Potência das acelerações planares (\ddot{x} e \ddot{y}), enquanto que o eixo das abscissas referem-se aos indivíduos estudados (saudáveis e portadores de DP). Os indivíduos 1, 2, ..., 8 constituem o grupo de indivíduos portadores de DP e os demais referem-se ao grupo de indivíduos saudáveis.

Como discutido anteriormente, assumiu-se a hipótese de que o sistema nervoso central utilize sinergias que explorem as simetrias cinemáticas e dinâmicas das trajetórias durante

uma ação motora. Neste sentido, foi proposto um índice quantificador do nível de assimetria sinérgica com base na diferença absoluta entre as integrais das Densidades Espectrais de Potência das acelerações planares nas direções x e y , ou seja: $|\int DEP_x - \int DEP_y|$. Desta forma, observou-se indícios de que a quantificação deste parâmetro possa fornecer informações referentes ao nível de comprometimento motor em indivíduos portadores da doença de Parkinson.

Obviamente, as acelerações medidas (\ddot{x} e \ddot{y}) por meio dos experimentos são perpendiculares. Deste modo, assumiu-se uma equivalência entre os índices de assimetrias calculados $|\int DEP_x - \int DEP_y|$ com as assimetrias sinérgicas resultantes das diferentes frequências de recrutamento de músculos agonistas e antagonistas adotadas pelo sistema nervoso central.

Partindo da hipótese da existência de equilíbrio energético entre músculos agonistas e antagonistas durante a realização de movimentos simétricos e cíclicos. Isso teria uma implicação direta no cálculo dos índices de assimetrias calculados para os indivíduos saudáveis, pois resultaria em valores muito próximos de zero, ou seja: $|\int DEP_x - \int DEP_y| \approx 0$. Assim, o nível de comprometimento neural em indivíduos portadores da doença de Parkinson poderia ser quantificado indiretamente por meio do cálculo do índice de assimetria aqui proposto.

As hipóteses aqui levantadas puderam ser evidenciadas pelos resultados calculados e exibidos no gráfico FIG. 5.12. Os indivíduos portadores da doença de Parkinson obtiveram um valor médio do índice de assimetria ($|\int DEP_x - \int DEP_y|$) 594,5% maior do que os obtidos para os indivíduos saudáveis na realização do movimento planar circular e 52,8% maior na realização do movimento planar linear. As diferenças observadas entre os índices de assimetrias calculados para os movimentos planares circular e linear poderiam ser justificadas pelo fato da trajetória circular ser relativamente mais complexa e não possuir velocidades nulas, pois não há alternância de sentido. A trajetória circular exige um maior nível de processamento neural quando comparada com a trajetória linear, pois a ação motora é dependente de um número maior de fibras musculares e não admite velocidades nulas.

Com base nos valores médios calculados, pode-se verificar um índice de assimetria médio consideravelmente maior para os indivíduos portadores da doença de Parkinson quando comparados com os indivíduos saudáveis. Este fato nos fornece evidências de que o nível de comprometimento neural poderia ser indiretamente quantificado por meio do índice de assimetria aqui proposto.

Os valores exibidos no gráfico FIG. 5.12 estão explicitados na tabela TAB. 5.5 exibida na seção: 5.4 SÍNTESE DOS RESULTADOS.

5.2.6 CÁLCULO DOS ÍNDICES DE SIMILARIDADE ($\overline{\overline{DEP}}_{SA} * \overline{DEP}_{INDIV.}$)

Será apresentado nesta seção mais um método desenvolvido ao longo deste trabalho com o objetivo de quantificar o nível de comprometimento neural baseado na média da Densidade Espectral de Potência Média dos indivíduos saudáveis ($\overline{\overline{DEP}}_{SA}$). Este método baseia-se no cálculo dos índices de similaridade obtidos por meio da correlação cruzada, entre a $\overline{\overline{DEP}}_{SA}$ em relação à Densidade Espectral de Potência Média (\overline{DEP}_j) de todos os indivíduos j (saudáveis e portadores DP). Este índice pertencerá ao domínio [-1,1] e seus significados podem ser resumidos da seguinte forma: 1 (correlação perfeita), -1 (anti-correlação perfeita) e o valor 0 significa total ausência de correlação. Desta forma, pode-se quantificar o nível de similaridade de uma determinada Densidade Espectral de Potência Média em relação a média da Densidade Espectral de Potência Média obtida por meio dos indivíduos saudáveis. Assim, é possível inferir que o nível de comprometimento neural seja inversamente proporcional ao índice de similaridade obtido por meio deste método.

Este método pode ser facilmente implementado como descrito a seguir:

$$\overline{\overline{DEP}}_{SA} = \frac{1}{N_{SA}} \sum_{i=1}^{N_{SA}} \overline{DEP}_i^{SA}, \quad (5.3)$$

onde: N_{SA} é o número de indivíduos saudáveis.

Assim, os índices de similaridade entre $\overline{\overline{DEP}}_{SA}$ e \overline{DEP}_j podem-se ser calculados por meio da expressão EQ. 3.6, ou seja:

$$r_j^{Mov.} = \overline{\overline{DEP}}_{SA} * \overline{DEP}_j \quad (5.4)$$

A seguir, serão apresentadas as médias das Densidades Espectrais de Potência Média referentes aos movimentos planares circular e linear. Os valores exibidos nos gráficos abaixo (FIG. 5.13 e FIG. 5.14) foram calculados por meio do método descrito anteriormente e estão explicitados na tabela TAB. 5.5 exibida na seção: 5.4 SÍNTESE DOS RESULTADOS.

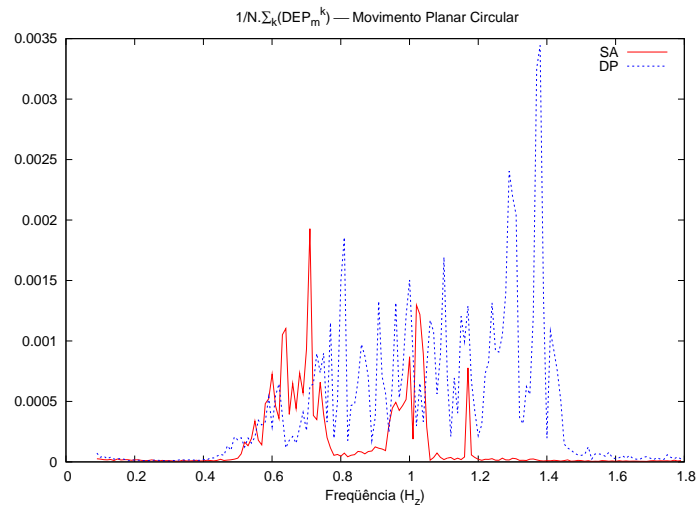


FIG. 5.13: Média da Densidade Espectral de Potência Média dos indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson (Movimento Planar Circular)

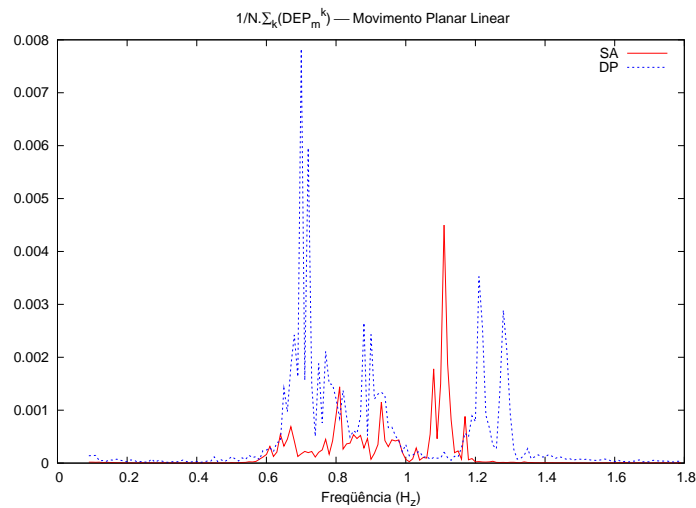


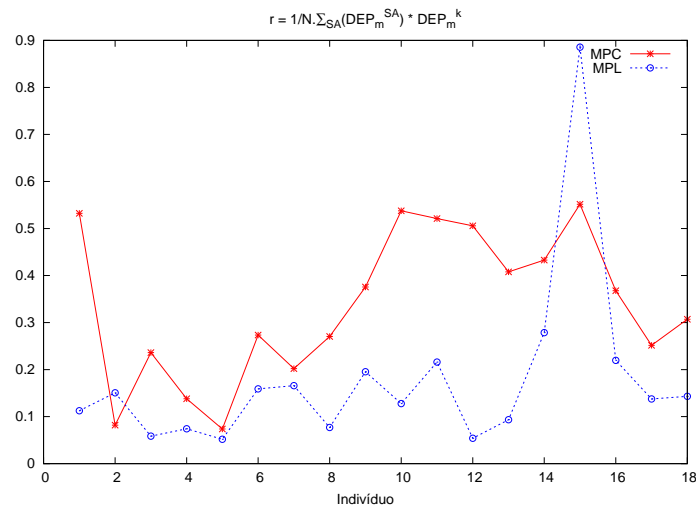
FIG. 5.14: Média da Densidade Espectral de Potência Média dos indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson (Movimento Planar Linear)

A tabela abaixo (TAB. 5.4) apresenta os índices de similaridade $r_j^{Mov.}$ calculados por meio do método apresentado nesta seção. Pode-se observar que os valores aqui exibidos são relativamente baixos de uma forma geral, ou seja: ($r^{Mov.} < 0.5$). No entanto, verificou-se que os índices obtidos para os indivíduos saudáveis são significativamente maiores quando comparados aos indivíduos portadores das doença de Parkinson. Estes resultados serão apresentados graficamente a seguir. É importante ressaltar que o indivíduo 1 obteve um índice de similaridade consideravelmente diferente quando comparado aos índices de similaridade obtidos para os demais indivíduos portadores da doença de Parkinson. Devido a este fato, o indivíduo 1 não foi considerado no cálculo das médias e desvios padrões.

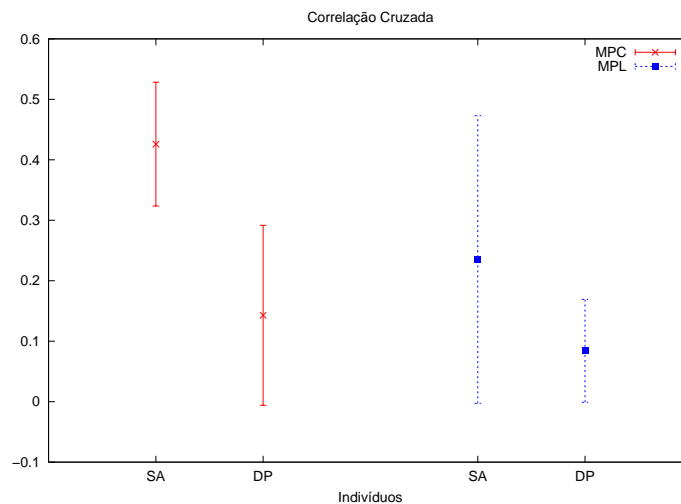
TAB. 5.4: Índice de Correlação Cruzada ($r^{Mov.}$)

Indivíduo	r^{MPC}	r^{MPL}
1	0.532	0.112
2	0.082	0.151
3	0.236	0.058
4	0.138	0.074
5	0.074	0.052
6	0.274	0.159
7	0.202	0.166
8	0.270	0.077
9	0.376	0.195
10	0.538	0.128
11	0.521	0.216
12	0.506	0.054
13	0.408	0.093
14	0.433	0.278
15	0.552	0.886
16	0.368	0.220
17	0.252	0.138
18	0.307	0.143

Os gráficos abaixo (FIG. 5.15(a) e FIG. 5.15(b)) ilustram os índices calculados de similaridade ($r_j^{Mov.}$), valores médios e respectivos desvios padrão.



(a) $\overline{DEP}_{SA} * \overline{DEP}_{indiv.}$



(b) Médias e Desvios Padrões

FIG. 5.15: Representações Gráficas dos índices de similaridade, médias e desvios padrões (TAB. 5.4)

Nas figuras FIG. 5.15(a) e FIG. 5.15(b) pode-se observar que os indivíduos saudáveis obtiveram um valor médio do índice de similaridade aqui proposto 198,2% maior do que o obtido para os indivíduos portadores da doença de Parkinson na realização do movimento planar circular e 179,6% maior na realização do movimento planar linear. Com base nos valores médios calculados, pode-se verificar o baixo índice de similaridade entre a média da Densidade Espectral de Potência Média dos indivíduos saudáveis com a Densidade Espectral de Potência Média dos Indivíduos portadores da doença de Parkinson. Estes valores estão explicitados na tabela TAB. 5.5 exibida na seção: 5.4 SÍNTESE DOS

RESULTADOS.

Pode-se inferir, por meio dos resultados apresentados nesta seção, a existência de evidências de que o método baseado no índice de similaridade entre \overline{DEP}_{SA} e \overline{DEP}_j possa quantificar indiretamente o nível de comprometimento neural. Este método parece ser promissor com base nos resultados preliminares apresentados nesta seção. Este método poderia ser aprimorado se aplicado a diferentes grupos etários. Desta forma, as sinergias adotadas pelo sistema nervoso central associadas ao processo de envelhecimento natural seriam consideradas no modelo.

Estudos mais prolongados, bem como um maior número de indivíduos são necessários para que seja possível sugerir um padrão confiável de diagnóstico.

5.3 RELAÇÕES OBSERVADAS ENTRE ANÁLISE ESPECTRAL E TEORIA DO CAOS

As discussões aqui apresentadas têm como objetivo encontrar relações entre as duas análises realizadas ao longo deste trabalho (Análise Espectral e Teoria do Caos) na quantificação das séries temporais obtidas experimentalmente. As análises aqui mostradas possuem características puramente qualitativas, pois foram comparadas razões entre grandezas dimensionalmente diferentes. É sabido da literatura, que a Análise Espectral de um sinal pode fornecer indícios sobre a origem do mesmo, ou seja: determinística ou estocástica. No entanto, como discutido na seção: CAOS EM MOVIMENTOS PLANARES DOS MEMBROS SUPERIORES, o determinismo de um sinal só pode ser comprovado e quantificado por meio da Teoria do Caos.

Desta forma, o procedimento adotado para encontrar estas relações qualitativas consistiu na normalização entre $[0,1]$ das grandezas calculadas ao longo deste trabalho: τ , D_2 , h_2 , λ_1 , $CE(\overline{DEP})$, $|\int DEP_{xy}|$ e finalmente $\overline{DEP}_{SA} * \overline{DEP}_j$. Após a normalização destes parâmetros, foi observado o comportamento entre as diferentes grandezas calculadas.

Após a realização destas análises, observou-se relações de tendências entre λ_1 , $CE(\overline{DEP})$ e $\int \overline{DEP}$. Estas tendências observadas estão representadas nos gráficos FIG. 5.16 e FIG. 5.17.

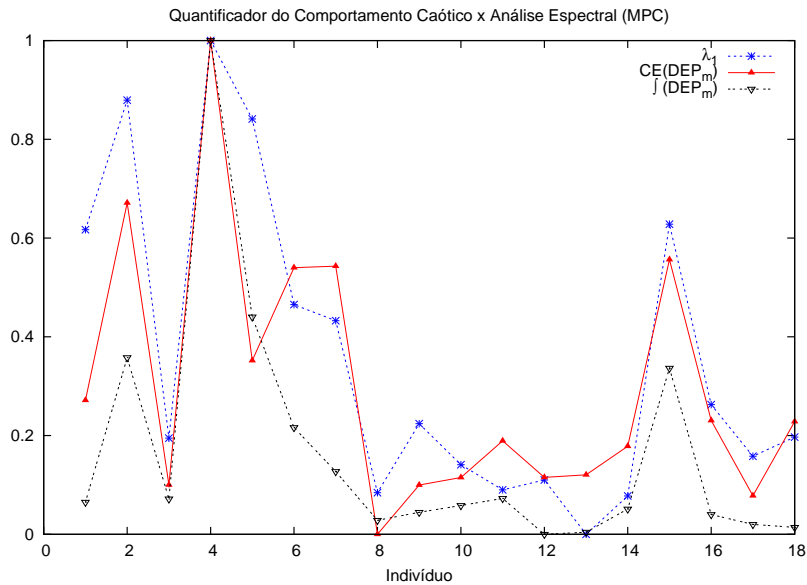


FIG. 5.16: (λ_1) , $CE(\overline{DEP})$ e $\int \overline{DEP}$ (MPC)

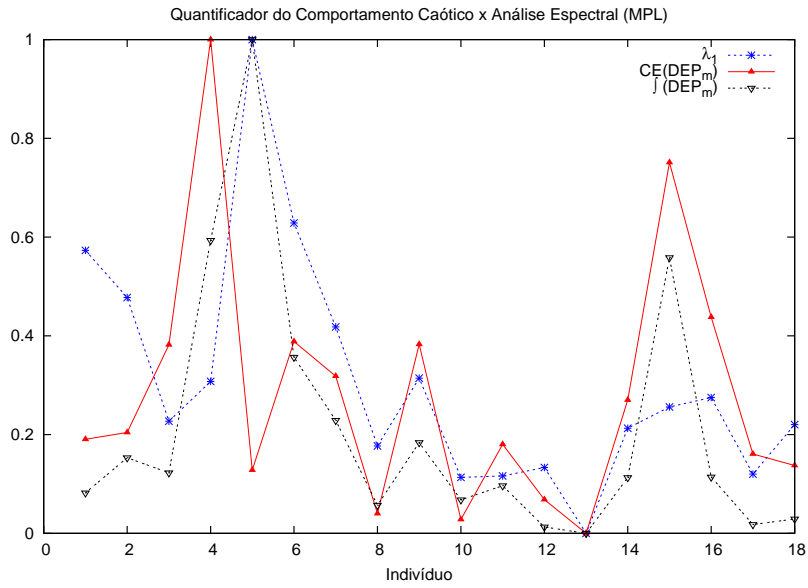


FIG. 5.17: (λ_1) , $CE(\overline{DEP})$ e $\int \overline{DEP}$ (MPC)

Observando os resultados, foi possível inferir a existência de relações entre a medida de eficiência proposta deste trabalho ($\int \overline{DEP}$), Centróide Espectral da Densidade Espectral de Potência Média ($CE(\overline{DEP})$) e máximo expoente de Lyapunov (λ_1). No entanto, estudos mais prolongados devem ser realizados para que seja possível entender o significado destes parâmetros no controle motor dos membros superiores.

5.4 SÍNTESE DOS RESULTADOS

Na tabela abaixo, será apresentado ao leitor uma síntese dos resultados obtidos por meio da teoria de Caos e análise espectral. Estes dados consistem dos valores médios e seus respectivos desvios padrões.

TAB. 5.5: Valores Médios Calculados e seus Respectivos Desvios Padrões

	Mov. Planar Circular	Mov. Planar Linear
$\bar{\tau}_{SA}$	37.556 ± 10.783	22.444 ± 5.5252
$\bar{\tau}_{DP}$	21.750 ± 7.0458	17.250 ± 2.8158
\bar{D}_{2SA}	1.306415 ± 0.061220	1.631991 ± 0.623700
\bar{D}_{2DP}	1.320732 ± 0.067552	1.391643 ± 0.510589
\bar{H}_{2SA}	0.0232289 ± 0.0029408	0.0219713 ± 0.0083325
\bar{H}_{2DP}	0.0237073 ± 0.0025200	0.0253779 ± 0.0162176
$\bar{\lambda}_{1SA}$	0.038147 ± 0.019831	0.028766 ± 0.014108
$\bar{\lambda}_{1DP}$	0.081381 ± 0.038005	0.073108 ± 0.039119
$\overline{CE}(\overline{DEP}_{SA})$	$7.0577e-01 \pm 4.0837e-02$	$7.8942e-01 \pm 8.4556e-02$
$\overline{CE}(\overline{DEP}_{DP})$	$9.0947e-01 \pm 0.23202358$	$8.7069e-01 \pm 0.16454440$
$\int \overline{DEP}_{SA}$	$1.7927e-04 \pm 5.8527e-05$	$1.9331e-04 \pm 1.4302e-04$
$\int \overline{DEP}_{DP}$	$7.5877e-04 \pm 7.4425e-04$	$8.2411e-04 \pm 8.0347e-04$
$ \int (DEP_{xy}) _{SA}$	$7.1894e-05 \pm 4.4891e-05$	$1.3951e-04 \pm 1.4982e-04$
$ \int (DEP_{xy}) _{DP}$	$4.9929e-04 \pm 5.1306e-04$	$2.1321e-04 \pm 2.2099e-04$
$\overline{\overline{DEP}_{SA}} * \overline{\overline{DEP}_{SA}}$	0.425907 ± 0.102472	0.235108 ± 0.237948
$\overline{\overline{DEP}_{SA}} * \overline{\overline{DEP}_{DP}}$	0.142850 ± 0.148851	0.084082 ± 0.085103

6 CONCLUSÕES

Ao executar movimentos com os membros superiores, uma grande quantidade de processamento em níveis neurais, moleculares, celulares e musculares precisam ocorrer para que seja possível dar início a uma ação motora. Assim, estudos sobre o funcionamento físico de estruturas biológicas tem-se baseado principalmente em medidas experimentais. Pela óbvia dificuldade metodológica de acessar e modelar o comportamento biomecânico de estruturas complexas internas dos sistemas biológicos, faz com que a obtenção de modelos matemáticos torne-se extremamente difícil devido a complexidade do sistema sob estudo.

Este trabalho abordou os movimentos planares dos membros superiores, por tratar-se de uma classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano e pelo fato de possuir seu desempenho bastante comprometido em indivíduos portadores da doença de Parkinson. Nestes estudos, foi possível evidenciar a presença de caos durante a realização de movimentos planares circular e linear. As dinâmicas caracterizadas podem ser vistas como efeitos macroscópicos resultantes da contração muscular de músculos agonistas e antagonistas, que por sua vez refletem as sinergias adotadas pelo sistema nervoso central em função das características físicas de cada indivíduo. A existência de determinismo caótico foi comprovada e quantificada por meio do cálculo da entropia de correlação (h_2) e do máximo expoente de Lyapunov (λ_1) provenientes dos atratores estranhos reconstruídos a partir das séries temporais experimentais.

Investigar as sinergias adotadas pelo sistema nervoso central, durante a realização de movimentos planares (circular e linear) em indivíduos saudáveis e portadores da doença de Parkinson, considerando a análise espectral e a teoria de Caos, mostrou-se enriquecedora como mostrado pelo procedimento adotado, pela reprodução de resultados inéditos e pelas evidências de correlação entre a caracterização de regimes caóticos e aspectos da síndrome de Parkinson. No entanto, acreditamos que estudos mais prolongados, bem como um maior número de pacientes sejam necessários, para que possamos associar níveis de comprometimento neural com parâmetros de caracterização provenientes da teoria de Caos.

O dispositivo de acelerometria biaxial desenvolvido durante a realização deste trabalho, associado à metodologia proposta na análise e quantificação de séries temporais,

poderia quantificar de uma forma eficiente as variações motoras associadas aos efeitos da medicação antiparkinsoniana.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALMEIDA, G. L., HONG, D., CORCO, D. M. e GOTTLIEB, G. L. **Organizing principles for voluntary movement: Extending single-joint rules**, volume 74. 1995.
- BERNSTEIN, N. **The Coordination and Regulation of Movements**. 1967.
- BLIN, O., FERRANDEZ, A. M., PAILHOUS, J. e SERRATRICE, G. **Dopa-sensitive and Dopa-resistant gait parameters in Parkinson's disease**.
- BONNLANDER, B. V. e WEIGEND, A. S. **Selecting input variables using mutual information and nonparametric density estimation**. 1994.
- BOSHES, B., BRUMLIK, J., WACHS, H. e PETROVICK, M. L. **Quantitation of tone, tremor, and speech in normal persons and in Parkinsonian patients**, volume 10. 1960.
- CÔTÉ, L. e CRUTCHER, M. D. **Principles of Neural Science** . Prentice Hall, 1991.
- COVER, T. e THOMAS, J. **Elements of Information Theory**. John Wiley & Sons, 1991.
- EKE, A., HERMAN, P., KOCSIS, L. e KOZAK, L. R. **Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals**. 2006.
- FAHN, S., MARSDEN, C. D., CALNE, D. e GOLDSTEIN, M. **Unified parkinson's disease rating scale, in Recent Developments in Parkinson's Disease**, volume II. 1987.
- FRASER, A. M. e SWINNEY, H. L. **Independent coordinates for strange attractors from mutual information** . Number 33. 1986.
- GENTILUCCI e NEGROTTI. **Planning and executing an action in Parkinson's disease**, volume 129. 1999.
- GENTILUCCI, M. **Impaired control of an action after supplementary motor area lesion: a case study**, volume 38.
- GRASSBERGER, P. e PROCACCIA, I. **Estimation of the Kolmogorov entropy from a chaotic signal**, volume 28. American Physical Society, Oct 1983.
- GRILLNER, S., HELLGREN, J., MÉNARD, A., SAITOH, K. e WIKSTRÖM, M. A. **Mechanisms for selection of basic motor programs - roles for the striatum and pallidum**, volume 28. 2005.
- GUCKENHEIMER, J. e HOLMES, P. **Nonlinear oscillations, dynamical systems and bifurcations of vector fields**. Springer Verlag, 1983.

- HEGGER, R., BÜNNER, M. J., KANTZ, H. e GIAQUINTA, A. **Identifying and Modeling Delay Feedback Systems**, volume 81. American Physical Society, Jul 1998.
- HOEHN, M. e YAHR, M. **Parkinsonism: onset, progression and mortality**, volume 17. 1967.
- JUEPTNER, M. e WEILLER, C. **A review of differences between basal ganglia and cerebellar control of movements as revealed by functional imaging studies**, volume 121. 1998.
- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H. e SIEGELBAUM, S. A. **Principles of Neural Science**. Prentice Hall, 1981.
- KANTZ, H. **A robust method to estimate the maximal Lyapunov exponent of a time series**, volume 185. 1994.
- KANTZ, H. e SCHREIBER, T. **Nonlinear Time Series Analysis**. Cambridge University Press, 1997.
- MANDELBROT, B. **The Fractal Geometry of Nature**. W. H. Freeman and Company, 1982.
- MANYAM, B. V. e SÁNCHEZ-RAMOS, J. R. **Traditional and complementary therapies in Parkinson's disease**, volume 80. 1990.
- MOUSSA, B. H. e PETER, R. **Understanding Parkinson's Disease**. Number 276. janeiro 1997.
- NIND. **Parkinson's Disease: Hope Through Research**. 2006.
- PAUL, S. A. **Fractals and Chaos: An Illustrated Course**. Institute of Physics Pub., 1997.
- RABEY, J. M., BASS, H. e BONUCCELLI, U. **Evaluation of the short Parkinson's evaluation scale: a new friendly scale for the evaluation of Parkinson's disease in clinical drug trials**, volume 20. 1997.
- RENYI. **Statistical Decision Functions and Random Processes**. 1957.
- ROSENSTEIN, M. T., COLLINS, J. J. e DE LUCA, C. J. **A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets**. Number 65. 1993.
- SCHREIBER, T. e SCHMITZ, A. **Classification of Time Series Data with Nonlinear Similarity Measures**, volume 79. American Physical Society, Aug 1997.
- SHADMEHR, R. e WISE, S. P. **The computational neurobiology of reaching and pointing: a foundation for motor learning**. MIT Press, 2005.
- SHANNON, C. **A mathematical theory of communication I**, volume 27. 1948.

- SMITH, S. W. **The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing.** California Technical Publishing, 1999.
- SOOFI, L. **Principal information theoretic approaches.** 2000.
- TAKENS, F. **Detecting Strange Attractors in Turbulence.** Springer Verlag, 1981.
- WATTS, R. L. e MANDIR, A. S. **Quantitative methods of evaluating parkinson's disease, in The Scientific Basis for the Treatment of Parkinson's Disease.** . W. Olanow and A. N. Lieberman, Eds. Park Ridge, 1992.
- WEISS, P., STELMACH, G. E. e HEFTER, H. **Programming of a movement sequence in Parkinson's disease,** volume 120. 1997.
- WYNGARDEN, J. B. e SMITH, L. H. **Tratado de Medicina Interna,** volume I. Guanabara Koogan, 1986.
- ZHENG, G. L. e BILLINGS, S. A. **Radial Basis Function Network Configuration Using Mutual Information and the Orthogonal Least Squares Algorithm,** volume 9. 1995.

8 APÊNDICES

8.1 APÊNDICE 1: ESCALA UNIFICADA PARA AVALIAÇÃO DA DOENÇA DE PARKINSON (FONTE: NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH)

UNIFIED PARKINSON'S DISEASE RATING SCALE

I. MENTATION, BEHAVIOR AND MOOD

1. Intellectual Impairment

- 0 = None.
- 1 = Mild. Consistent forgetfulness with partial recollection of events and no other difficulties.
- 2 = Moderate memory loss, with disorientation and moderate difficulty handling complex problems. Mild but definite impairment of function at home with need of occasional prompting.
- 3 = Severe memory loss with disorientation for time and often to place. Severe impairment in handling problems.
- 4 = Severe memory loss with orientation preserved to person only. Unable to make judgements or solve problems. Requires much help with personal care. Cannot be left alone at all.

2. Thought Disorder (Due to dementia or drug intoxication)

- 0 = None.
- 1 = Vivid dreaming.
- 2 = "Benign" hallucinations with insight retained.
- 3 = Occasional to frequent hallucinations or delusions; without insight; could interfere with daily activities.
- 4 = Persistent hallucinations, delusions, or florid psychosis. Not able to care for self.

3. Depression

- 1 = Periods of sadness or guilt greater than normal, never sustained for days or weeks.
- 2 = Sustained depression (1 week or more).
- 3 = Sustained depression with vegetative symptoms (insomnia, anorexia, weight loss, loss of interest).
- 4 = Sustained depression with vegetative symptoms and suicidal thoughts or intent.

4. Motivation/Initiative

- 0 = Normal.
- 1 = Less assertive than usual; more passive.
- 2 = Loss of initiative or disinterest in elective (nonroutine) activities.
- 3 = Loss of initiative or disinterest in day to day (routine) activities.
- 4 = Withdrawn, complete loss of motivation.

II. ACTIVITIES OF DAILY LIVING (for both "on" and "off")

5. Speech

- 0 = Normal.
- 1 = Mildly affected. No difficulty being understood.
- 2 = Moderately affected. Sometimes asked to repeat statements.
- 3 = Severely affected. Frequently asked to repeat statements.
- 4 = Unintelligible most of the time.

6. Salivation

- 0 = Normal.
- 1 = Slight but definite excess of saliva in mouth; may have nighttime drooling.
- 2 = Moderately excessive saliva; may have minimal drooling.
- 3 = Marked excess of saliva with some drooling.
- 4 = Marked drooling, requires constant tissue or handkerchief.

7. Swallowing

- 0 = Normal.
- 1 = Rare choking.
- 2 = Occasional choking.
- 3 = Requires soft food.
- 4 = Requires NG tube or gastrostomy feeding.

8. Handwriting

- 0 = Normal.
- 1 = Slightly slow or small.
- 2 = Moderately slow or small; all words are legible.
- 3 = Severely affected; not all words are legible.
- 4 = The majority of words are not legible.

9. Cutting food and handling utensils

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow and clumsy, but no help needed.
- 2 = Can cut most foods, although clumsy and slow; some help needed.
- 3 = Food must be cut by someone, but can still feed slowly.
- 4 = Needs to be fed.

10. Dressing

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow, but no help needed.
- 2 = Occasional assistance with buttoning, getting arms in sleeves.
- 3 = Considerable help required, but can do some things alone.
- 4 = Helpless.

11. Hygiene

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow, but no help needed.
- 2 = Needs help to shower or bathe; or very slow in hygienic care.
- 3 = Requires assistance for washing, brushing teeth, combing hair, going to bathroom.
- 4 = Foley catheter or other mechanical aids.

12. Turning in bed and adjusting bed clothes

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow and clumsy, but no help needed.
- 2 = Can turn alone or adjust sheets, but with great difficulty.
- 3 = Can initiate, but not turn or adjust sheets alone.
- 4 = Helpless.

13. Falling (unrelated to freezing)

- 0 = None.
- 1 = Rare falling.
- 2 = Occasionally falls, less than once per day.
- 3 = Falls an average of once daily.
- 4 = Falls more than once daily.

14. Freezing when walking

- 0 = None.
- 1 = Rare freezing when walking; may have start hesitation.
- 2 = Occasional freezing when walking.
- 3 = Frequent freezing. Occasionally falls from freezing.
- 4 = Frequent falls from freezing.

15. Walking

- 0 = Normal.
- 1 = Mild difficulty. May not swing arms or may tend to drag leg.
- 2 = Moderate difficulty, but requires little or no assistance.
- 3 = Severe disturbance of walking, requiring assistance.
- 4 = Cannot walk at all, even with assistance.

16. Tremor (Symptomatic complaint of tremor in any part of body.)

- 0 = Absent.
- 1 = Slight and infrequently present.
- 2 = Moderate; bothersome to patient.
- 3 = Severe; interferes with many activities.
- 4 = Marked; interferes with most activities.

17. Sensory complaints related to parkinsonism

- 0 = None.
- 1 = Occasionally has numbness, tingling, or mild aching.
- 2 = Frequently has numbness, tingling, or aching; not distressing.
- 3 = Frequent painful sensations.
- 4 = Excruciating pain.

III. MOTOR EXAMINATION**18. Speech**

- 0 = Normal.
- 1 = Slight loss of expression, diction and/or volume.
- 2 = Monotone, slurred but understandable; moderately impaired.
- 3 = Marked impairment, difficult to understand.
- 4 = Unintelligible.

19. Facial Expression

- 0 = Normal.
- 1 = Minimal hypomimia, could be normal "Poker Face".
- 2 = Slight but definitely abnormal diminution of facial expression
- 3 = Moderate hypomimia; lips parted some of the time.
- 4 = Masked or fixed facies with severe or complete loss of facial expression; lips parted 1/4 inch or more.

20. Tremor at rest (head, upper and lower extremities)

- 0 = Absent.
- 1 = Slight and infrequently present.
- 2 = Mild in amplitude and persistent. Or moderate in amplitude, but only intermittently present.
- 3 = Moderate in amplitude and present most of the time.
- 4 = Marked in amplitude and present most of the time.

21. Action or Postural Tremor of hands

- 0 = Absent.
- 1 = Slight; present with action.
- 2 = Moderate in amplitude, present with action.
- 3 = Moderate in amplitude with posture holding as well as action.
- 4 = Marked in amplitude; interferes with feeding.

22. Rigidity (Judged on passive movement of major joints with patient relaxed in sitting position. Cogwheeling to be ignored.)

- 0 = Absent.
- 1 = Slight or detectable only when activated by mirror or other movements.
- 2 = Mild to moderate.
- 3 = Marked, but full range of motion easily achieved.
- 4 = Severe, range of motion achieved with difficulty.

23. Finger Taps (Patient taps thumb with index finger in rapid succession.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

24. Hand Movements (Patient opens and closes hands in rapid succession.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

25. Rapid Alternating Movements of Hands (Pronation-supination movements of hands, vertically and horizontally, with as large an amplitude as possible, both hands simultaneously.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

26. Leg Agility (Patient taps heel on the ground in rapid succession picking up entire leg. Amplitude should be at least 3 inches.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

27. Arising from Chair (Patient attempts to rise from a straightbacked chair, with arms folded across chest.)

- 0 = Normal.
- 1 = Slow; or may need more than one attempt.
- 2 = Pushes self up from arms of seat.
- 3 = Tends to fall back and may have to try more than one time, but can get up without help.
- 4 = Unable to arise without help.

28. Posture

- 0 = Normal erect.
- 1 = Not quite erect, slightly stooped posture; could be normal for older person.
- 2 = Moderately stooped posture, definitely abnormal; can be slightly leaning to one side.
- 3 = Severely stooped posture with kyphosis; can be moderately leaning to one side.
- 4 = Marked flexion with extreme abnormality of posture.

29. Gait

- 0 = Normal.
- 1 = Walks slowly, may shuffle with short steps, but no festination (hastening steps) or propulsion.
- 2 = Walks with difficulty, but requires little or no assistance; may have some festination, short steps, or propulsion.
- 3 = Severe disturbance of gait, requiring assistance.
- 4 = Cannot walk at all, even with assistance.

30. Postural Stability (Response to sudden, strong posterior displacement produced by pull on shoulders while patient erect with eyes open and feet slightly apart. Patient is prepared.)

- 0 = Normal.
- 1 = Retropulsion, but recovers unaided.
- 2 = Absence of postural response; would fall if not caught by examiner.
- 3 = Very unstable, tends to lose balance spontaneously.
- 4 = Unable to stand without assistance.

31. Body Bradykinesia and Hypokinesia (Combining slowness, hesitancy, decreased armswing, small amplitude, and poverty of movement in general.)

- 0 = None.
- 1 = Minimal slowness, giving movement a deliberate character; could be normal for some persons. Possibly reduced amplitude.
- 2 = Mild degree of slowness and poverty of movement which is definitely abnormal. Alternatively, some reduced amplitude.
- 3 = Moderate slowness, poverty or small amplitude of movement.
- 4 = Marked slowness, poverty or small amplitude of movement.

IV. COMPLICATIONS OF THERAPY (In the past week)

A. DYSKINESIAS

32. Duration: What proportion of the waking day are dyskinesias present? (Historical information.)

- 0 = None
- 1 = 1-25% of day.
- 2 = 26-50% of day.
- 3 = 51-75% of day.
- 4 = 76-100% of day.

33. Disability: How disabling are the dyskinesias? (Historical information; may be modified by office examination.)

- 0 = Not disabling.
- 1 = Mildly disabling.
- 2 = Moderately disabling.
- 3 = Severely disabling.
- 4 = Completely disabled.

34. Painful Dyskinesias: How painful are the dyskinesias?

- 0 = No painful dyskinesias.
- 1 = Slight.
- 2 = Moderate.
- 3 = Severe.
- 4 = Marked.

35. Presence of Early Morning Dystonia (Historical information.)

- 0 = No
- 1 = Yes

B. CLINICAL FLUCTUATIONS

36. Are "off" periods predictable?

- 0 = No
- 1 = Yes

37. Are "off" periods unpredictable?

- 0 = No
- 1 = Yes

38. Do "off" periods come on suddenly, within a few seconds?

- 0 = No
- 1 = Yes

39. What proportion of the waking day is the patient "off" on average?

- 0 = None
- 1 = 1-25% of day.
- 2 = 26-50% of day.
- 3 = 51-75% of day.
- 4 = 76-100% of day.

C. OTHER COMPLICATIONS

40. Does the patient have anorexia, nausea, or vomiting?

- 0 = No
- 1 = Yes

41. Any sleep disturbances, such as insomnia or hypersomnolence?

0 = No
1 = Yes

42. Does the patient have symptomatic orthostasis?

(Record the patient's blood pressure, height and weight on the scoring form)

0 = No
1 = Yes

V. MODIFIED HOEHN AND YAHR STAGING

STAGE 0 = No signs of disease.
STAGE 1 = Unilateral disease.
STAGE 1.5 = Unilateral plus axial involvement.
STAGE 2 = Bilateral disease, without impairment of balance.
STAGE 2.5 = Mild bilateral disease, with recovery on pull test.
STAGE 3 = Mild to moderate bilateral disease; some postural instability; physically independent.
STAGE 4 = Severe disability; still able to walk or stand unassisted.
STAGE 5 = Wheelchair bound or bedridden unless aided.

VI. SCHWAB AND ENGLAND ACTIVITIES OF DAILY LIVING SCALE

100% = Completely independent. Able to do all chores without slowness, difficulty or impairment. Essentially normal. Unaware of any difficulty.
90% = Completely independent. Able to do all chores with some degree of slowness, difficulty and impairment. Might take twice as long. Beginning to be aware of difficulty.
80% = Completely independent in most chores. Takes twice as long. Conscious of difficulty and slowness.
70% = Not completely independent. More difficulty with some chores. Three to four times as long in some. Must spend a large part of the day with chores.
60% = Some dependency. Can do most chores, but exceedingly slowly and with much effort. Errors; some impossible.
50% = More dependent. Help with half, slower, etc. Difficulty with everything.
40% = Very dependent. Can assist with all chores, but few alone.
30% = With effort, now and then does a few chores alone or begins alone. Much help needed.
20% = Nothing alone. Can be a slight help with some chores. Severe invalid.
10% = Totally dependent, helpless. Complete invalid.
0% = Vegetative functions such as swallowing, bladder and bowel functions are not functioning. Bedridden.

8.2 APÊNDICE 2: EXEMPLO DE COMO ESTIMAR A DIMENSÃO DE CORRELAÇÃO E O MÁXIMO EXPOENTE DE LYAPUNOV A PARTIR DE SÉRIES TEMPORAIS

Será apresentado nesta seção um exemplo de como estimar as dimensões de correlação e expoentes de Lyapunov a partir de séries temporais. Nesta seção o leitor poderá acompanhar aplicações diretas dos métodos abordados na seção: 3 CAOS EM MOVIMENTOS PLANARES DOS MEMBROS SUPERIORES.

A figura abaixo (FIG. 8.1) apresenta uma série temporal com a finalidade didática de ilustrar um procedimento para estimação da dimensão de correlação e do máximo expoente de Lyapunov. Como discutido anteriormente, uma série temporal é obtida por meio da observação de um único estado ao longo do tempo, sendo este obtido por meio de modelos matemáticos ou experimentalmente.

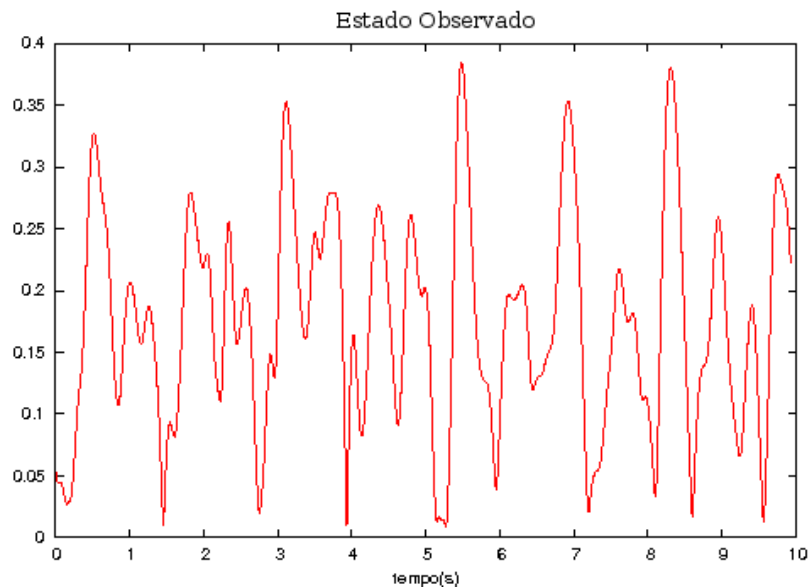


FIG. 8.1: Série Temporal

O primeiro passo a ser tomado refere-se ao cálculo do tempo de atraso de Takens. Desta forma, pode-se utilizar o Mínimo Critério de Informação Mútua para se determinar o tempo de atraso.

Aplicando a equação 3.18 descrita na seção: 3.7 CRITÉRIO DE INFORMAÇÃO MÚTUA, obtemos o seguinte resultado:

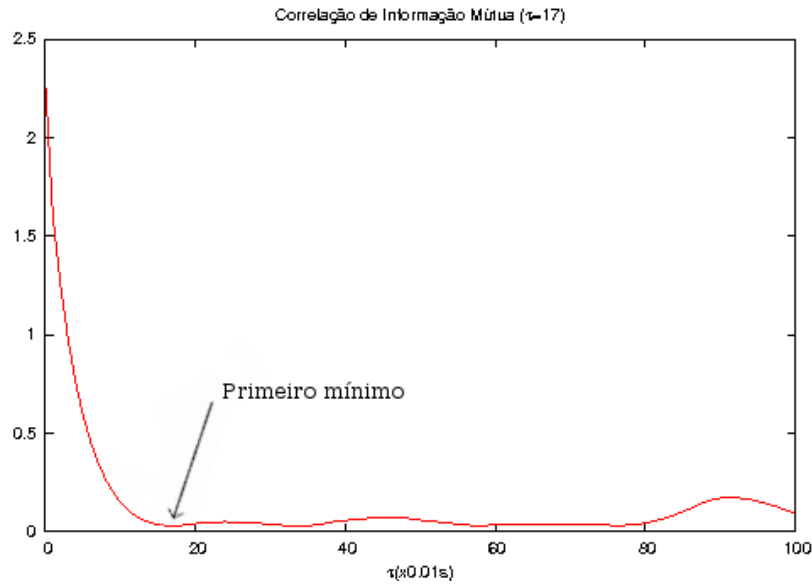


FIG. 8.2: Mínimo Critério de Informação Mútua

De acordo com as discussões apresentadas na seção 3.7, assume-se o primeiro mínimo da função de Informação Mútua como sendo o tempo de atraso de Takens (ξ). De posse deste valor, os vetores de estados são imergidos em dimensões de ordem $m = 2, 3, \dots, 20$, ou seja:

$$\begin{cases} \vec{X}_1 = x_1, x_{1+\xi}, x_{1+2\xi}, \dots, x_{1+(m-1)\xi} \\ \vec{X}_2 = x_2, x_{2+\xi}, x_{2+2\xi}, \dots, x_{2+(m-1)\xi} \\ \vec{X}_3 = x_3, x_{3+\xi}, x_{3+2\xi}, \dots, x_{3+(m-1)\xi} \\ \vdots \\ \vec{X}_N = x_N, x_{N+\xi}, x_{N+2\xi}, \dots, x_{N+(m-1)\xi} \end{cases}$$

Para estimar a dimensão de correlação D_2 , se faz necessário o cálculo da soma de correlação:

$$C_r(r, m) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1; j \neq i}^N \Theta(r - \|\vec{X}_i - \vec{X}_j\|) \quad (8.1)$$

A figura abaixo (FIG. 8.3) representa as formas logarítmicas dos resultados obtidos por meio da equação 8.1 em função dos raios das hipersferas r , variando os raios entre $[dt/10^6, dt/10^2]$.

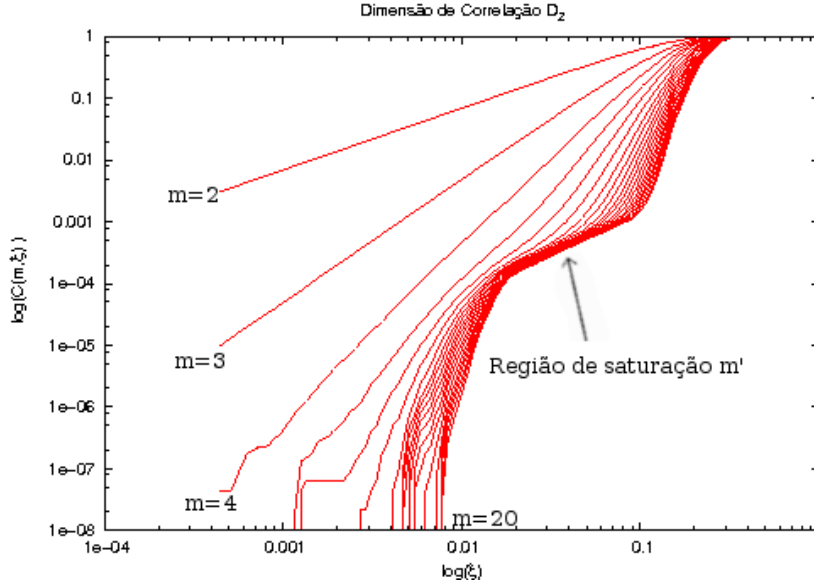


FIG. 8.3: Soma de Correlação C_2

onde: dt é o período de amostragem.

Gostaríamos de chamar a atenção do leitor sobre o importante aspecto observado na figura FIG. 8.3, observe que existe claramente uma região com uma saturação linear das curvas referentes a $m = 7, 8, 9, \dots, 20$. Em sinais de origem estocástica, tal comportamento não poderia ser observado.

Como discutido anteriormente, foi visto que a propriedade de auto-similaridade pode ser caracterizada por meio da dimensão de correlação D_C :

$$C_r(r, m) \propto r^{D_C} \Rightarrow D_C = \lim_{N \rightarrow \infty} \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\partial \ln(C_r(r, m))}{\partial \ln(r)} \quad (8.2)$$

Desta forma, podemos aplicar o método dos mínimos quadrados no domínio onde foi observado as relações lineares de saturação (FIG. 8.3). Pode ser verificado facilmente que a dimensão de correlação estimada refere-se à inclinação da reta que melhor ajusta os pontos pertencentes a região de saturação linear.

Após calculada a dimensão de correlação D_C , pode-se imergir o sistema em um pseudo-espaço de fases utilizando o teorema de Takens, ou seja: $m = 2n + 1$, observe que n refere-se a parte inteira da dimensão estimada.

Após calculdo o tempo de atraso de Takens e a dimensão de correlação, o máximo expoente de Lyapunov pode ser estimado por meio do método de Kantz (para maiores detalhes, veja: KANTZ (1994)):

$$S(\Delta_n) = \frac{1}{N} \sum_{n_0=1}^N \ln \left(\frac{1}{\|U(\beta_{n_0})\|} \sum_{\beta_n \in U(\beta_{n_0})} \|s_{n_0+\Delta_n} - s_{n+\Delta_n}\| \right) \quad (8.3)$$

A figura abaixo (FIG. 8.4) representa graficamente os resultados obtidos por meio da equação EQ. 8.3.

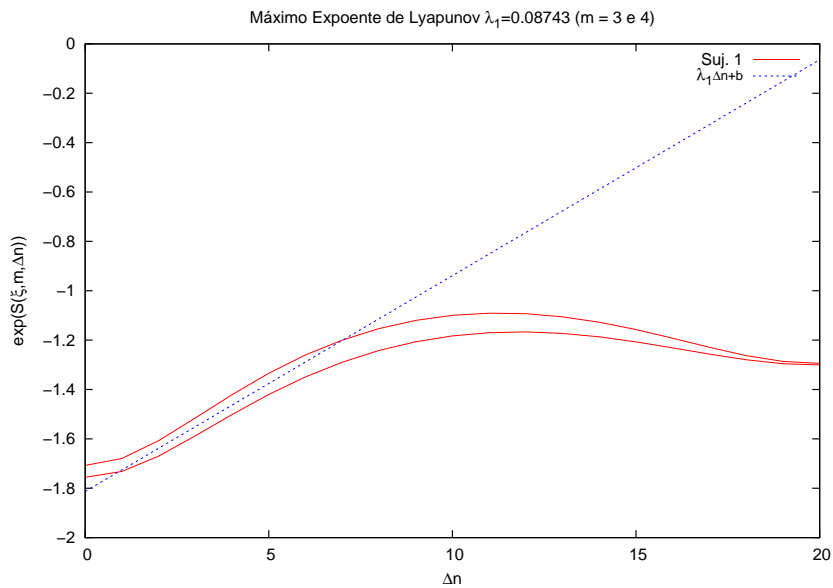


FIG. 8.4: Máximo expoente de Lyapunov

Observe que a taxa de divergência exponencial de órbitas vizinhas pode ser estimada por meio do cálculo da inclinação da região linear $\Delta_n = 1, 2, \dots, 6$.

8.3 APÊNDICE 3: RECONSTRUÇÃO DO ESPAÇO DE FASES A PARTIR DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE

Nas próximas páginas, serão apresentados resultados obtidos na realização deste trabalho, o qual compreendeu a realização de 36 experimentos.

Todos os diagramas aqui presentes, são de relevância para os cálculos dos parâmetros de imersão e caracterização dos pseudo-espacos de fases, o quais foram reconstruídos a partir das séries temporais experimentais. Os diagramas serão apresentados sequencialmente para os movimentos planares circular e linear. No total, foram estudados 18 indivíduos, dos quais os 8 primeiros indivíduos foram diagnosticados com a doença de Parkinson e se encontravam em diferentes estágios da doença. Os diagramas apresentados nas próximas páginas serão ordenados da seguinte maneira:

- 1: ($i = 1 \rightarrow$ MPC e $i = 2 \rightarrow$ MPL)
- 2: **for** $i = 1$ to 2 **do**
- 3: Resultados e Análise (Movimento i)
- 4: **for** $j = 1$ to 18 **do**
- 5: Dados obtidos experimentalmente e tempo de atraso de Takens (Indivíduo j)
- 6: (a) Séries temporais
- 7: (b) Aceleração resultante $\|a\|$
- 8: (c) Acelerações planares ($\ddot{x} \times \ddot{y}$)
- 9: (d) Correlação de informação mútua
- 10: Caracterização das séries temporais obtidas experimentalmente (Indivíduo j)
- 11: (a) Integral de Correlação C_2
- 12: (b) Dimensão de Correlação $D_2(m = 1, 2, \dots, 20)$
- 13: (c) Histograma de $D_2(m = 11, 12, \dots, 20)$
- 14: (d) Estimacão de $D_2(m = 11, 12, \dots, 20)$
- 15: (e) Estimacão de $h_2(m = 11, 12, \dots, 20)$
- 16: (f) Máximo Expoente de Lyapunov λ_1
- 17: **end for**
- 18: **for** $j = 1$ to 18 **do**
- 19: Densidade espectral de potência e estimacão da bradicinesia por meio do centróide espectral (Indivíduo j)
- 20: Densidade espectral de potência
- 21: **end for**
- 22: **end for**

8.4 RESULTADOS E ANÁLISES (MOVIMENTO PLANAR CIRCULAR)

8.4.1 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 1)

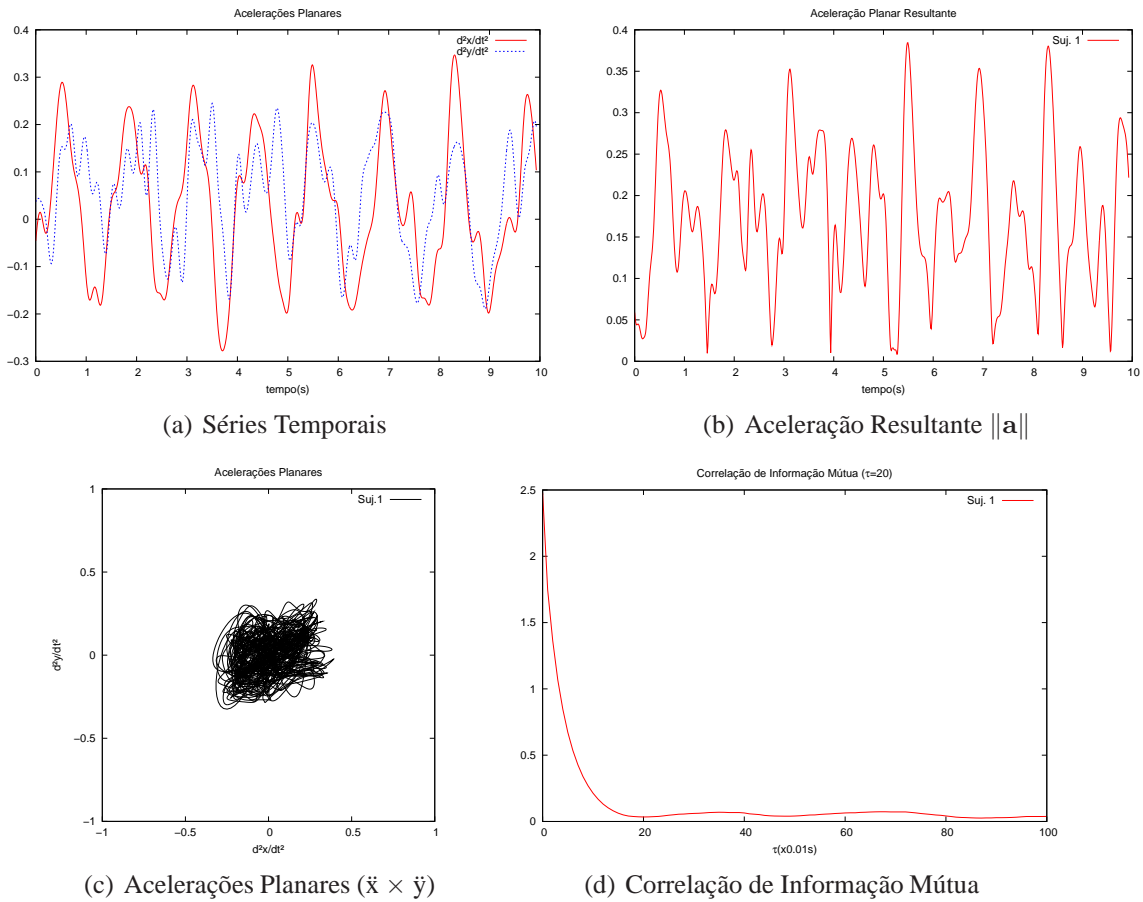
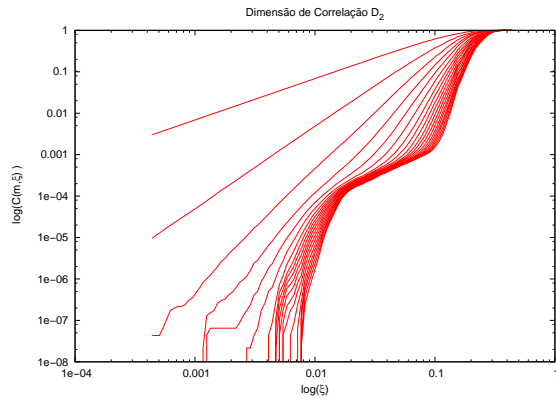
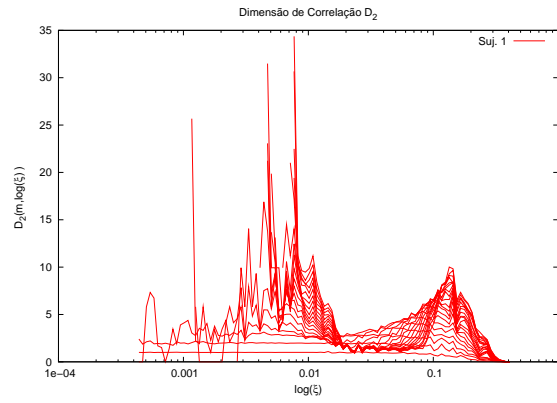


FIG. 8.5: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 1)

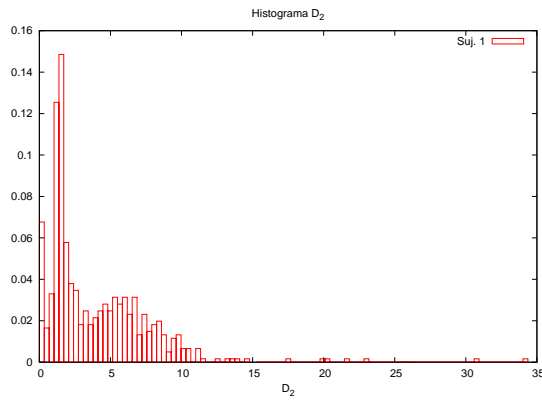
8.4.2 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 1)



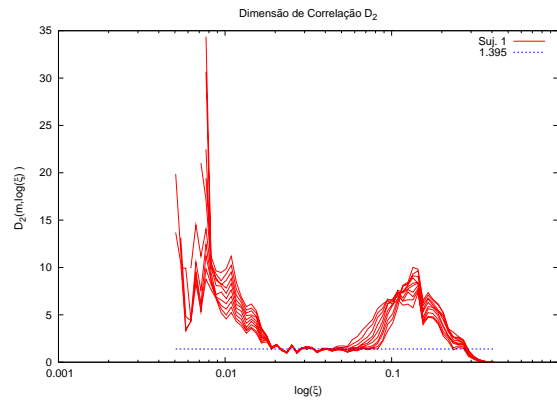
(a) Integral de Correlação C_2



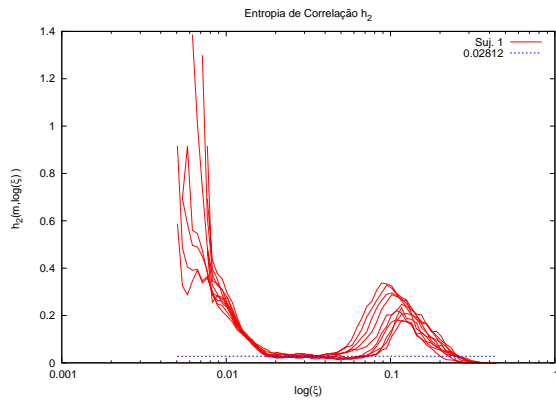
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



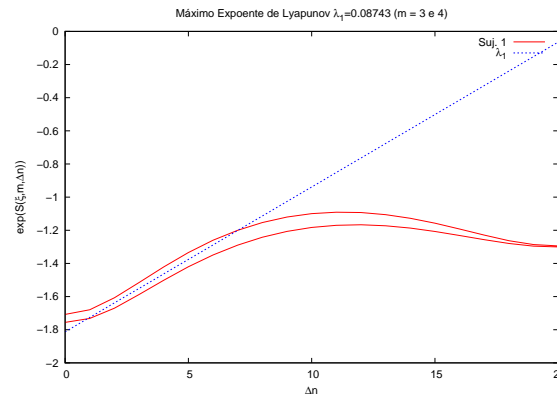
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.6: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 1)

8.4.3 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 2)

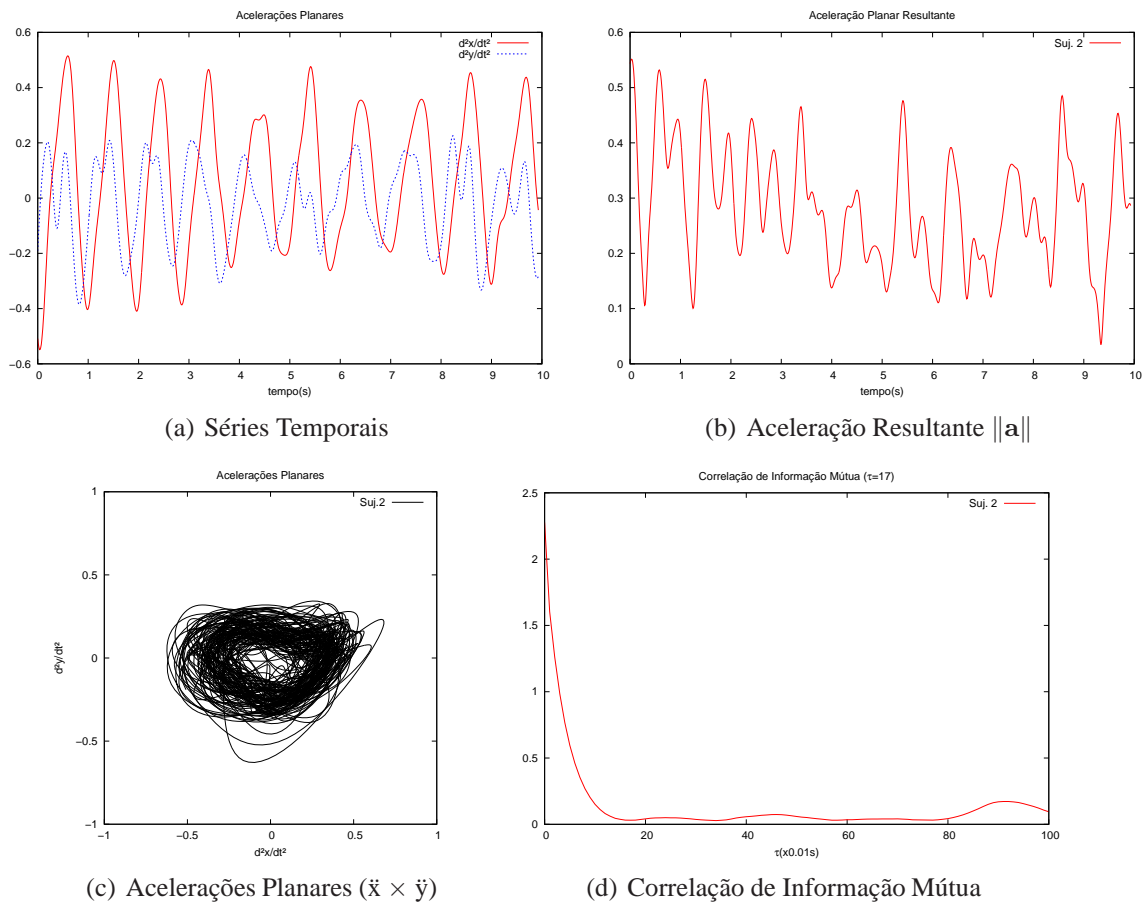
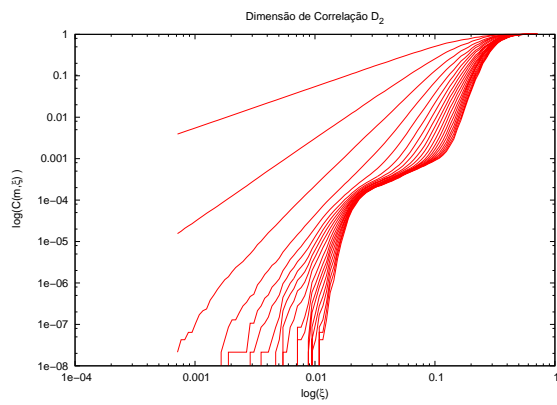
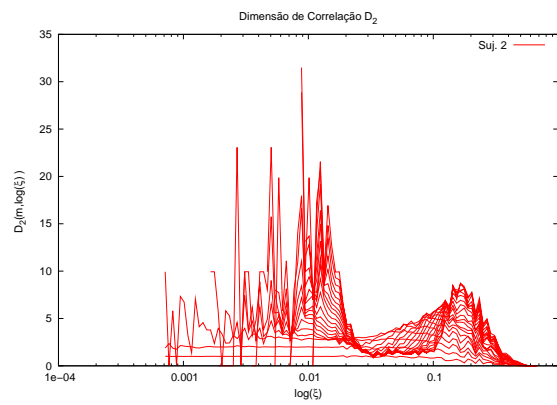


FIG. 8.7: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 2)

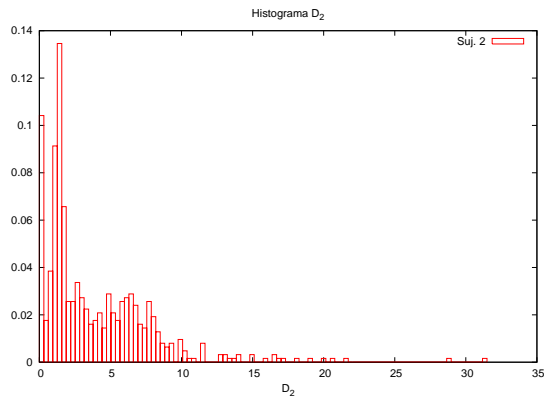
8.4.4 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 2)



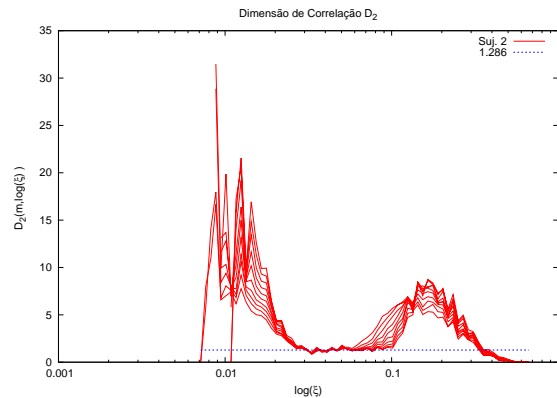
(a) Integral de Correlação C_2



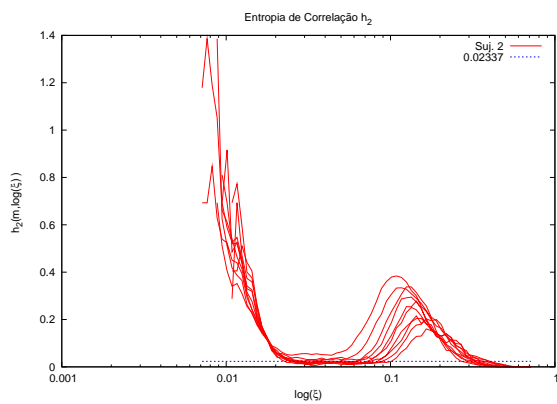
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



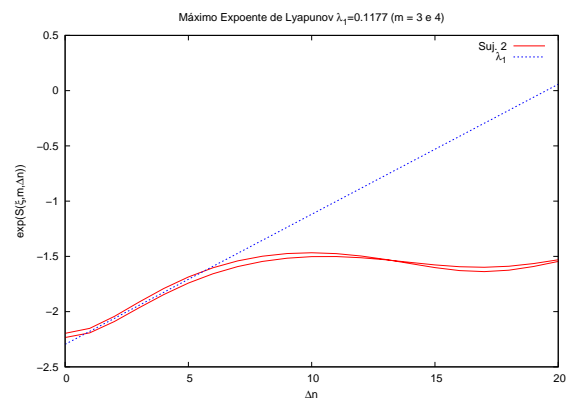
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.8: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 2)

8.4.5 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 3)

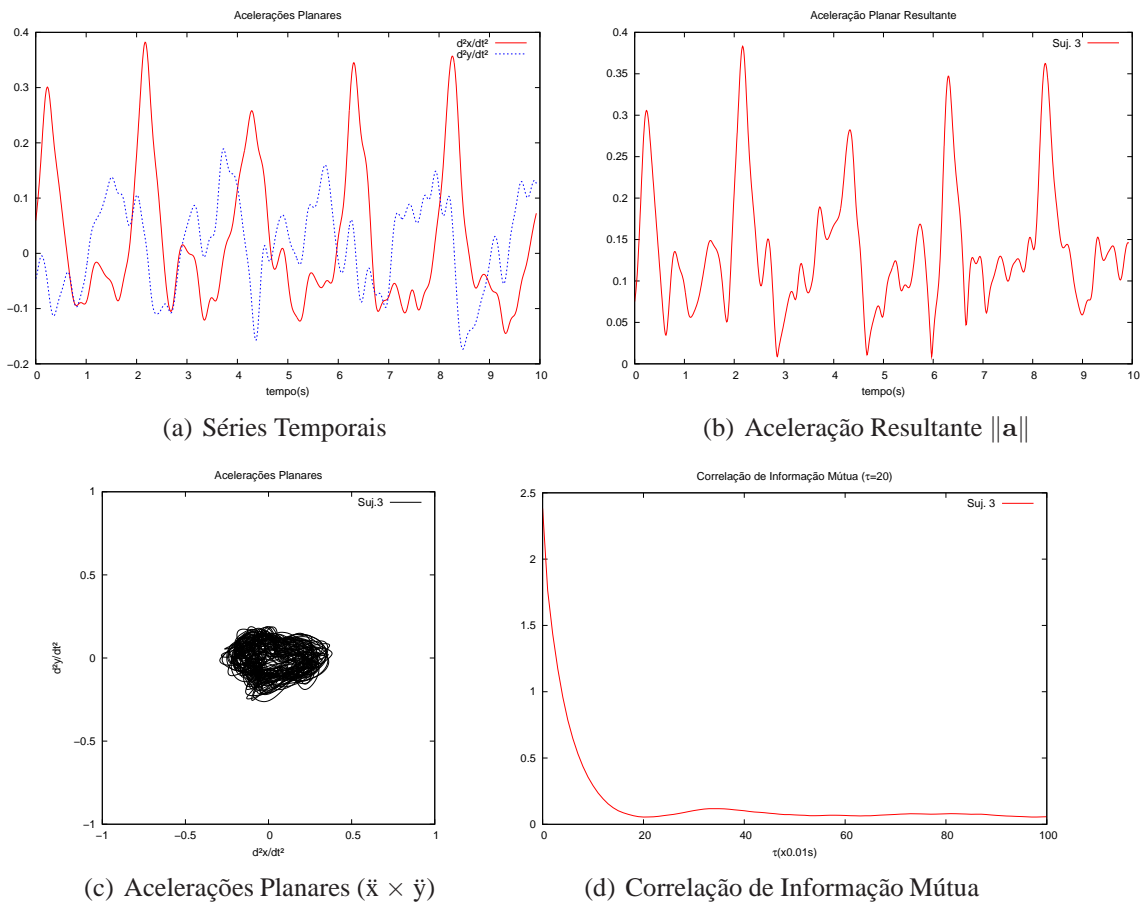
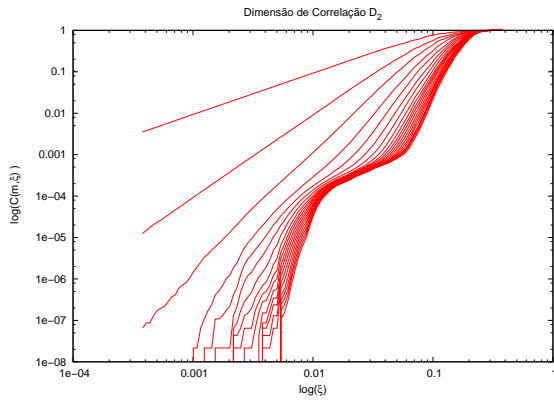
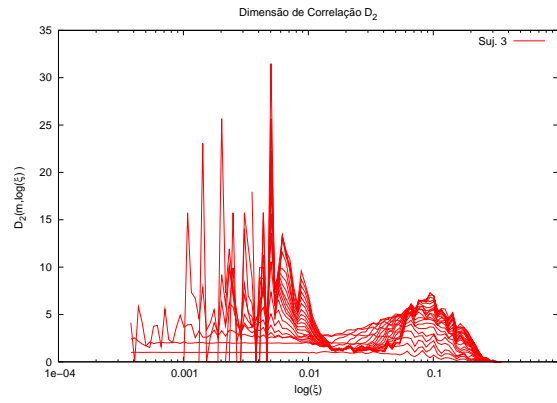


FIG. 8.9: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 3)

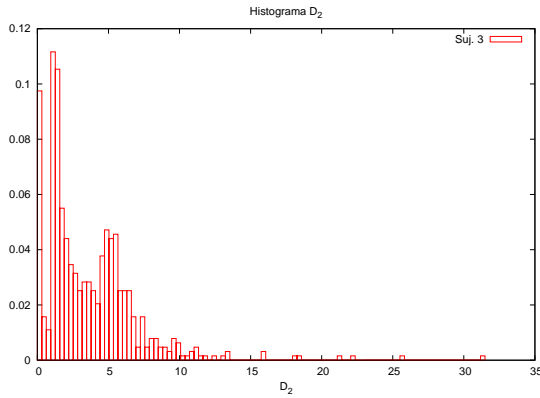
8.4.6 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 3)



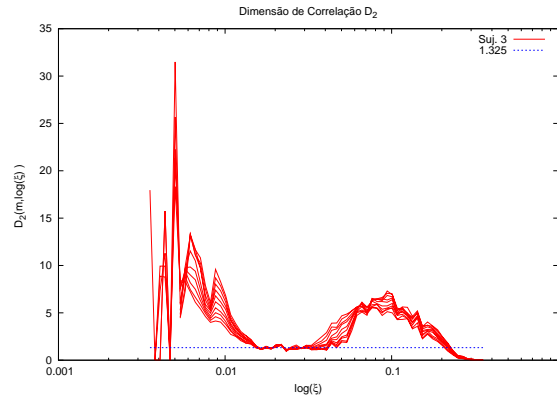
(a) Integral de Correlação C_2



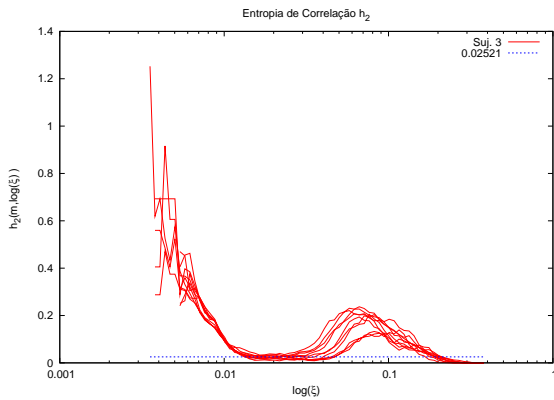
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



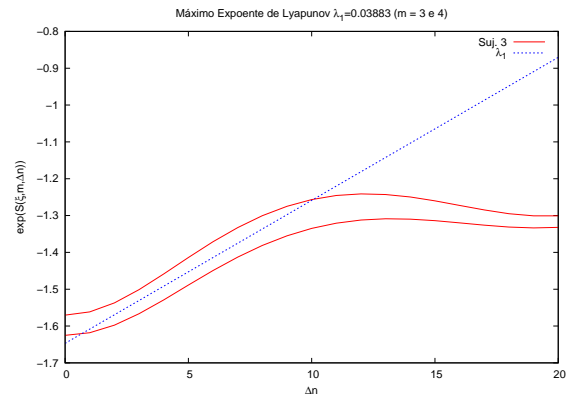
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.10: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 3)

8.4.7 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 4)

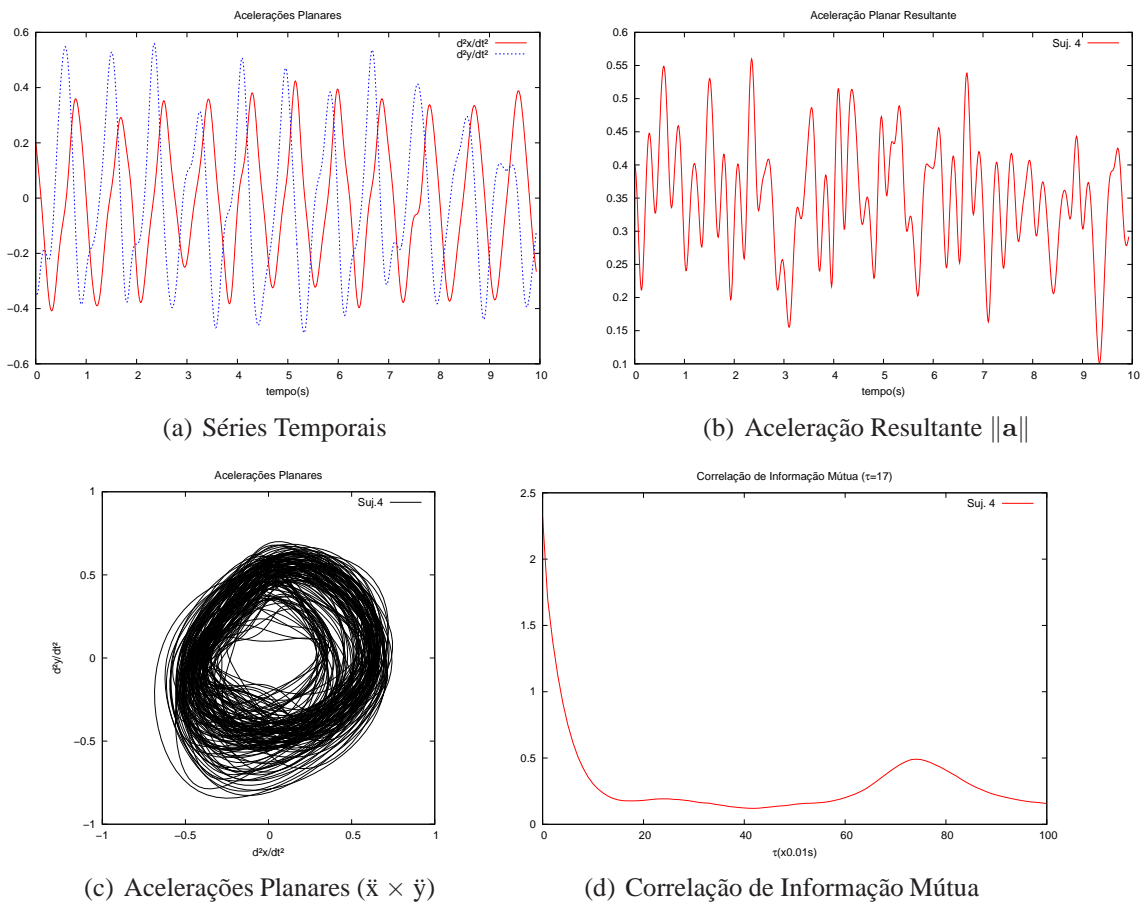
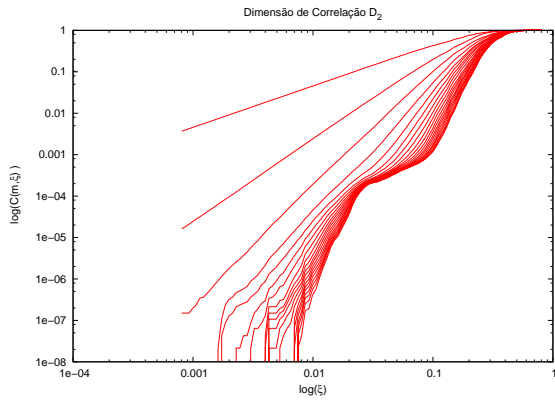
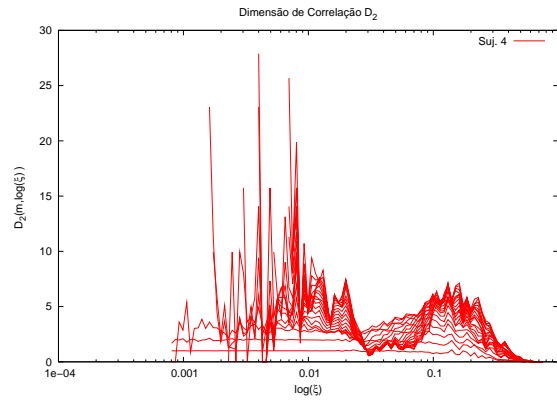


FIG. 8.11: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 4)

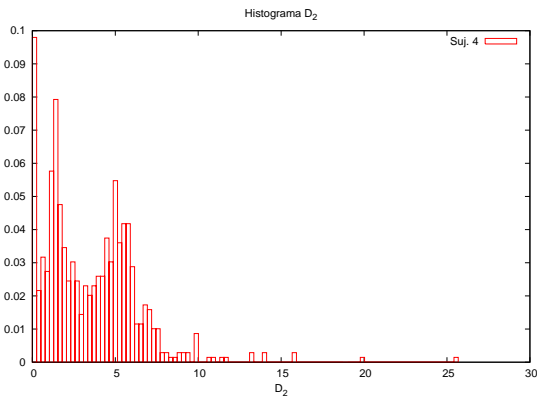
8.4.8 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 4)



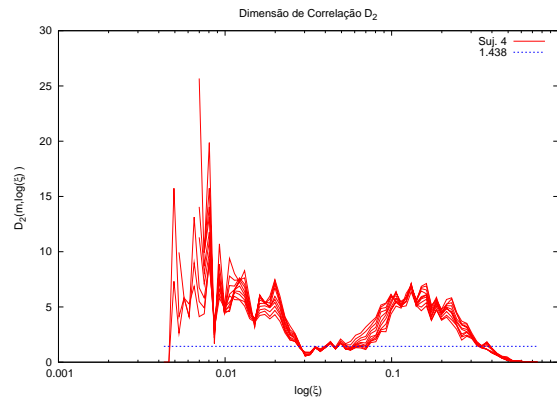
(a) Integral de Correlação C_2



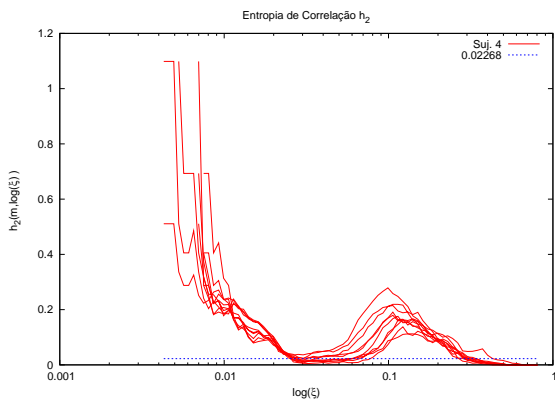
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



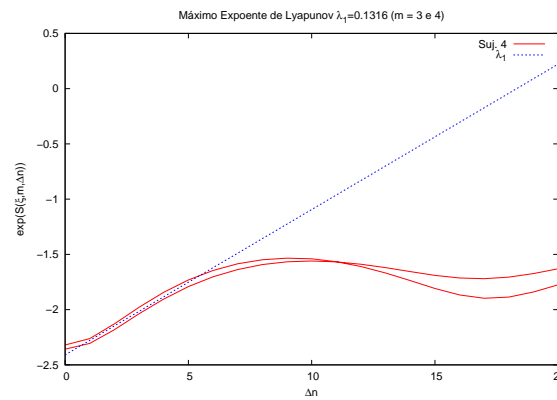
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.12: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 4)

8.4.9 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 5)

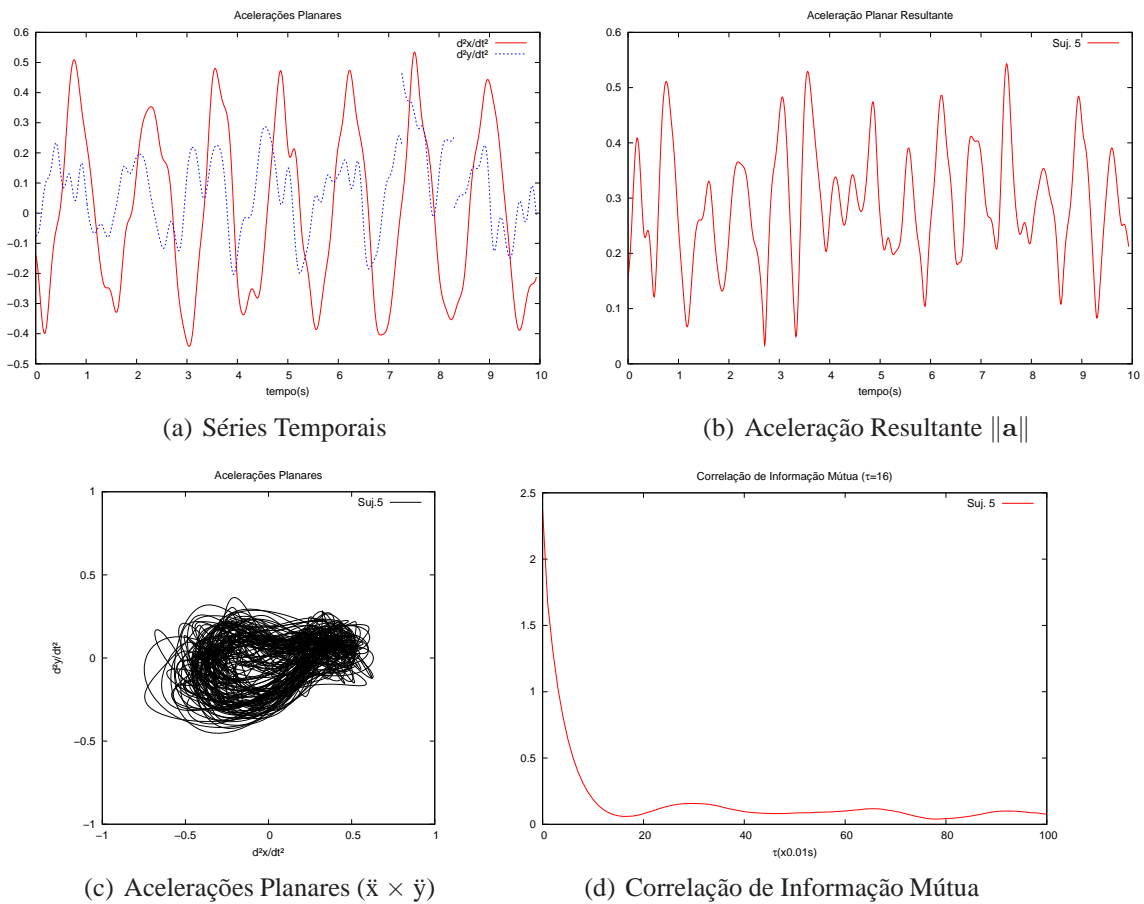
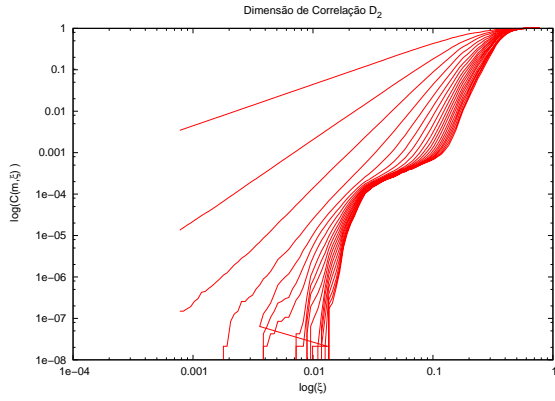
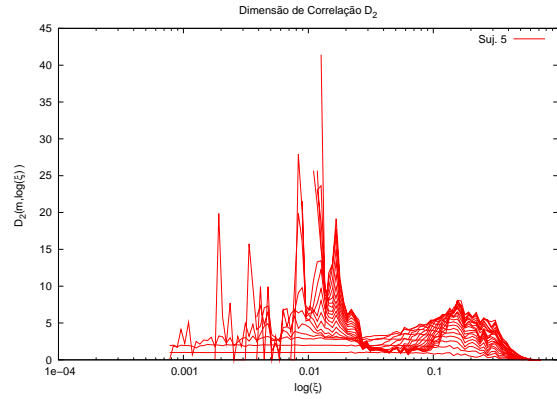


FIG. 8.13: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 5)

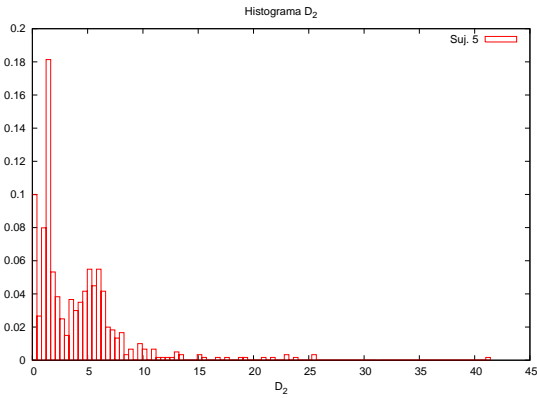
8.4.10 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 5)



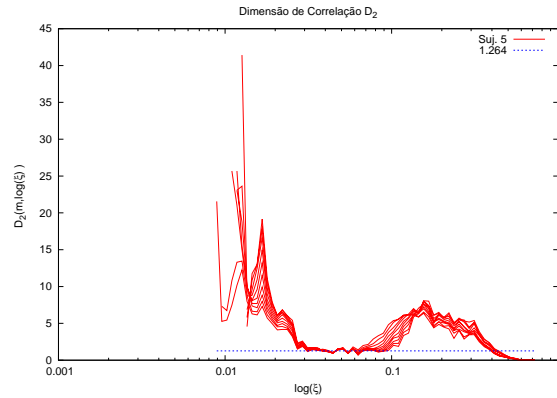
(a) Integral de Correlação C_2



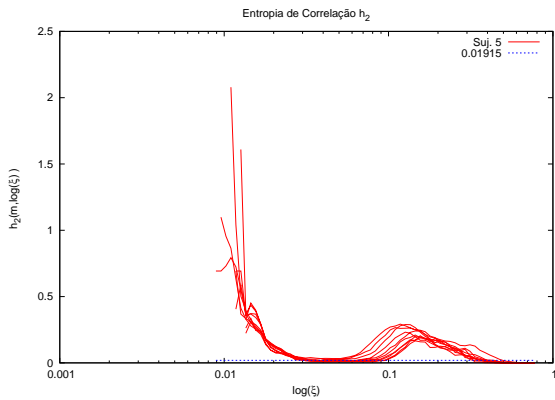
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



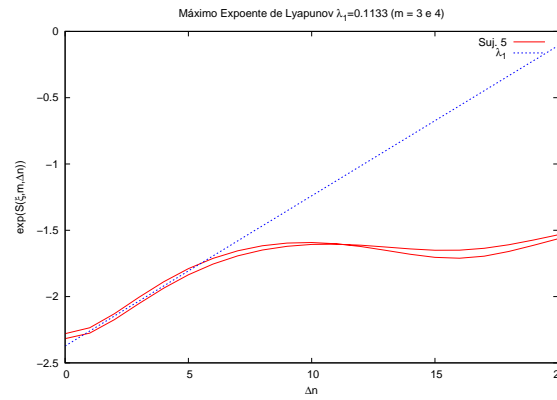
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.14: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 5)

8.4.11 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 6)

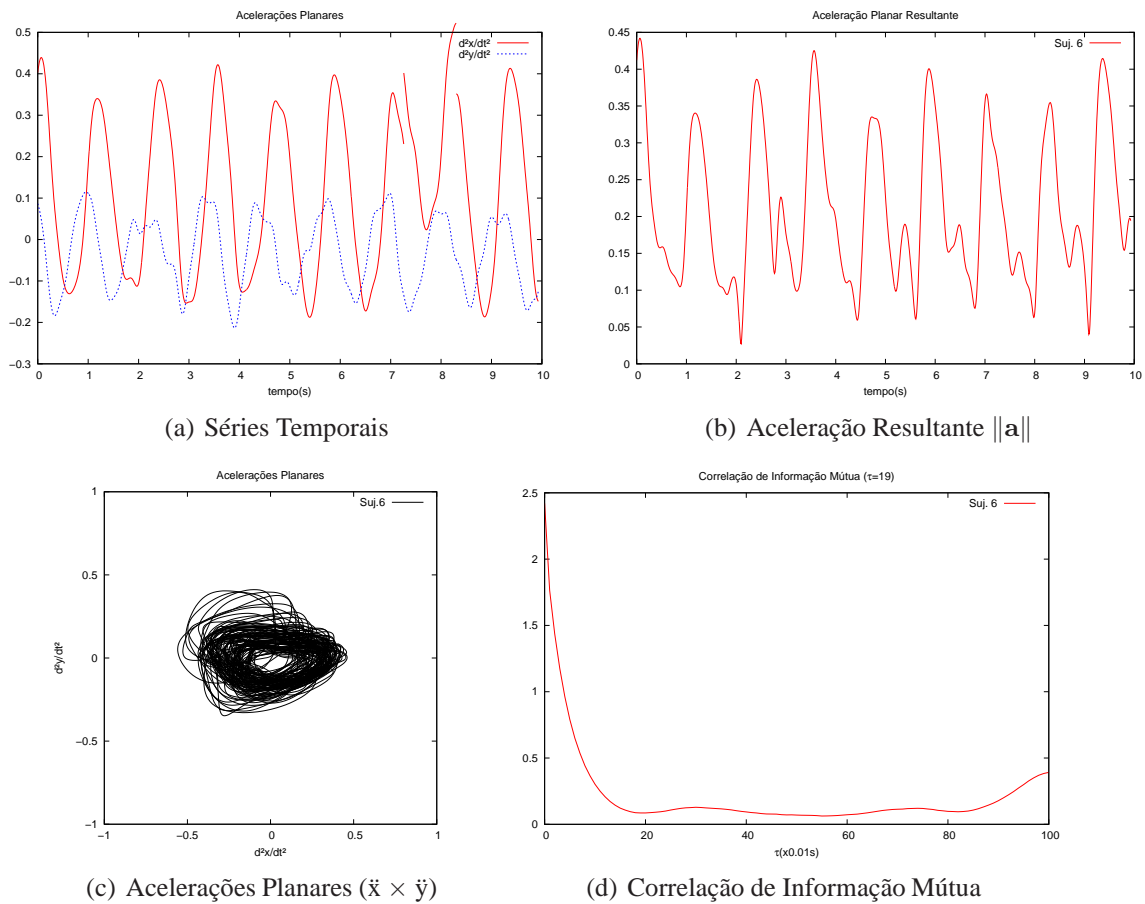
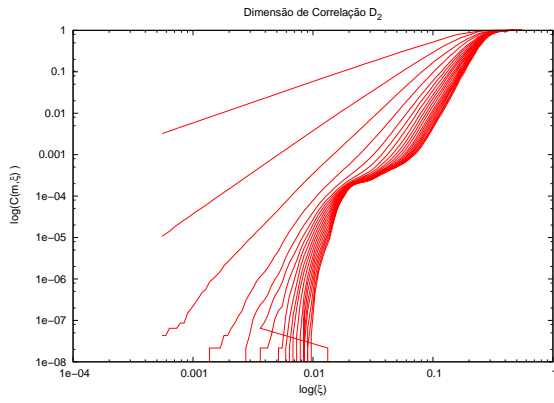
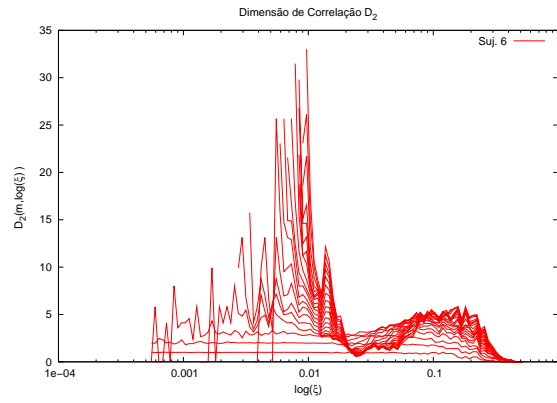


FIG. 8.15: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 6)

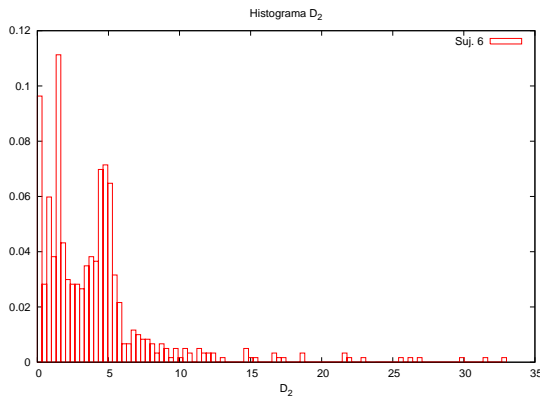
8.4.12 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 6)



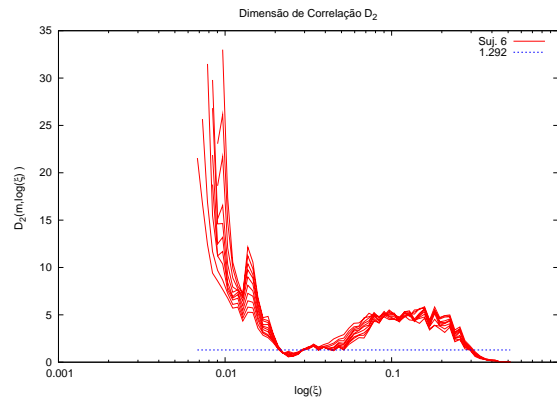
(a) Integral de Correlação C_2



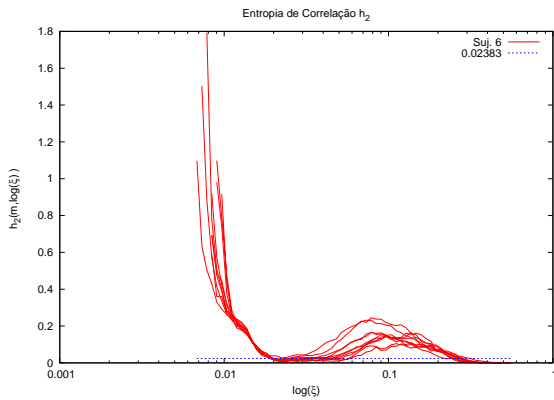
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



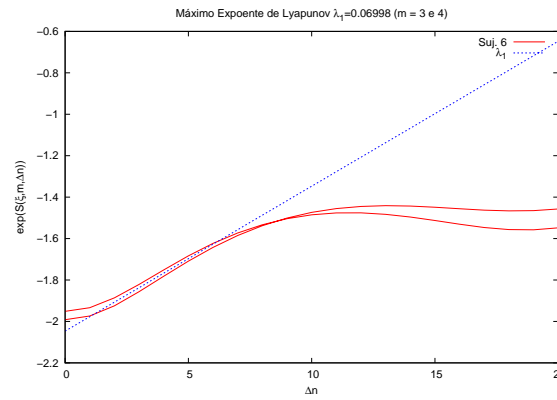
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.16: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 6)

8.4.13 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 7)

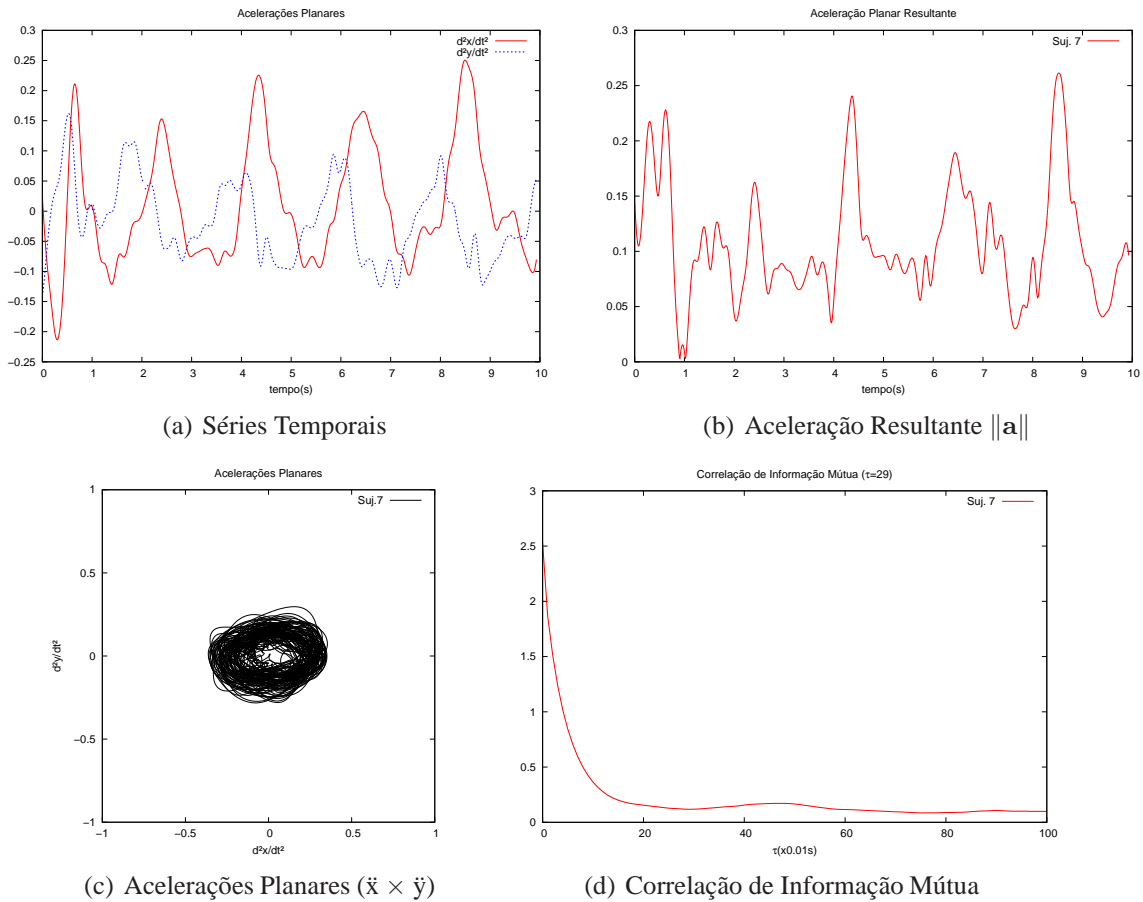
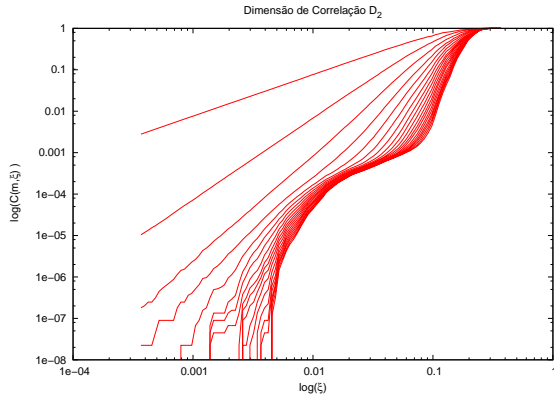
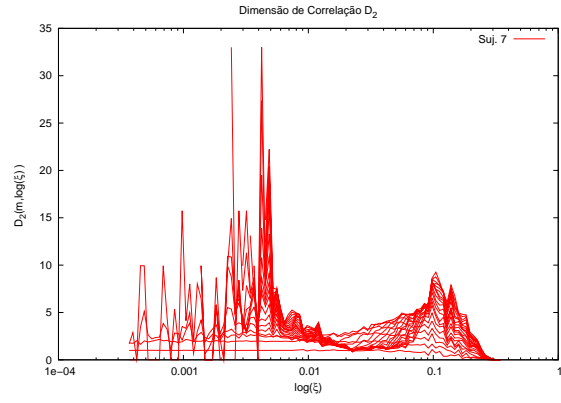


FIG. 8.17: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 7)

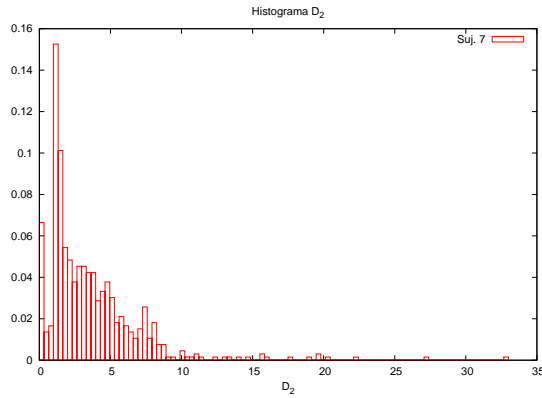
8.4.14 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 7)



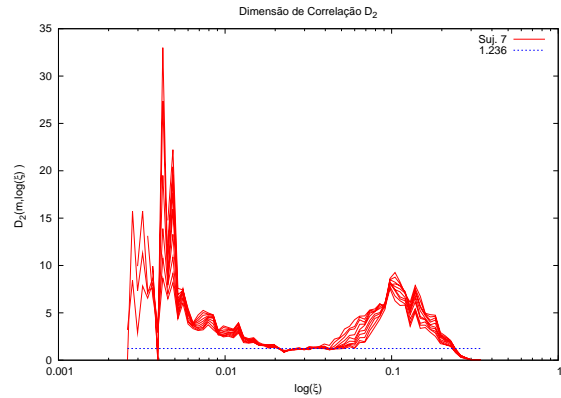
(a) Integral de Correlação C_2



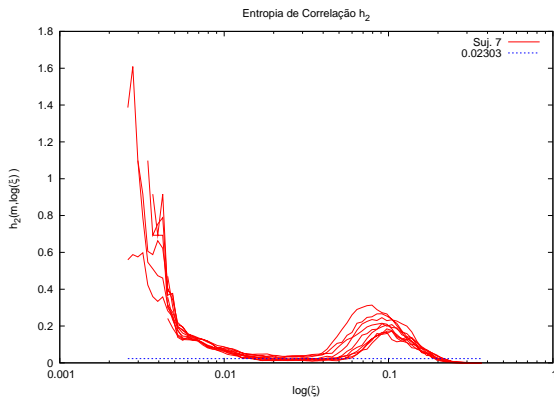
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



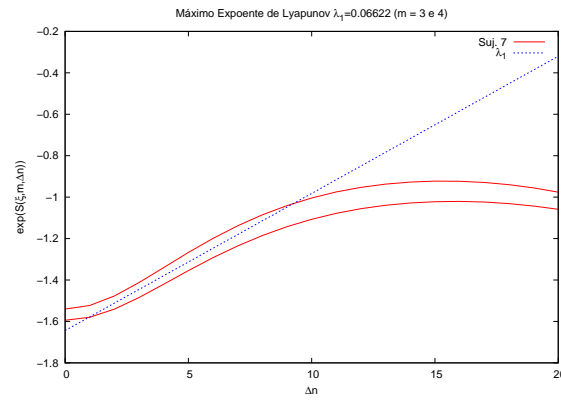
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.18: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 7)

8.4.15 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 8)

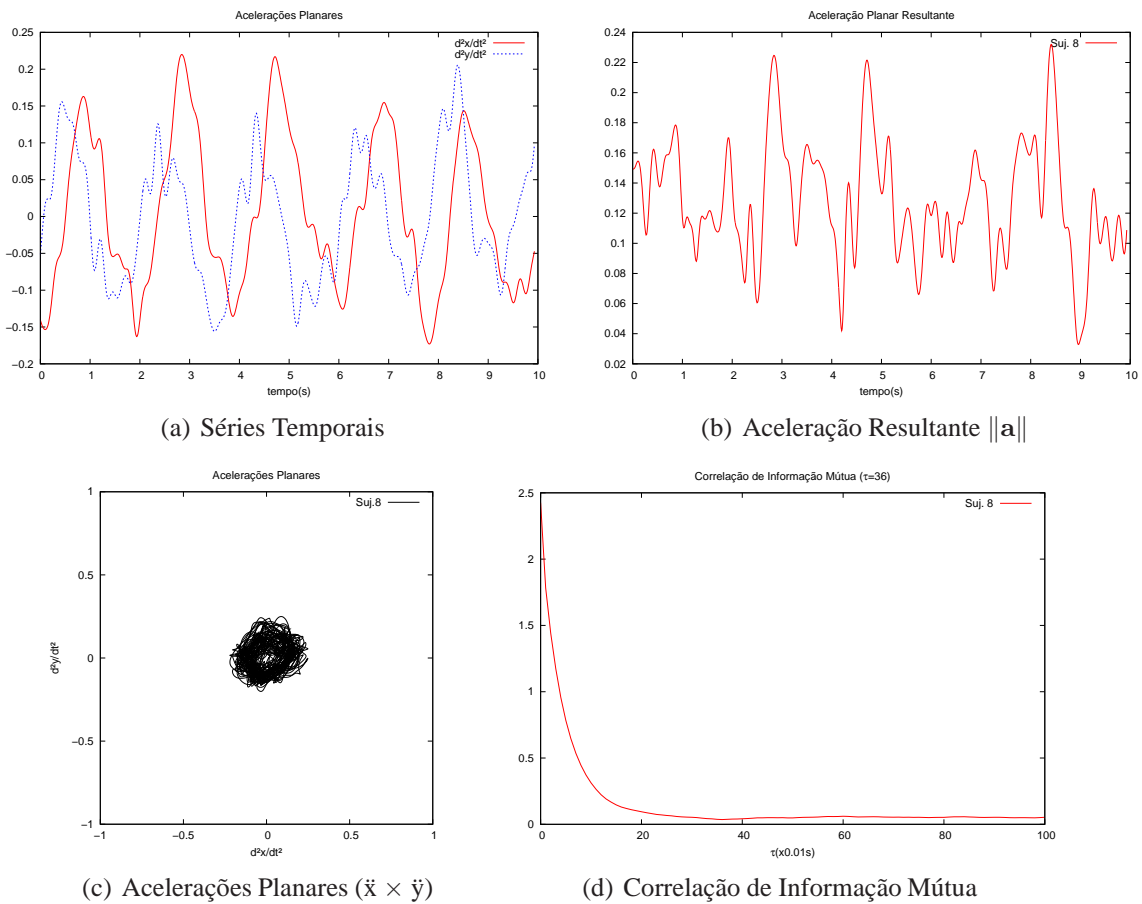
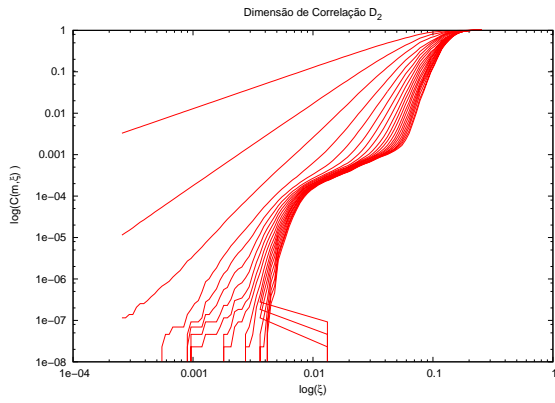
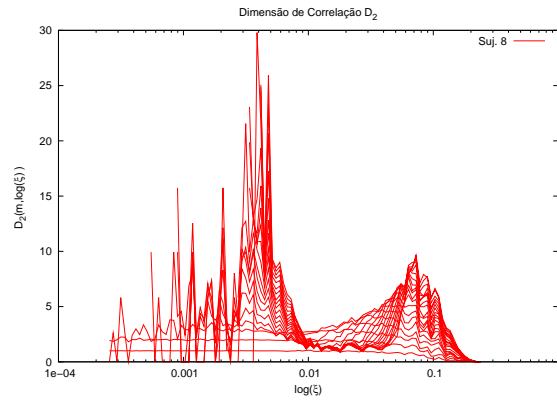


FIG. 8.19: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 8)

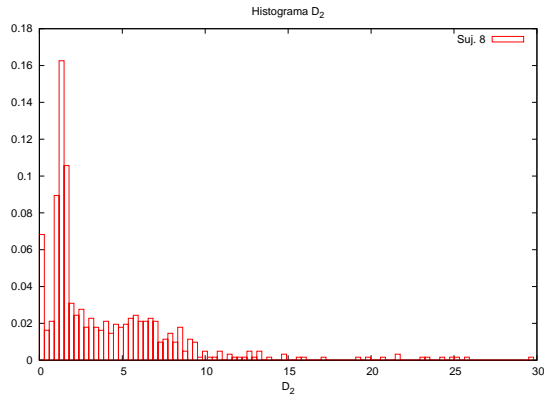
8.4.16 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 8)



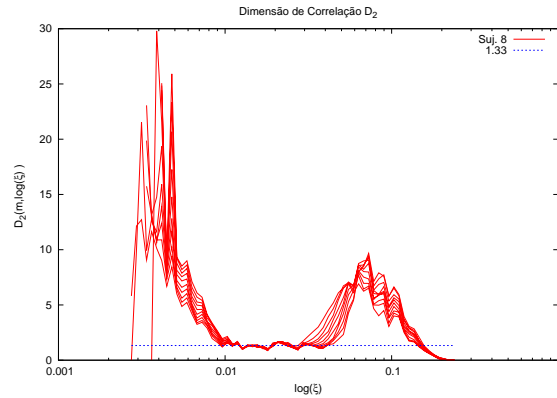
(a) Integral de Correlação C_2



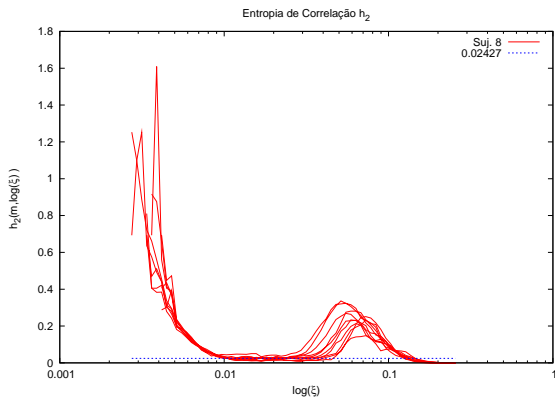
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



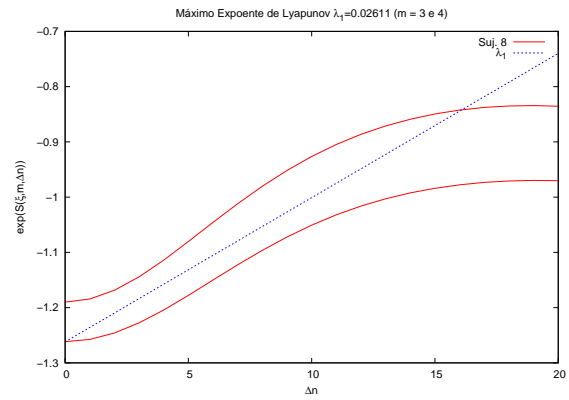
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.20: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 8)

8.4.17 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 9)

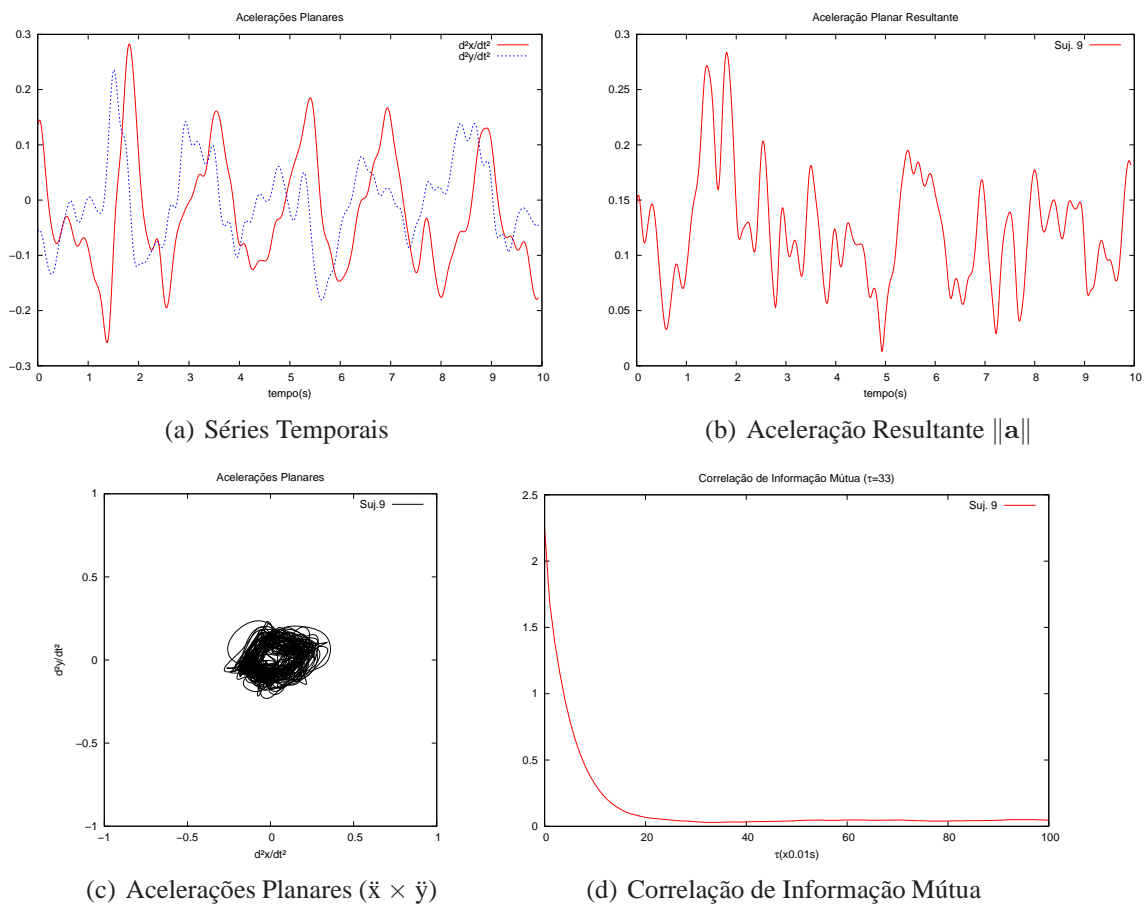
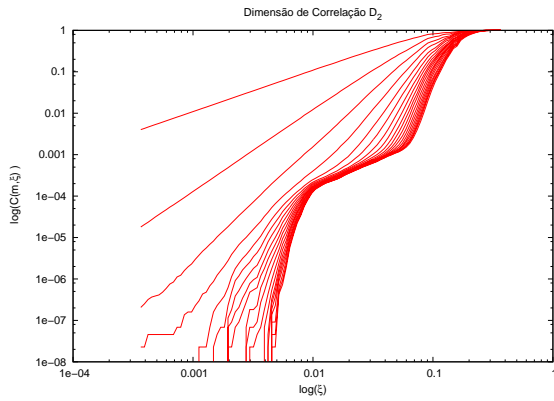
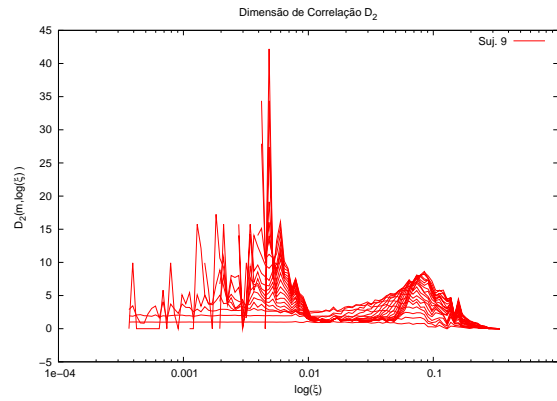


FIG. 8.21: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 9)

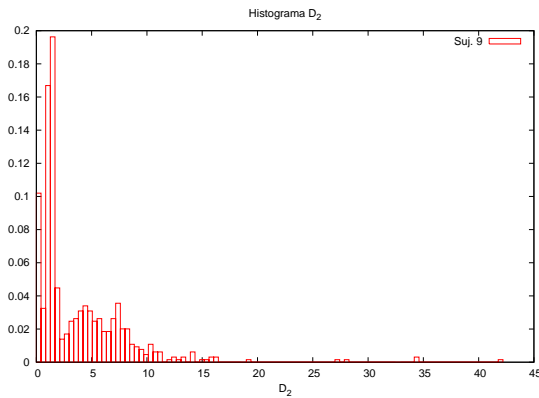
8.4.18 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 9)



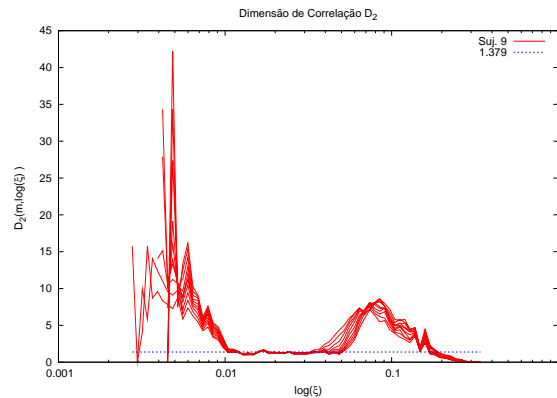
(a) Integral de Correlação C_2



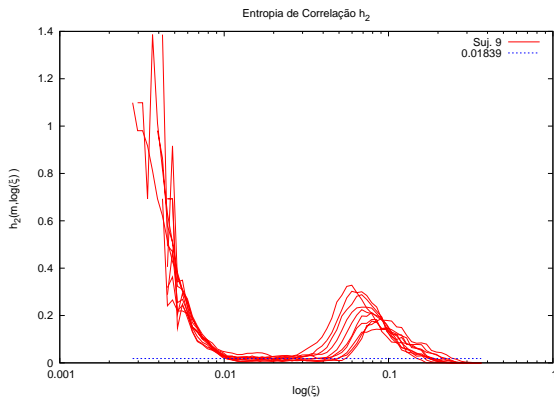
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



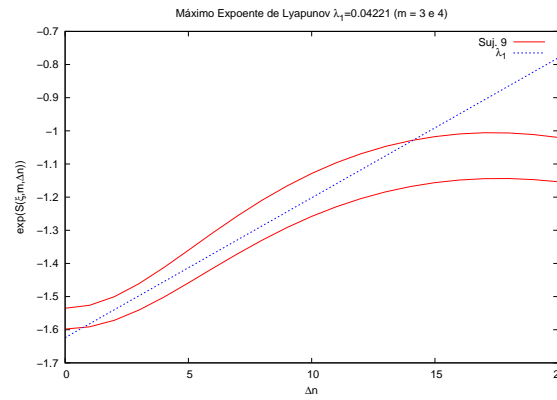
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.22: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 9)

8.4.19 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 10)

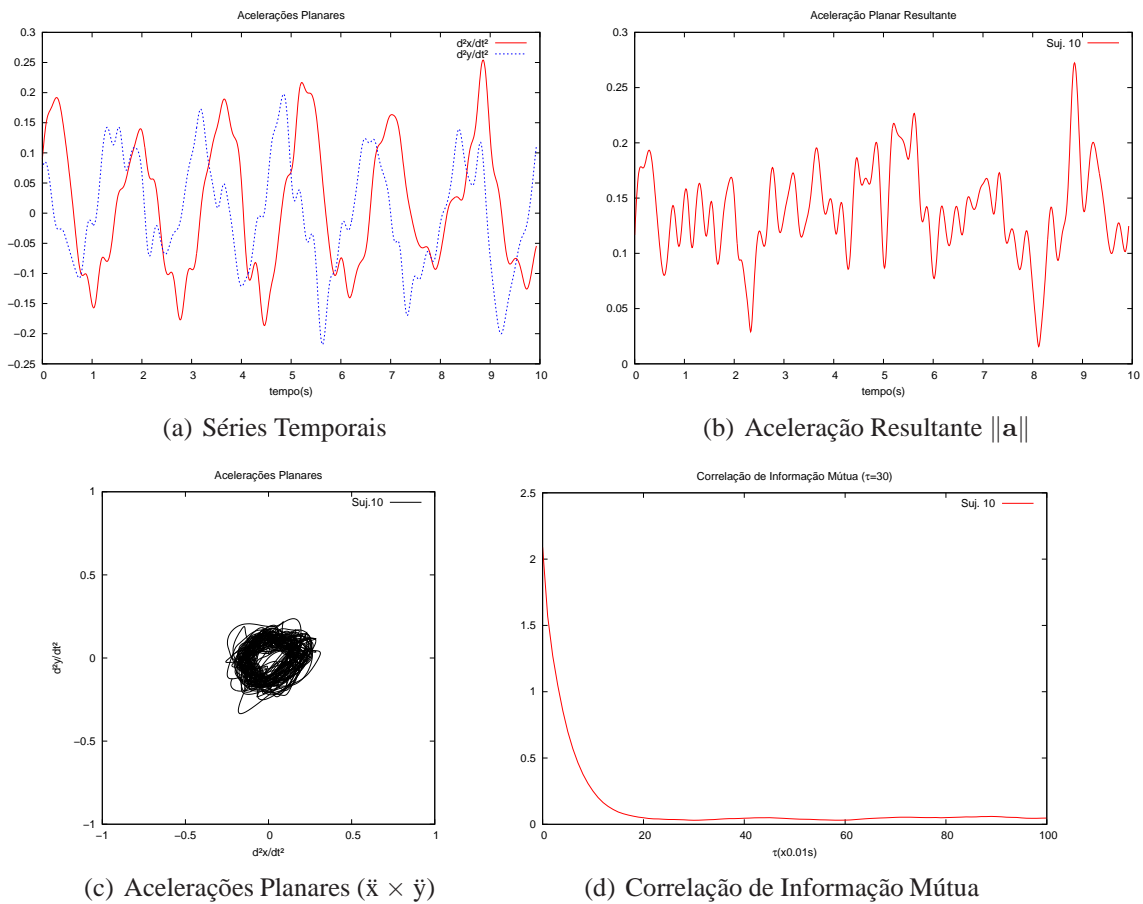
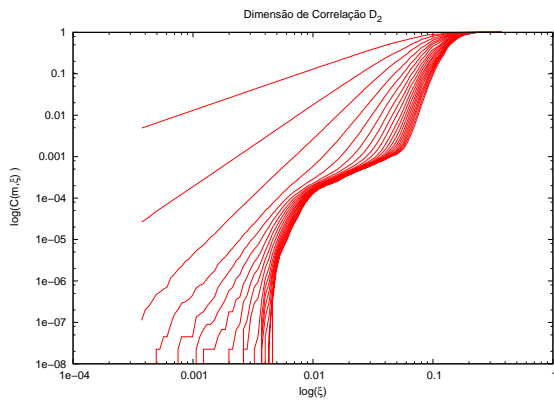
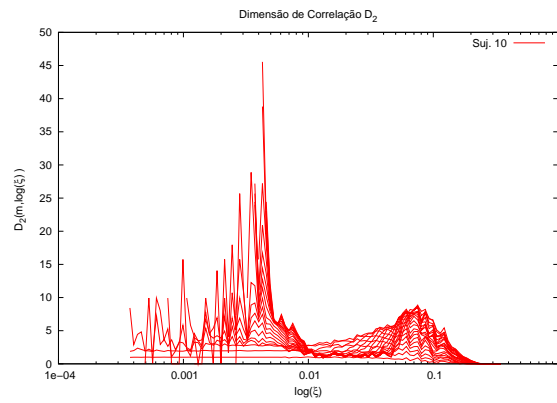


FIG. 8.23: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 10)

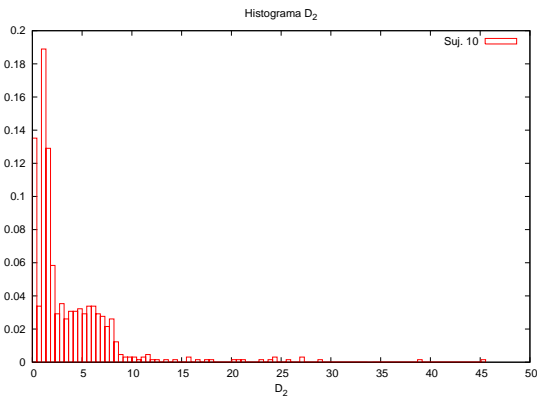
8.4.20 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 10)



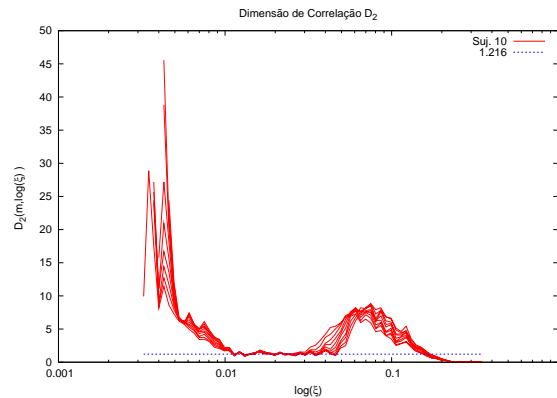
(a) Integral de Correlação C_2



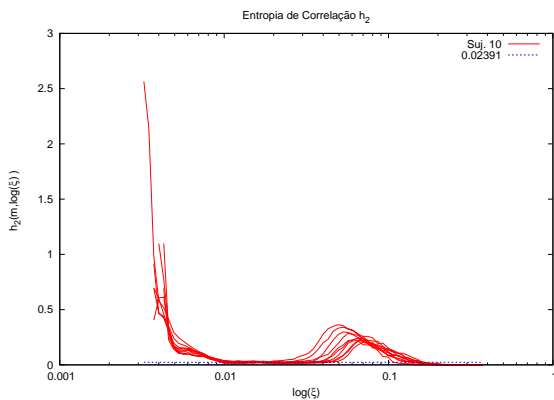
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



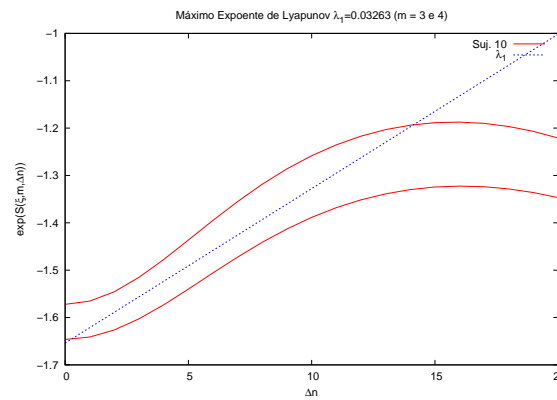
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.24: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 10)

8.4.21 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 11)

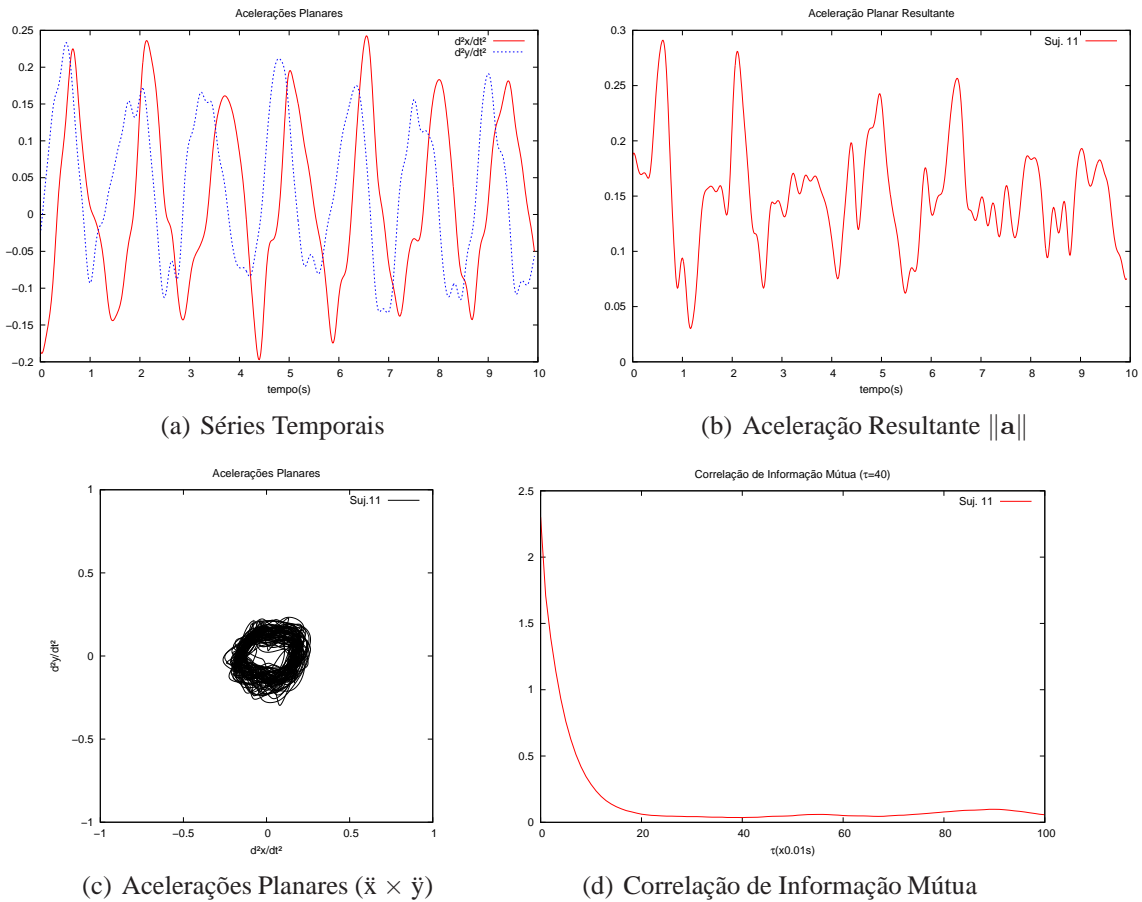
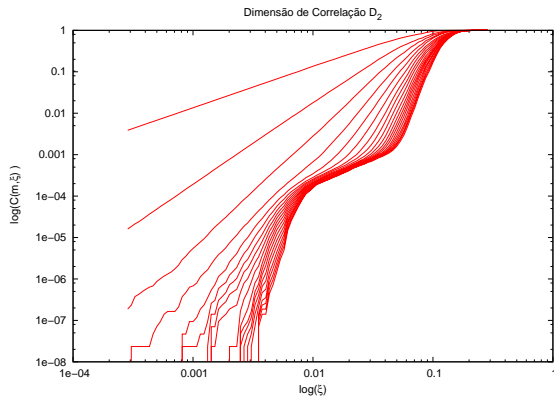
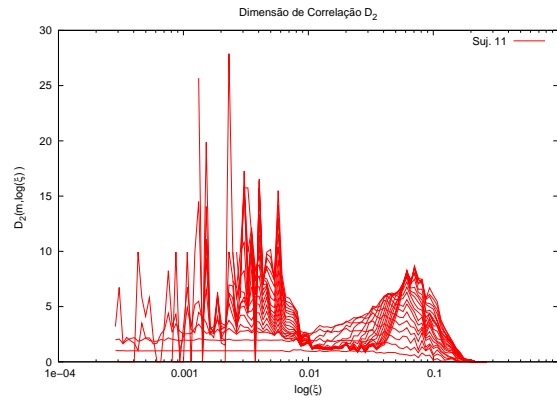


FIG. 8.25: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 11)

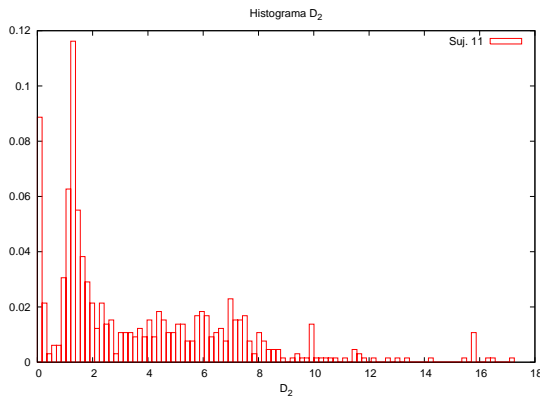
8.4.22 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 11)



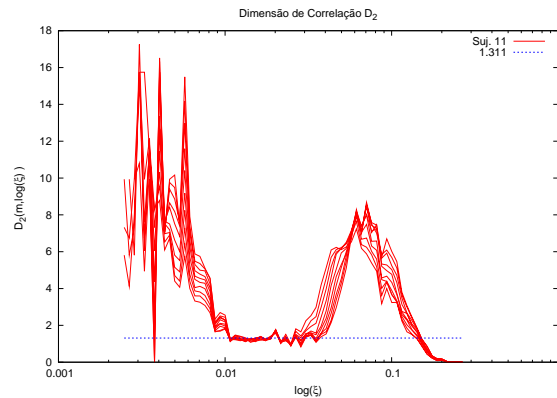
(a) Integral de Correlação C_2



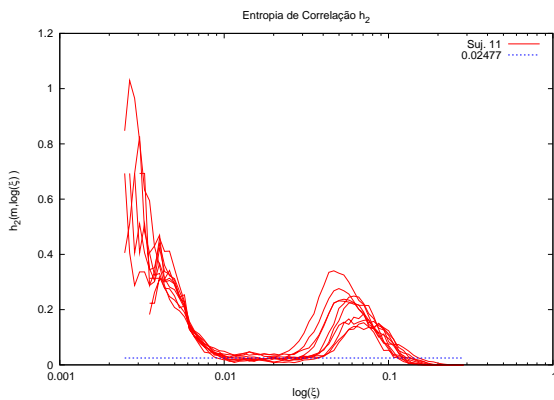
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



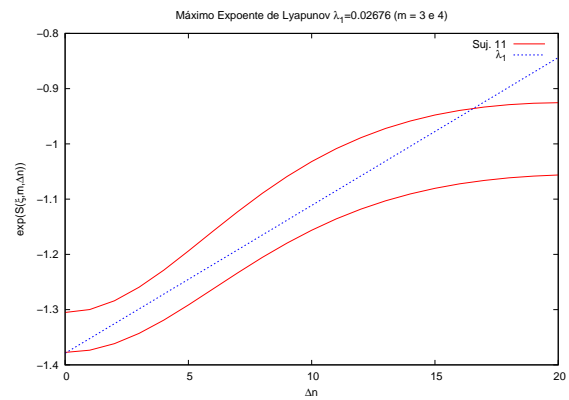
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.26: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 11)

8.4.23 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 12)

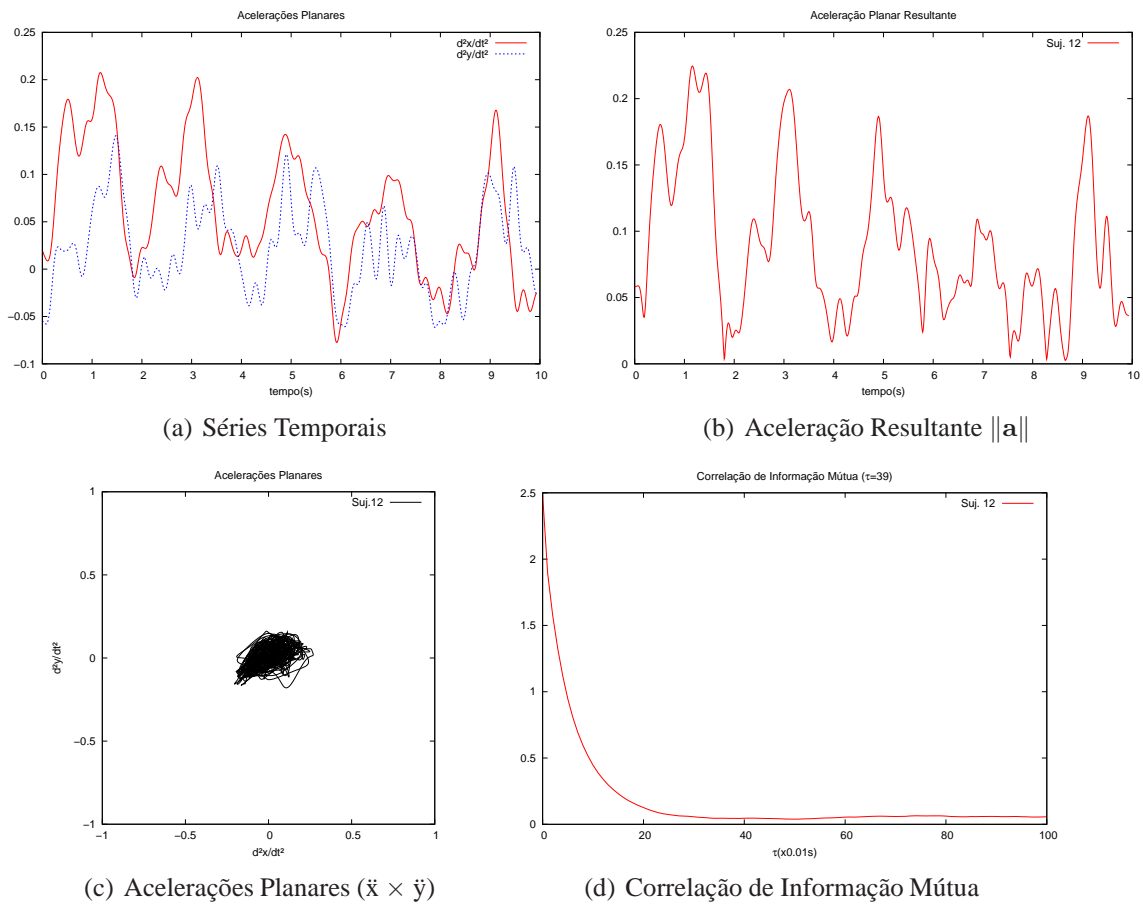
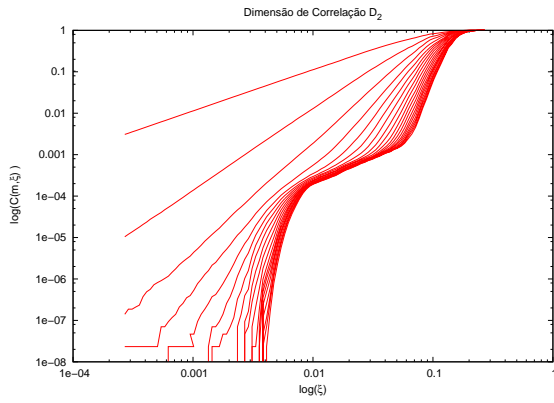
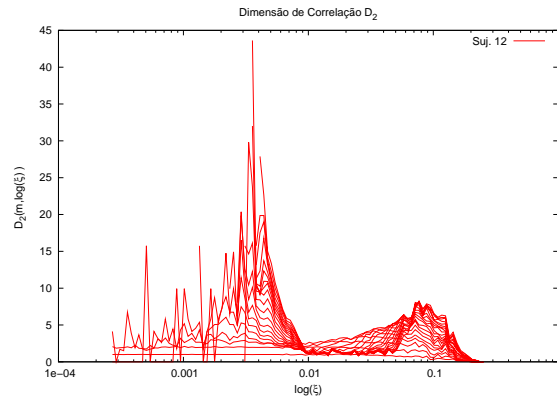


FIG. 8.27: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 12)

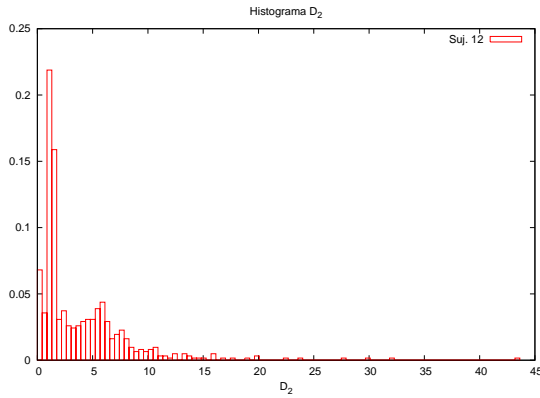
8.4.24 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 12)



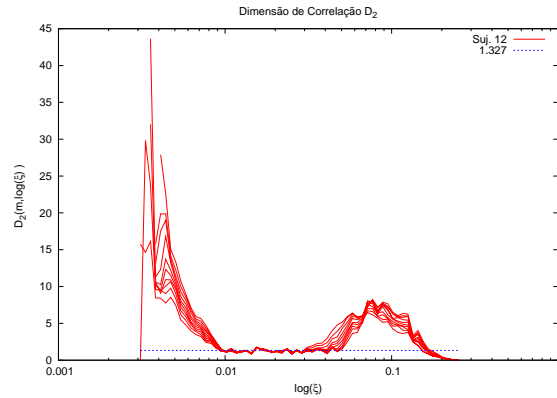
(a) Integral de Correlação C_2



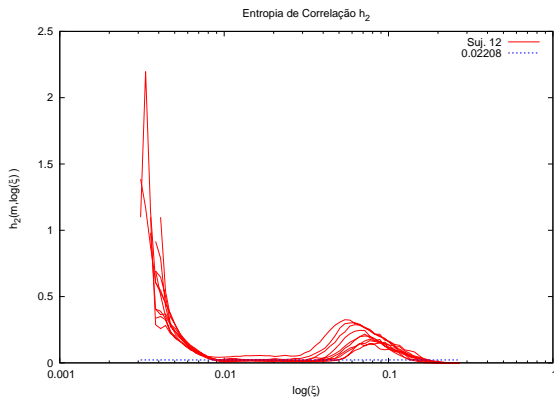
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



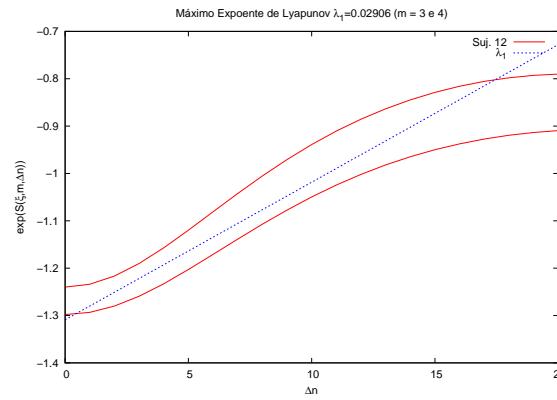
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.28: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 12)

8.4.25 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 13)

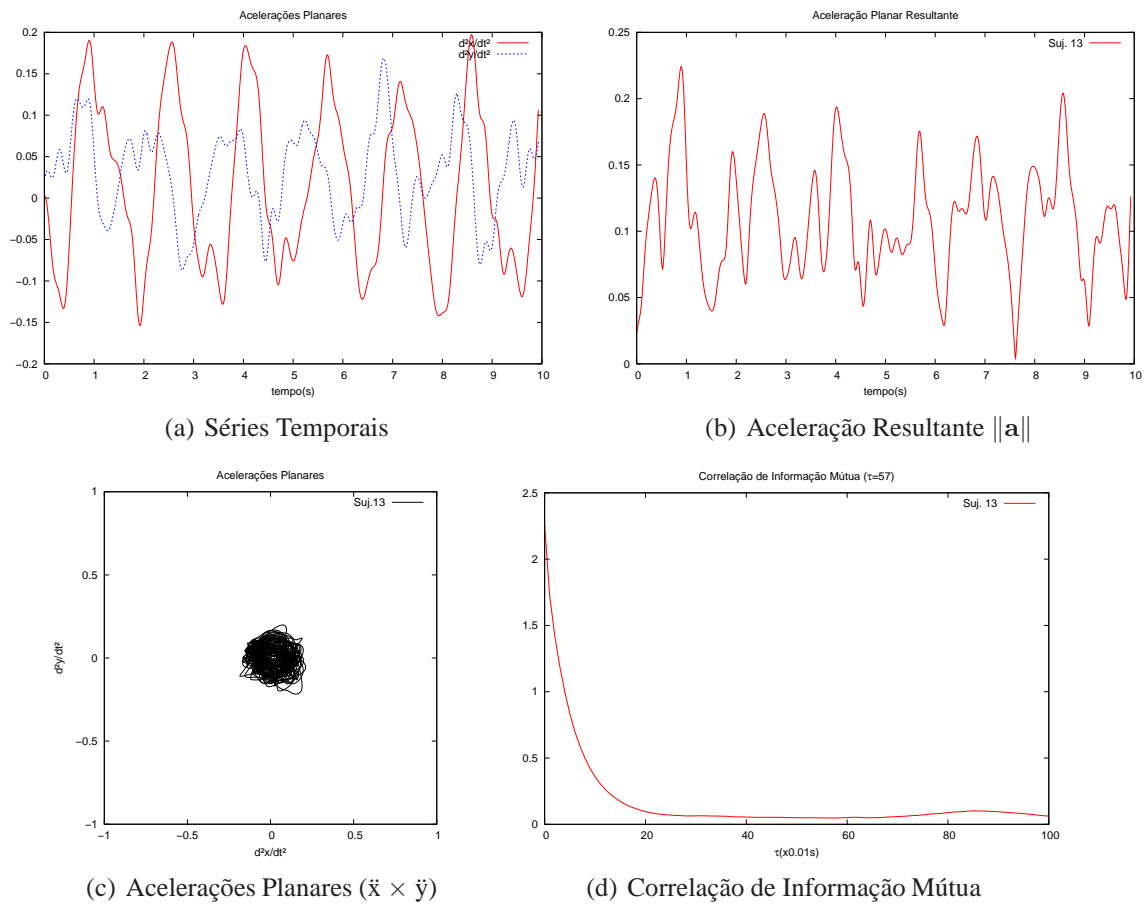
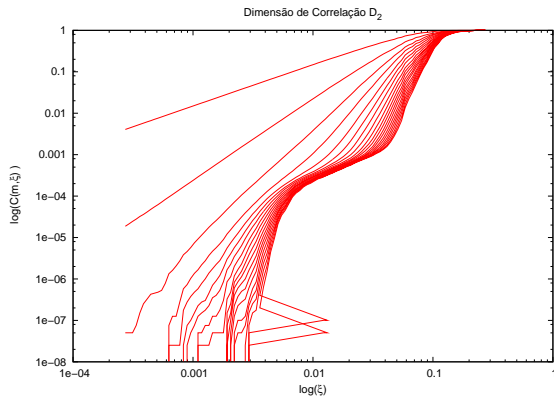
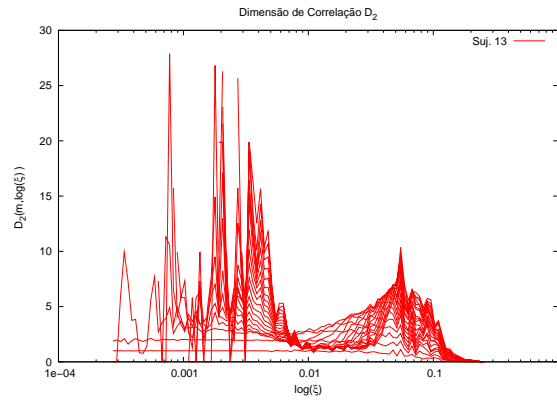


FIG. 8.29: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 13)

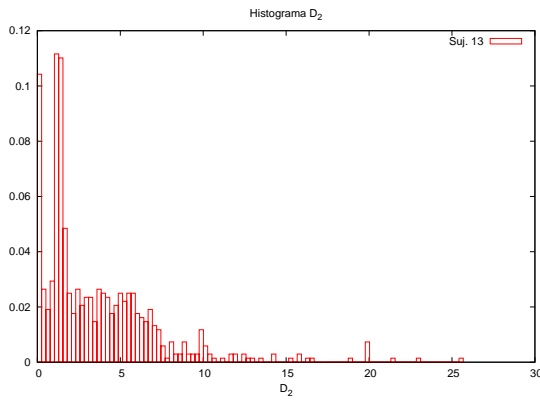
8.4.26 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 13)



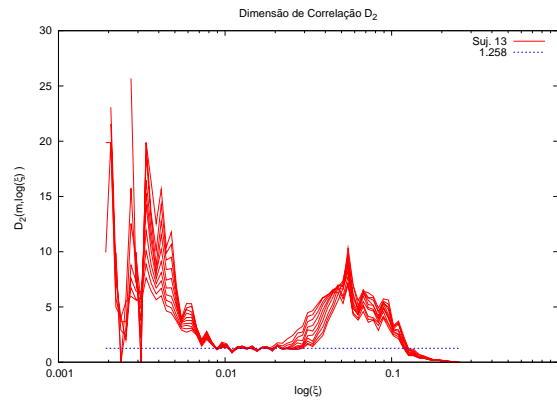
(a) Integral de Correlação C_2



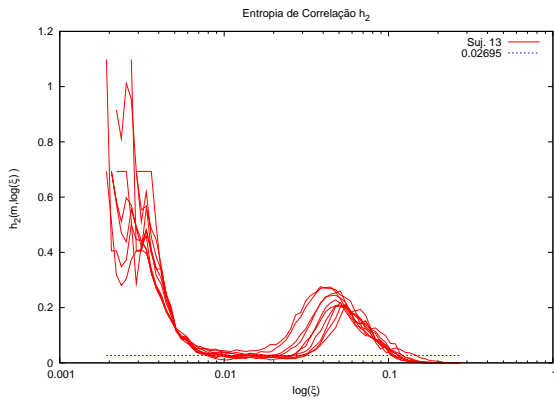
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



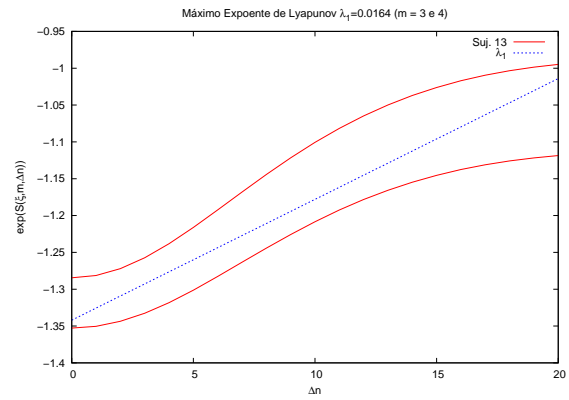
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.30: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 13)

8.4.27 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 14)

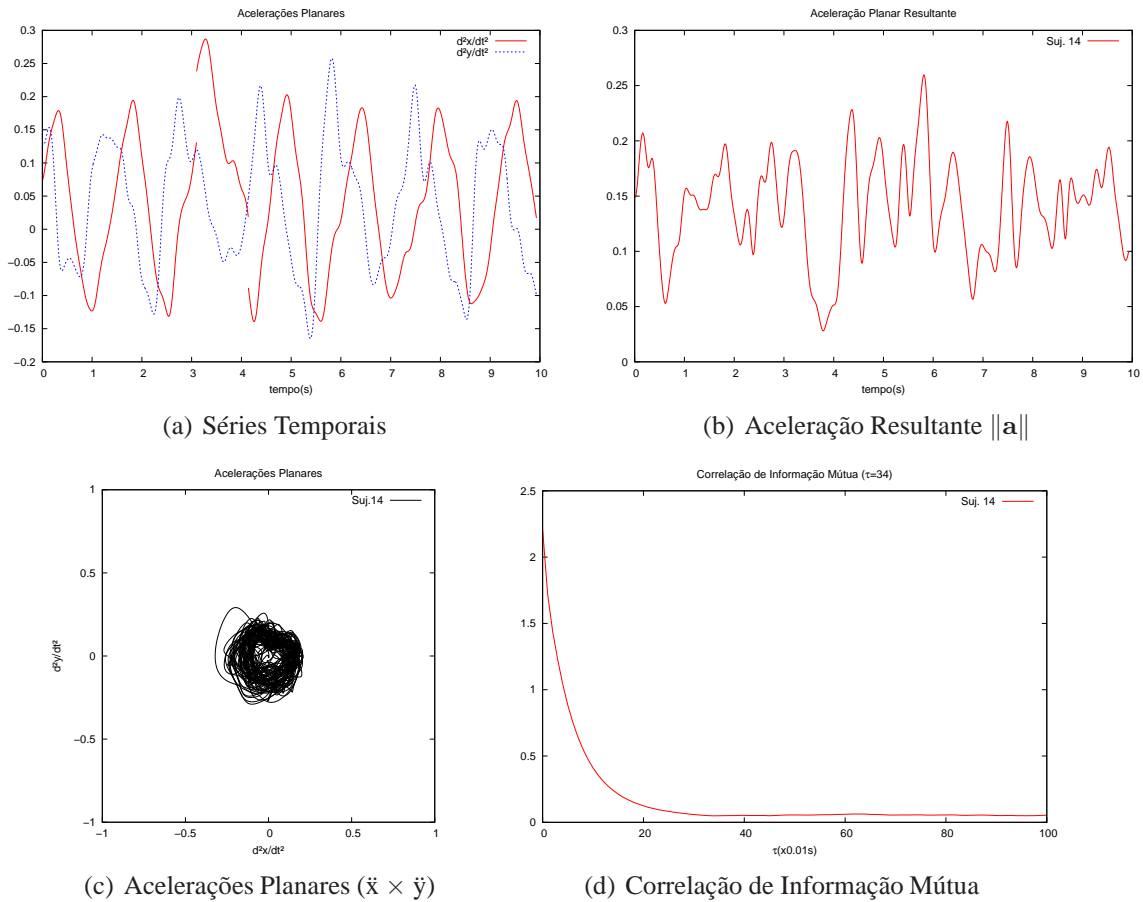
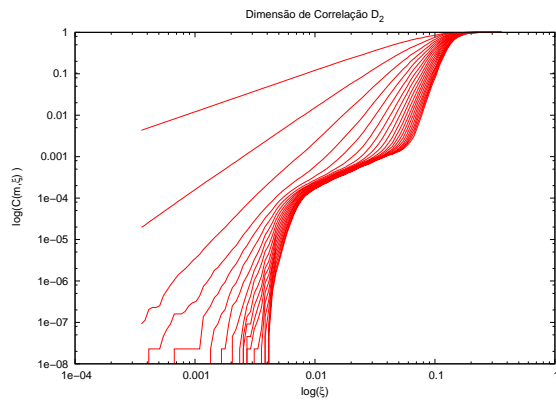
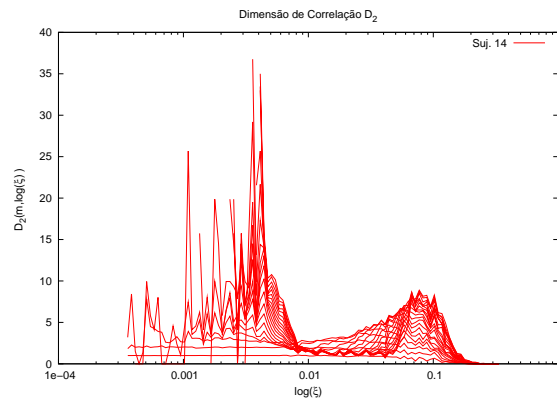


FIG. 8.31: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 14)

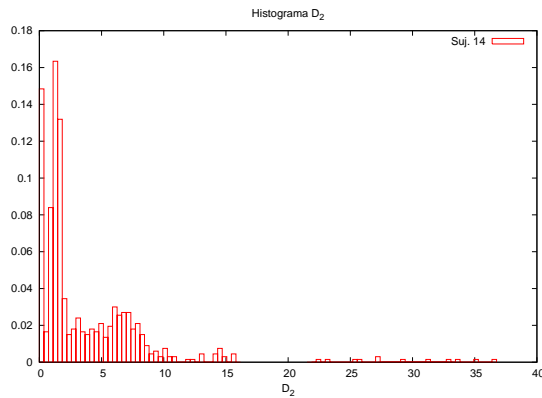
8.4.28 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 14)



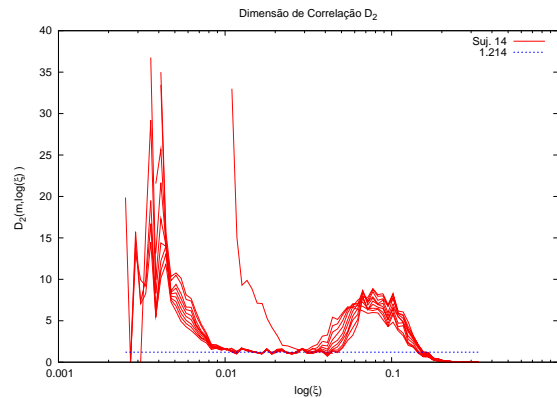
(a) Integral de Correlação C_2



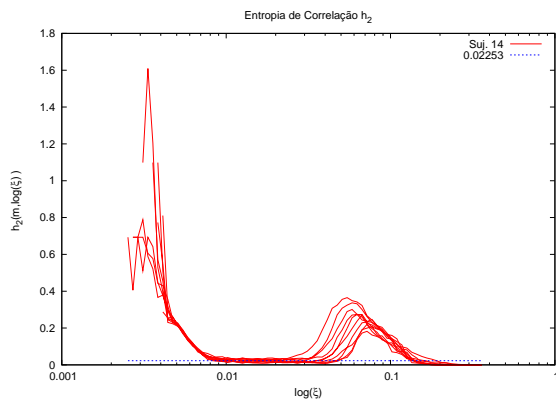
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



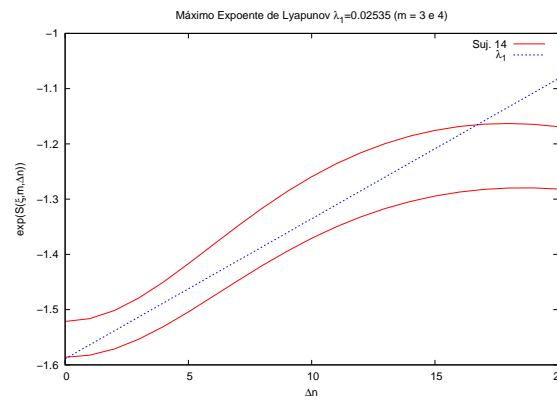
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.32: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 14)

8.4.29 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 15)

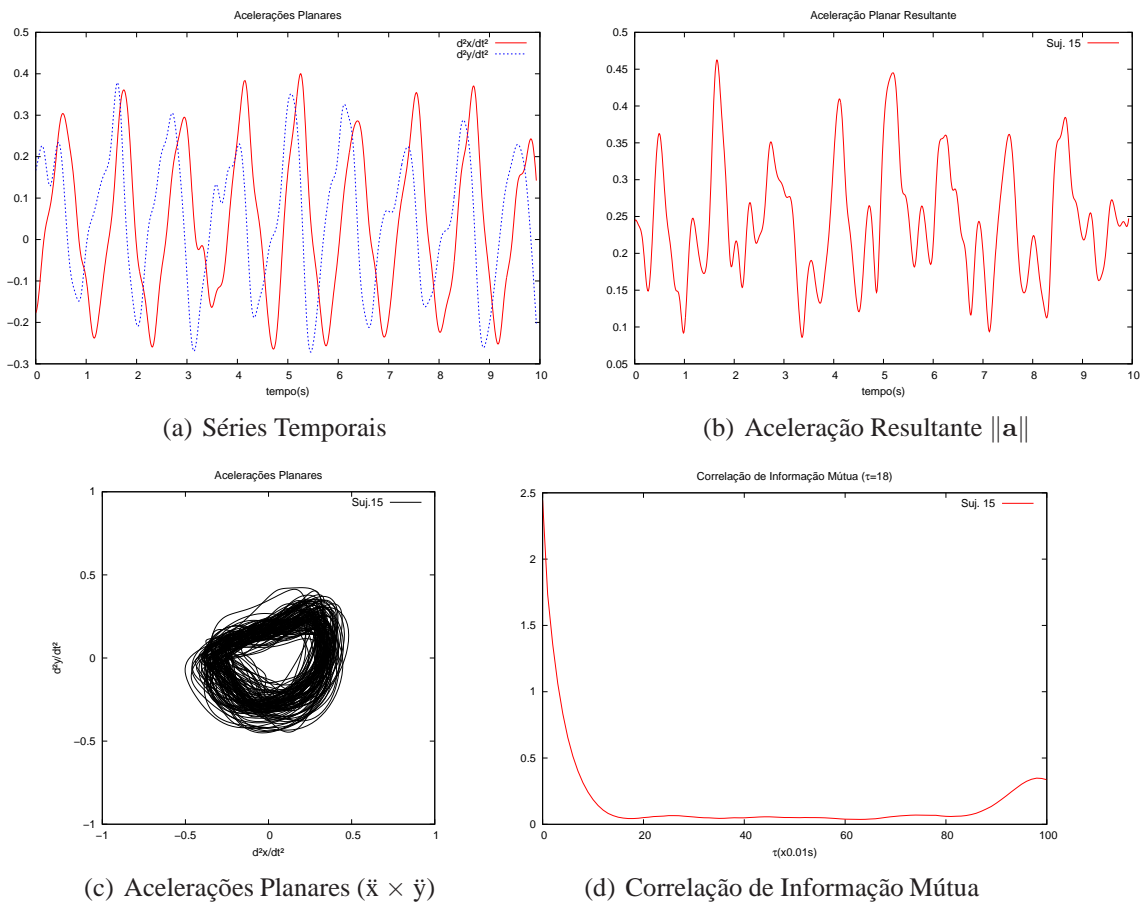
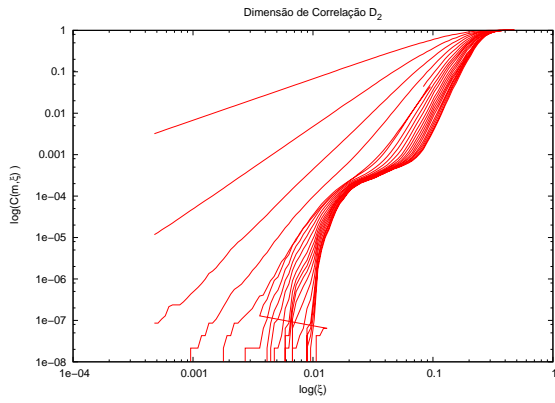
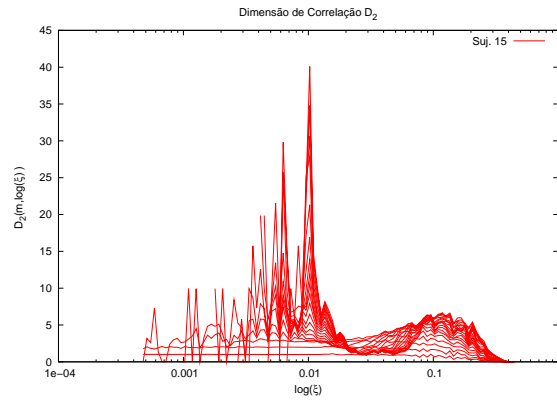


FIG. 8.33: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 15)

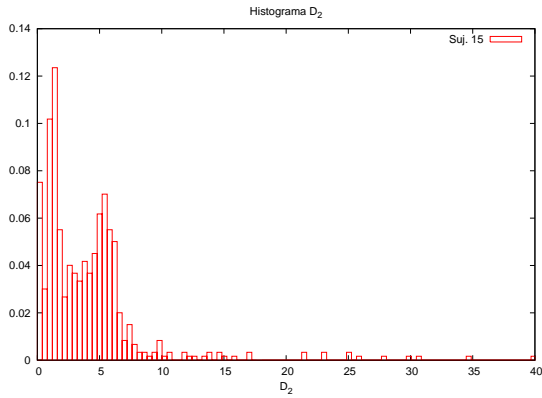
8.4.30 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 15)



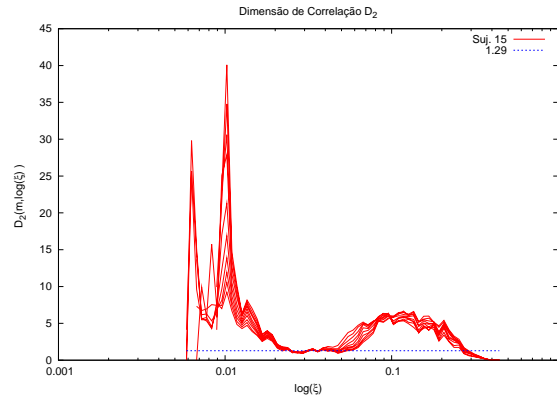
(a) Integral de Correlação C_2



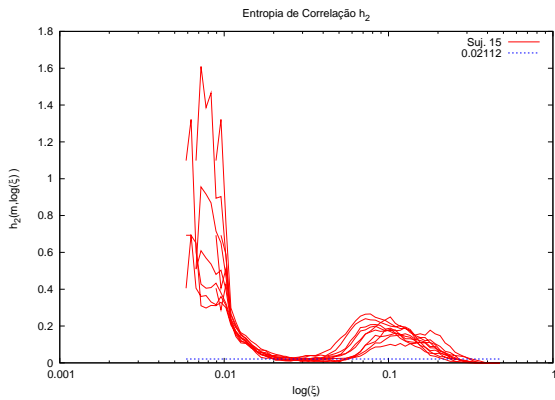
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



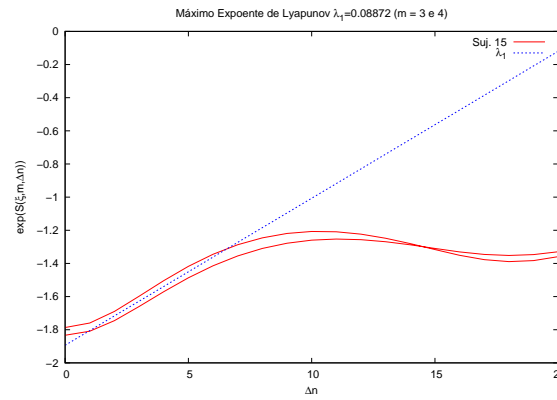
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.34: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 15)

8.4.31 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 16)

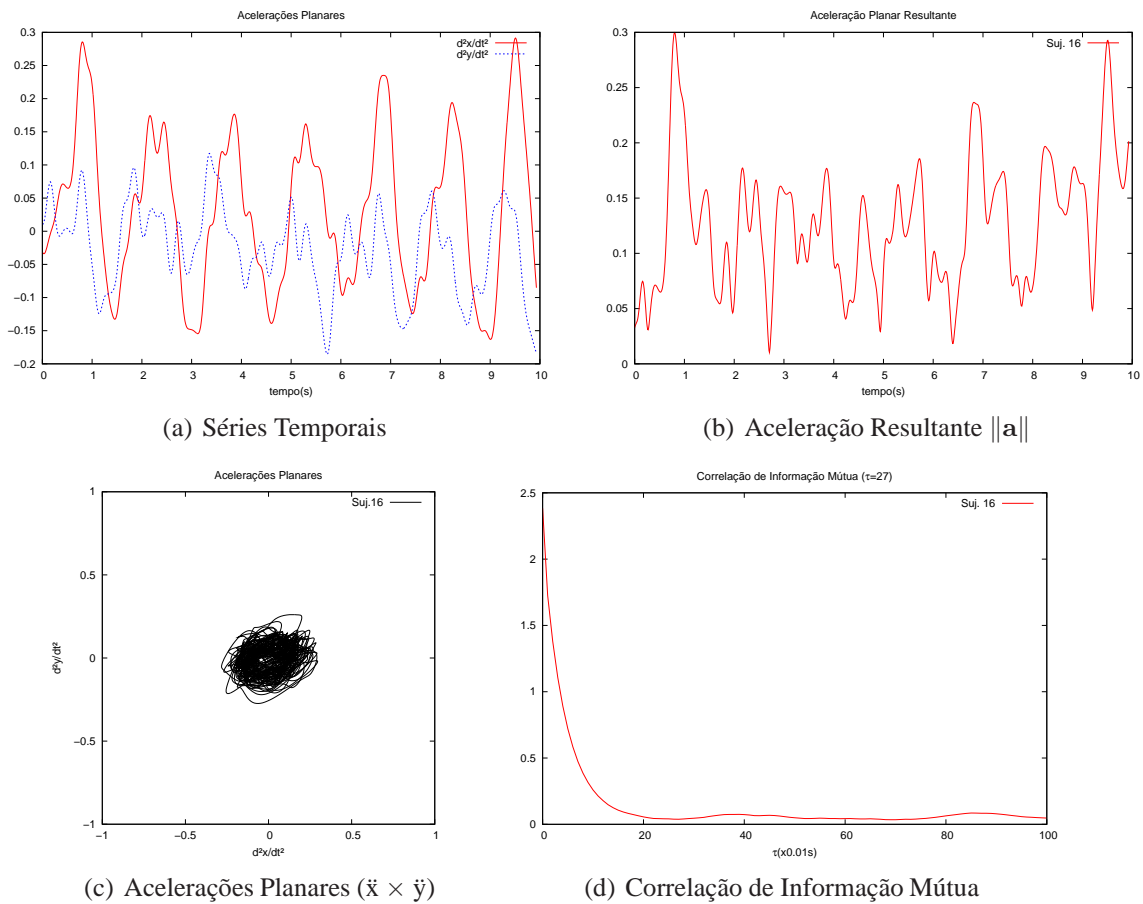
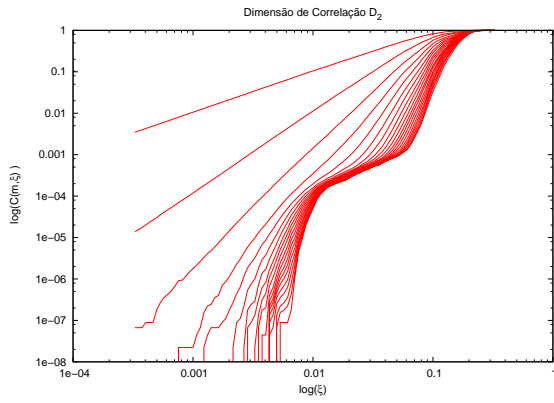
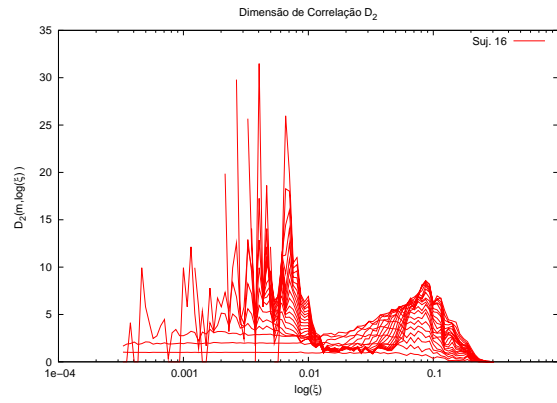


FIG. 8.35: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 16)

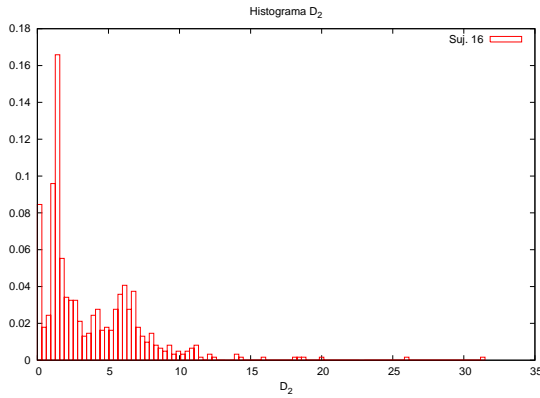
8.4.32 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 16)



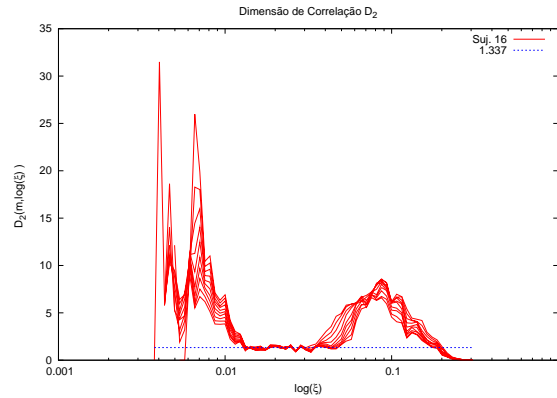
(a) Integral de Correlação C_2



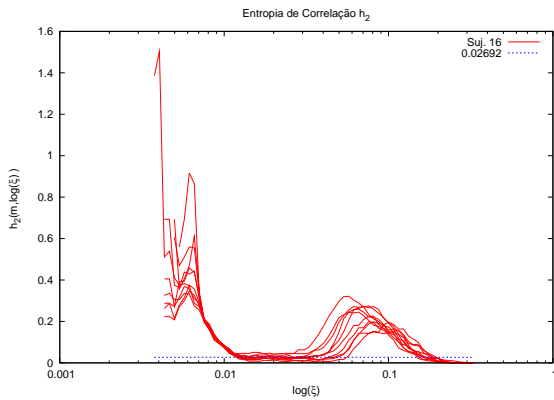
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



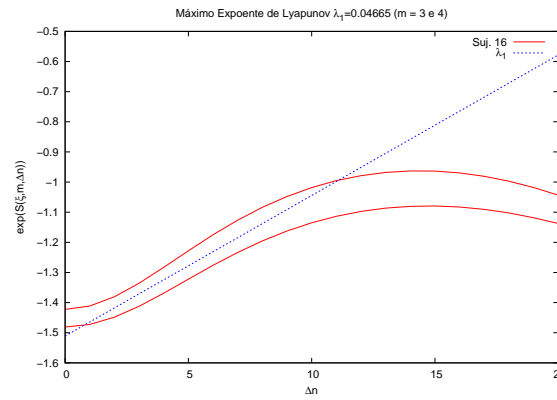
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.36: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 16)

8.4.33 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 17)

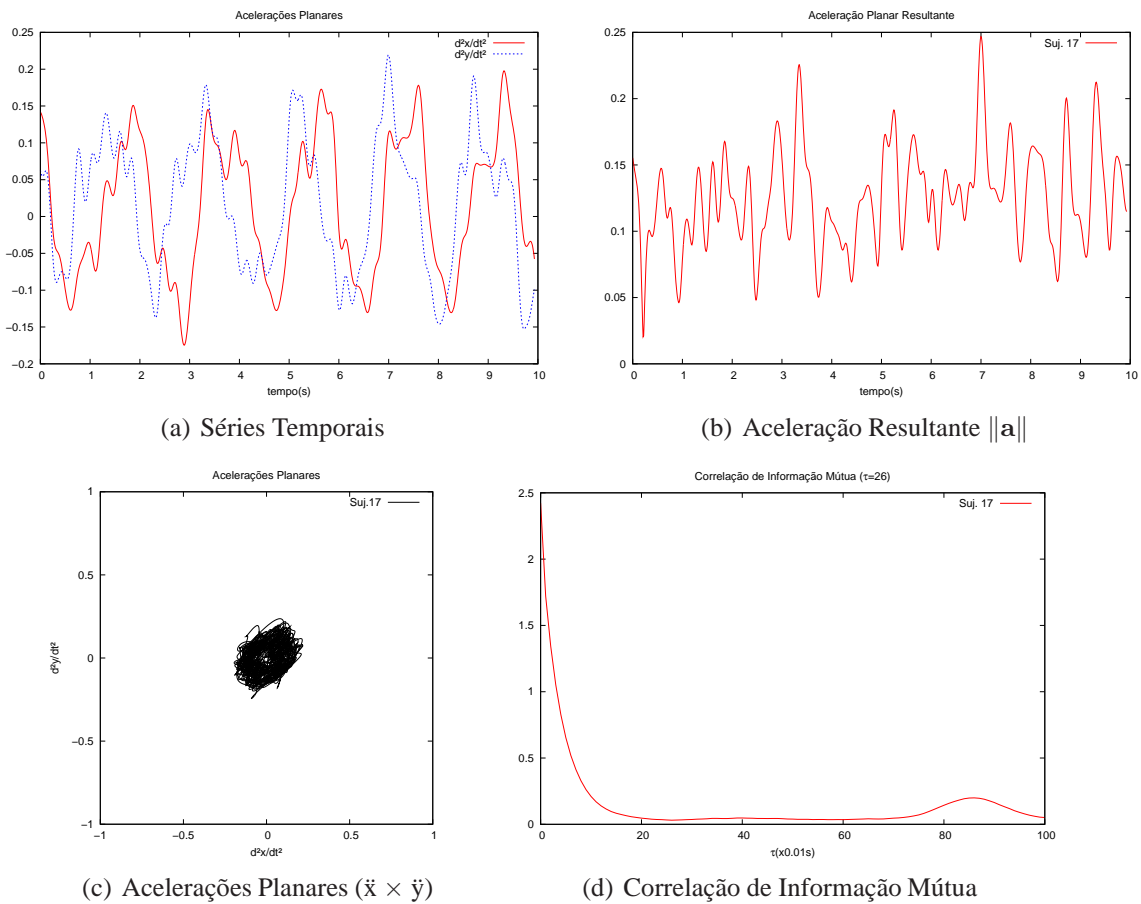
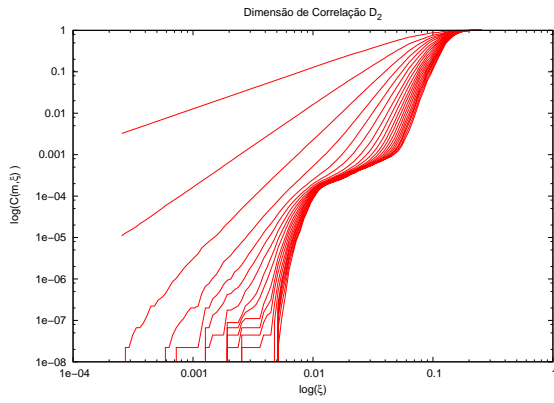
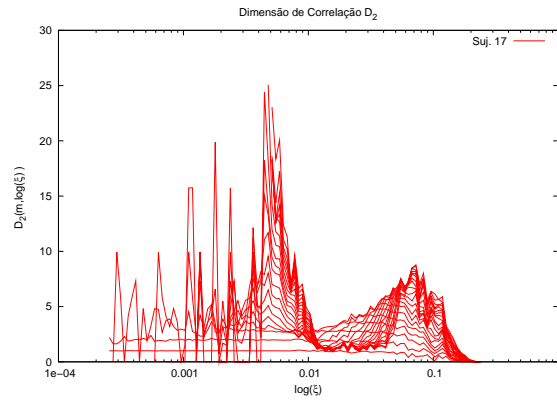


FIG. 8.37: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 17)

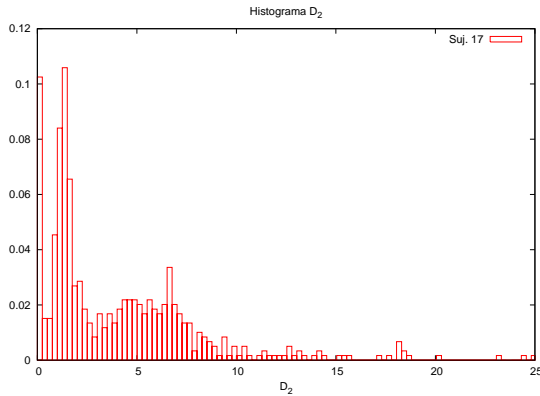
8.4.34 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 17)



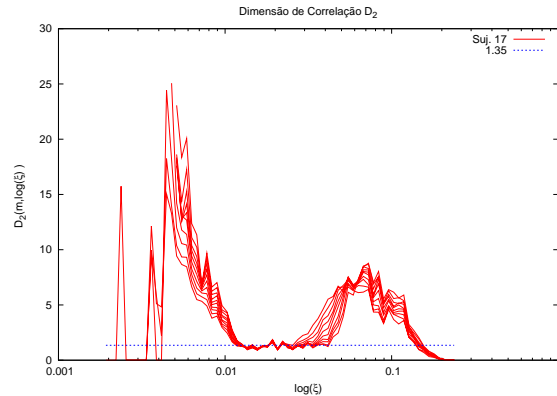
(a) Integral de Correlação C_2



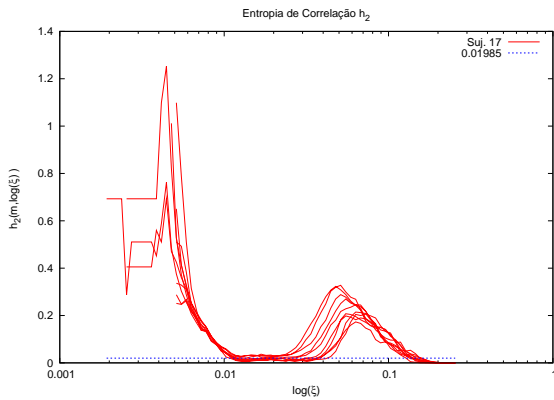
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



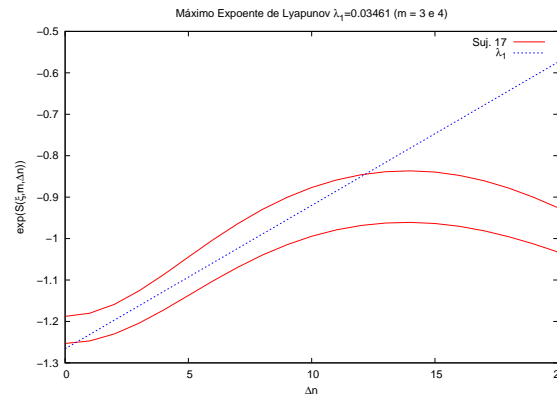
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.38: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 17)

8.4.35 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 18)

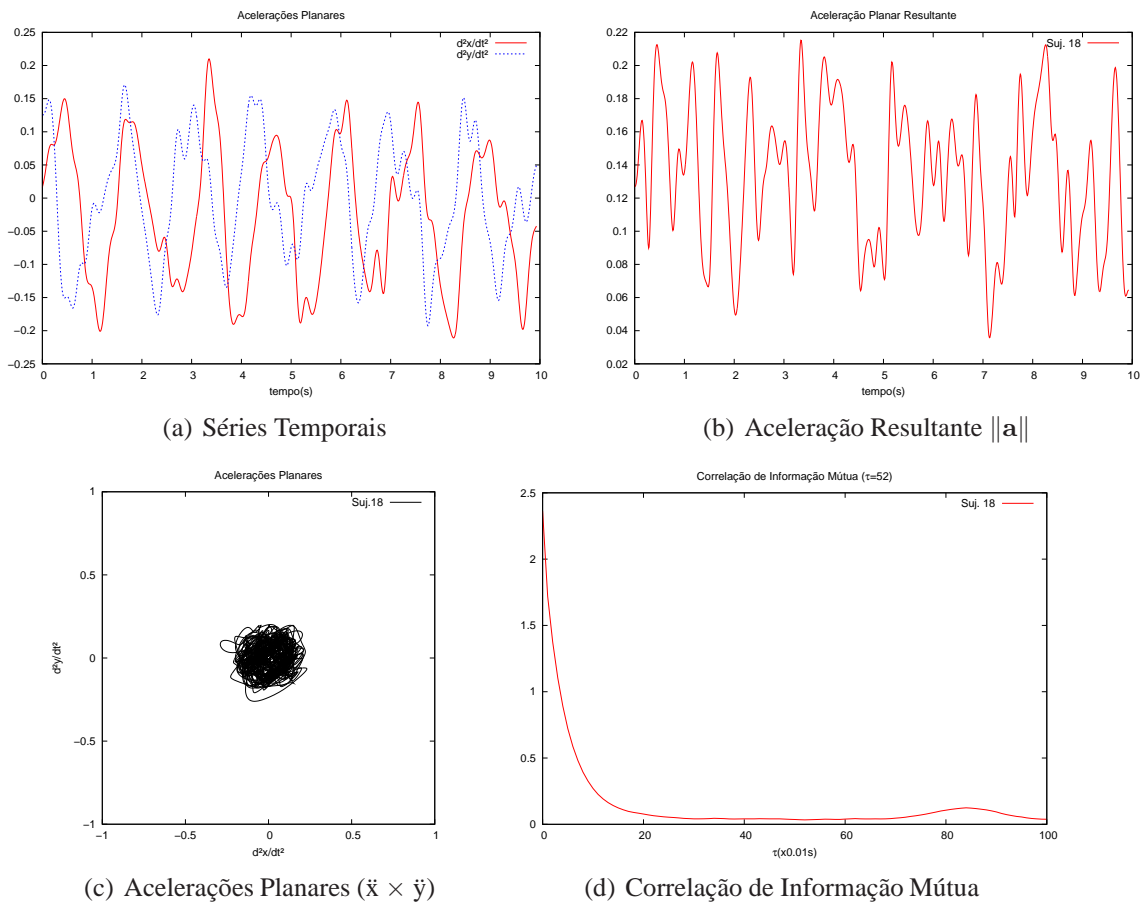
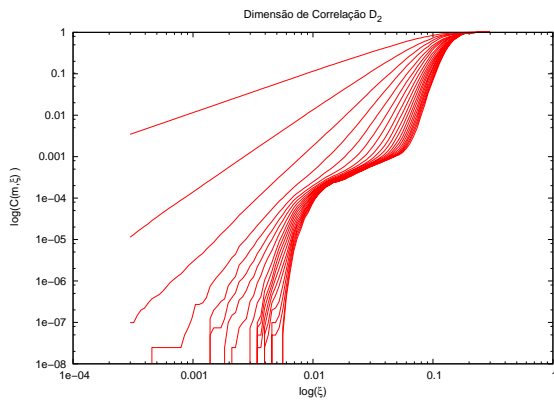
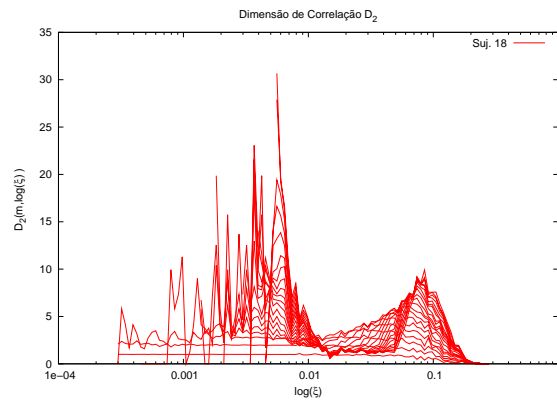


FIG. 8.39: Resultados e Análises (Movimento Planar Circular - Indivíduo 18)

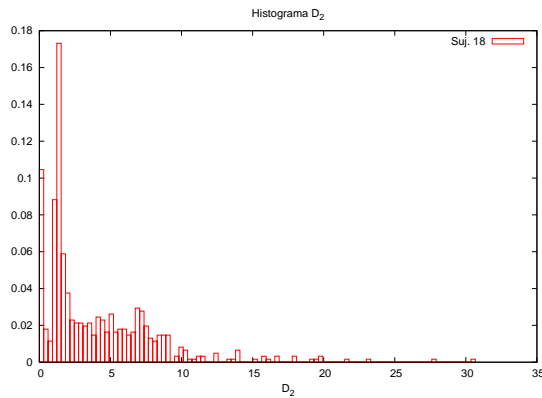
8.4.36 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 18)



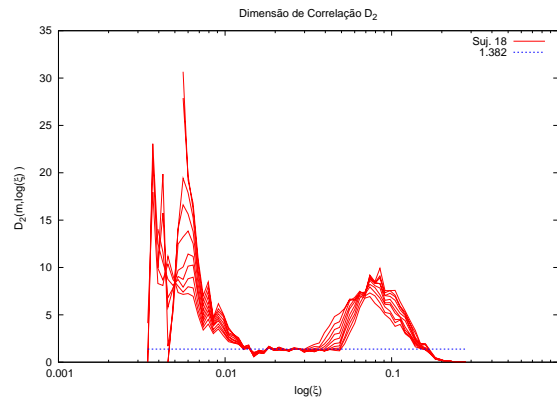
(a) Integral de Correlação C_2



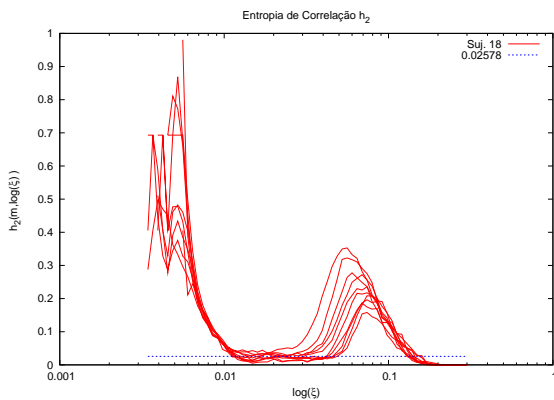
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



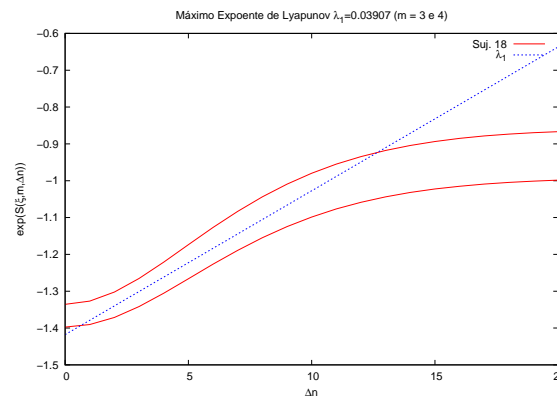
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.40: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Circular - Indivíduo 18)

8.4.37 DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA E ESTIMAÇÃO DA BRADICINESIA POR MEIO DO CENTRÓIDE ESPECTRAL

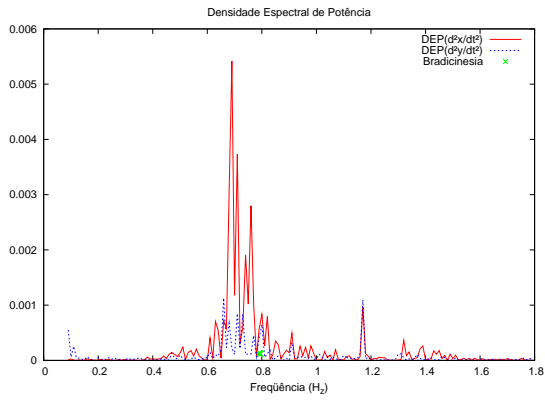


FIG. 8.41: MPC - Indivíduo 1

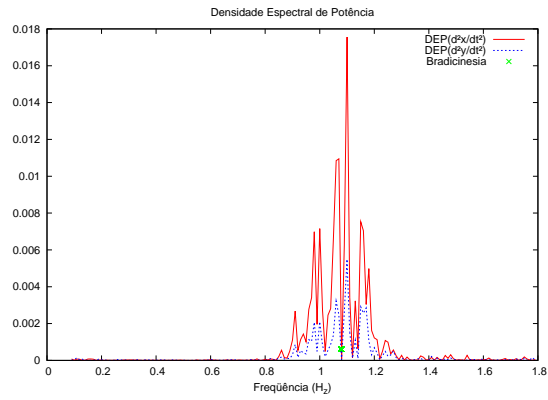


FIG. 8.42: MPC - Indivíduo 2

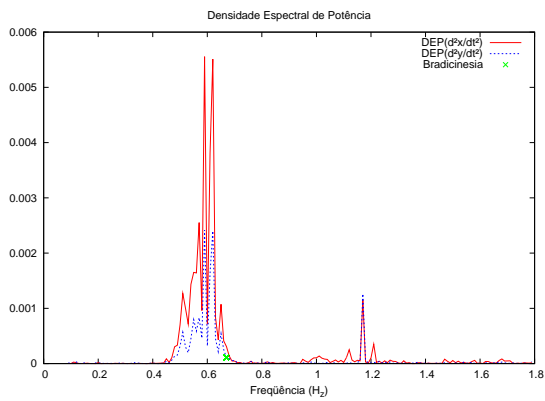


FIG. 8.43: MPC - Indivíduo 3

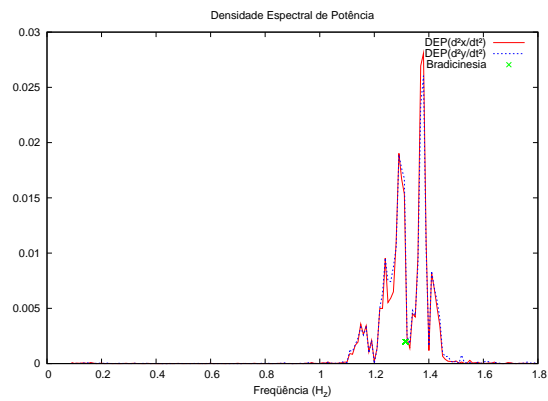


FIG. 8.44: MPC - Indivíduo 4

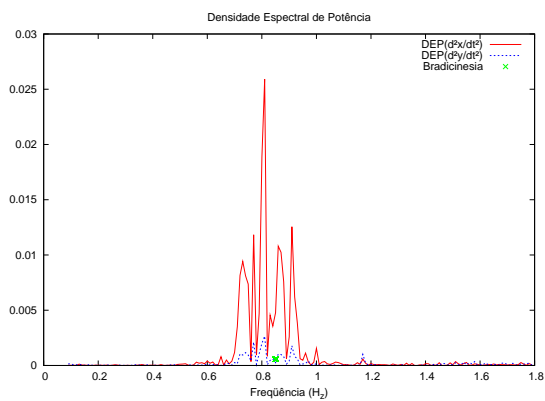


FIG. 8.45: MPC - Indivíduo 5

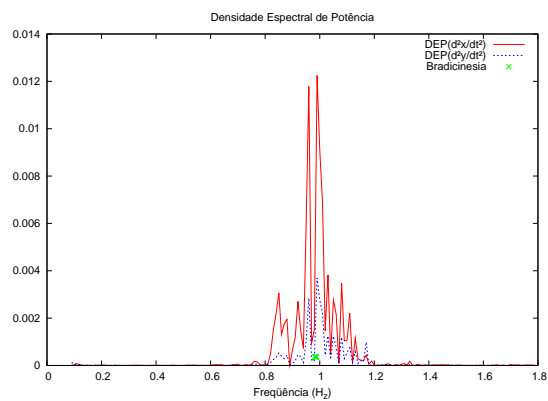


FIG. 8.46: MPC - Indivíduo 6

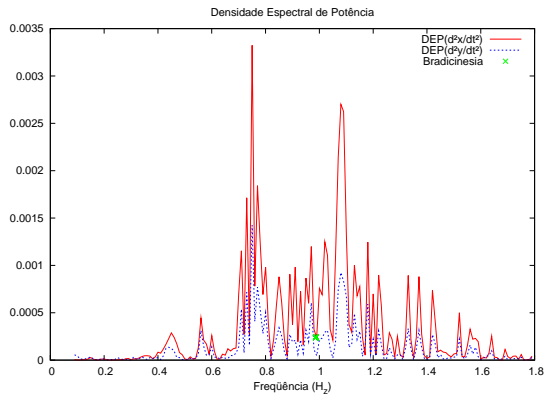


FIG. 8.47: MPC - Indivíduo 7

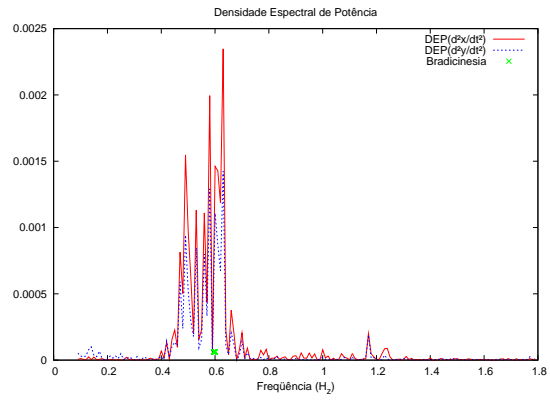


FIG. 8.48: MPC - Indivíduo 8

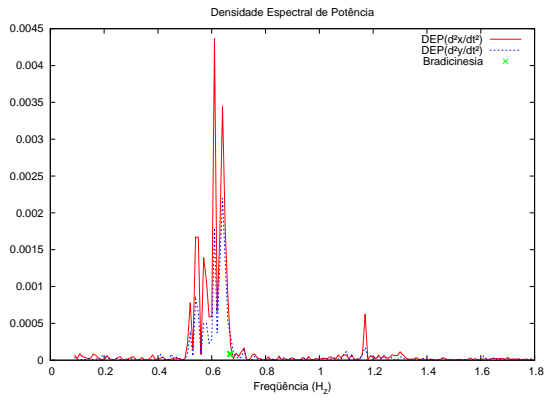


FIG. 8.49: MPC - Indivíduo 9

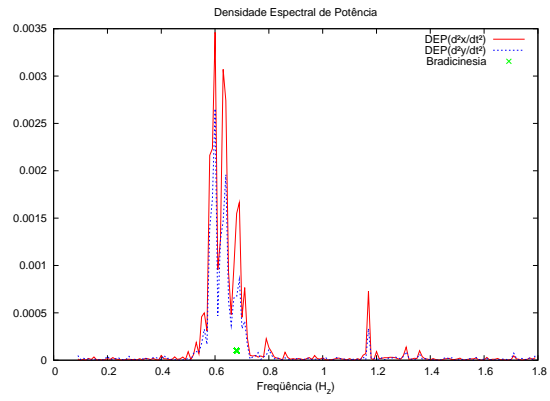


FIG. 8.50: MPC - Indivíduo 10

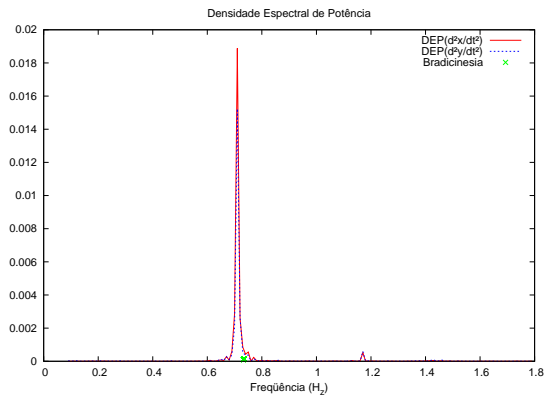


FIG. 8.51: MPC - Indivíduo 11

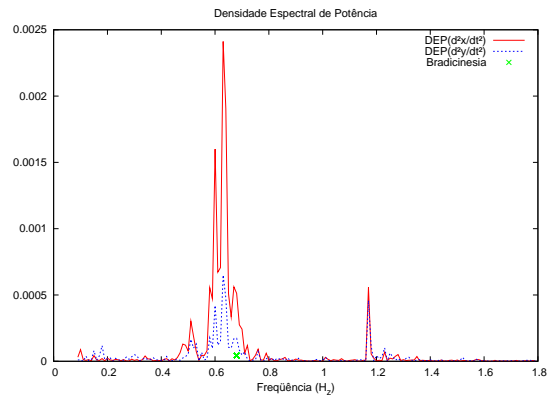


FIG. 8.52: MPC - Indivíduo 12

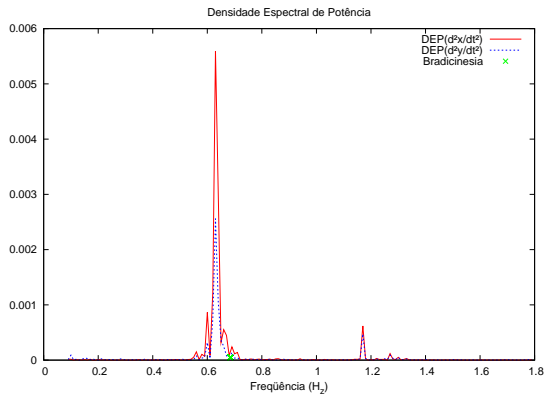


FIG. 8.53: MPC - Indivíduo 13

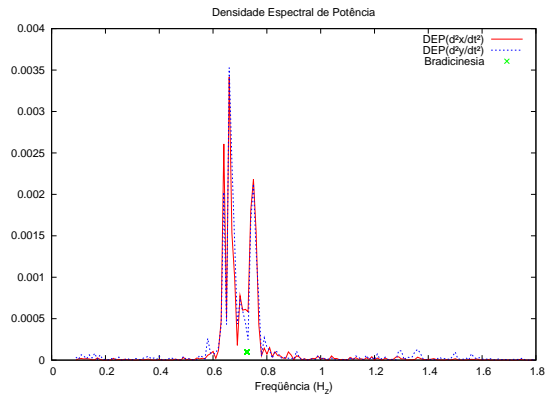


FIG. 8.54: MPC - Indivíduo 14

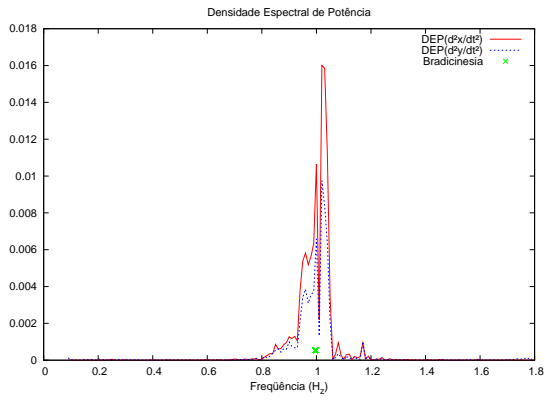


FIG. 8.55: MPC - Indivíduo 15

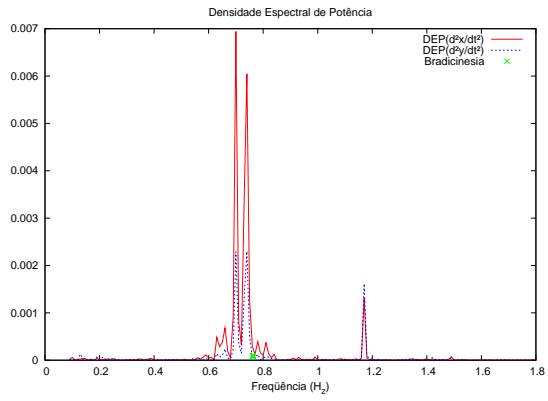


FIG. 8.56: MPC - Indivíduo 16

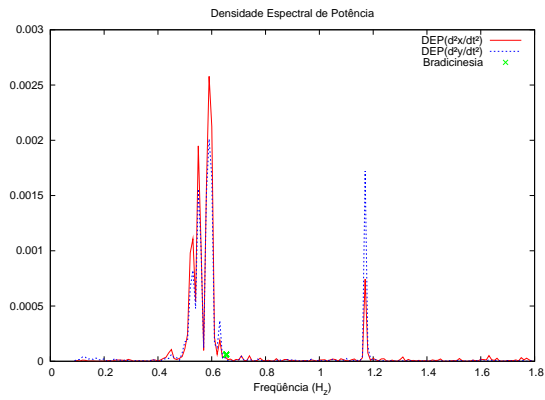


FIG. 8.57: MPC - Indivíduo 17

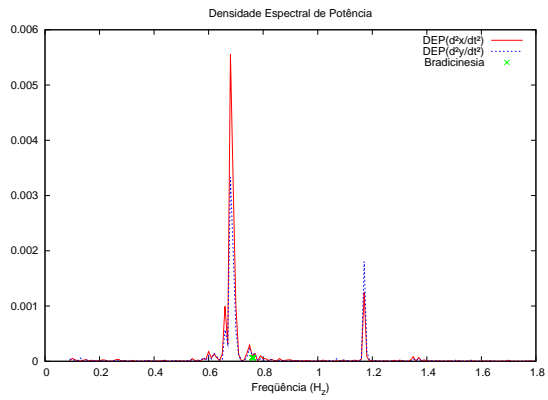


FIG. 8.58: MPC - Indivíduo 18

8.5 RESULTADOS E ANÁLISES (MOVIMENTO PLANAR LINEAR)

8.5.1 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 1)

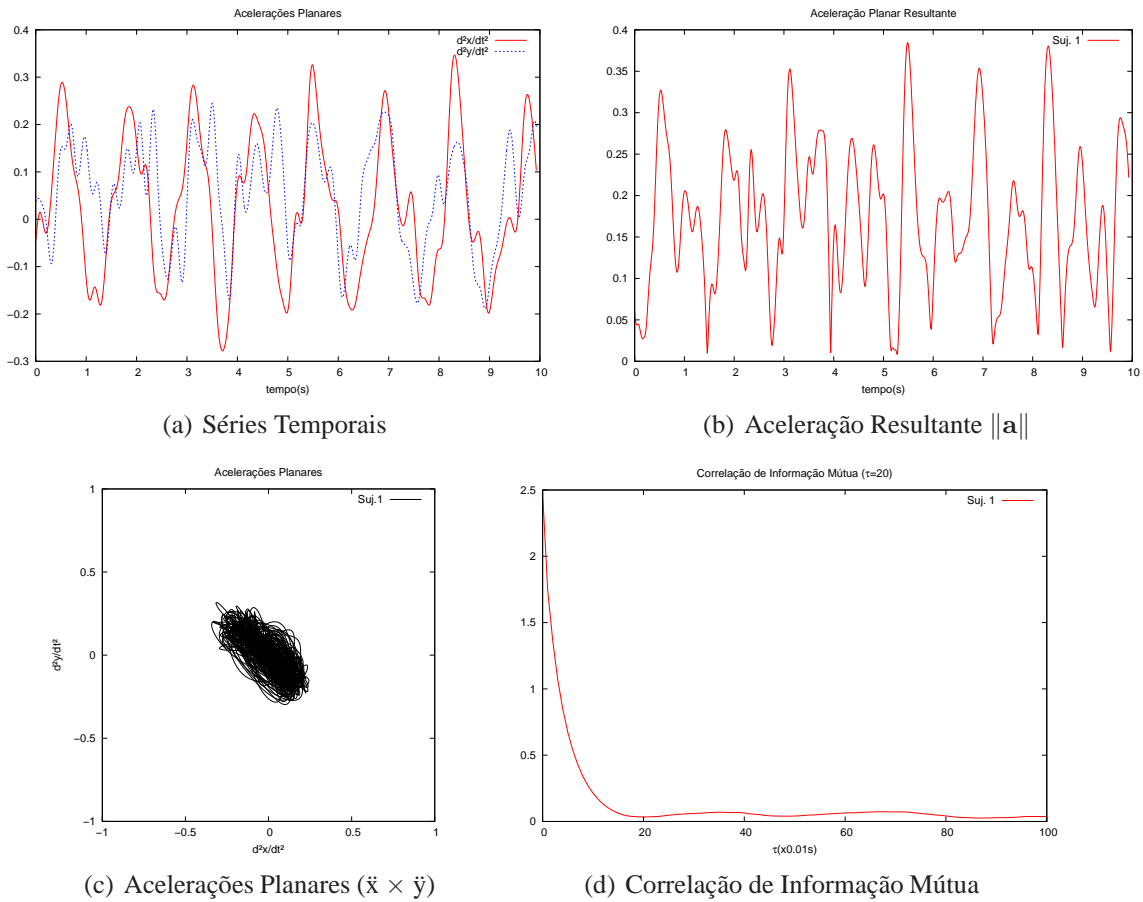
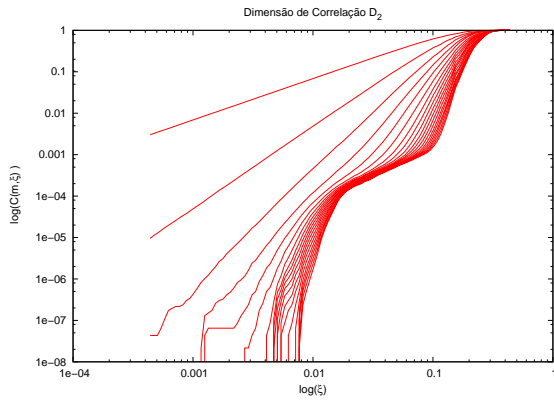
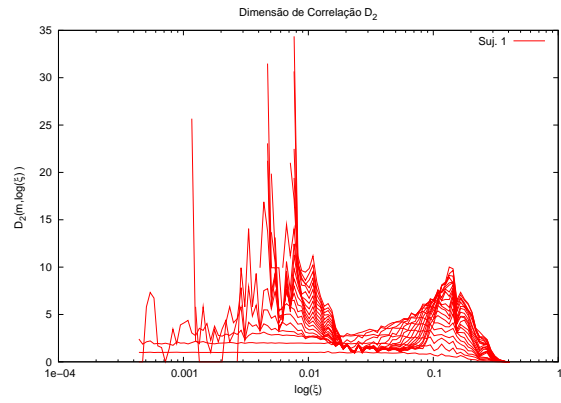


FIG. 8.59: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 1)

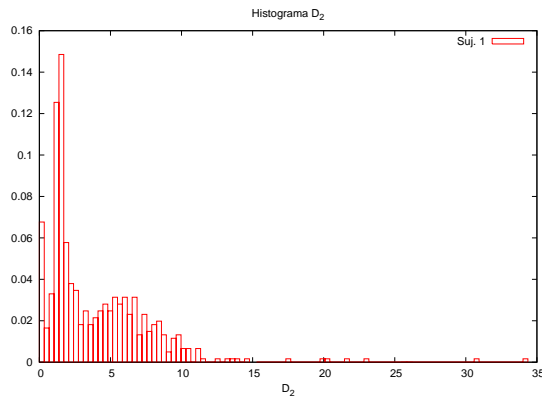
8.5.2 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 1)



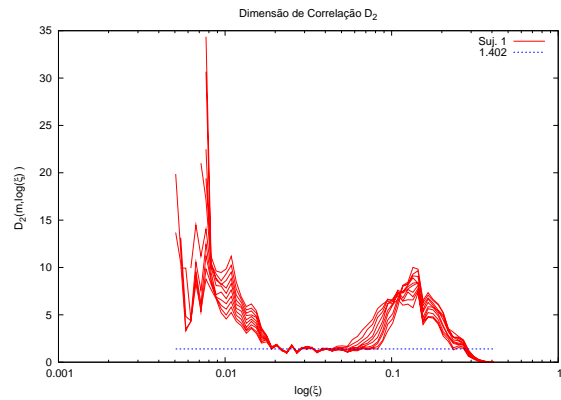
(a) Integral de Correlação C_2



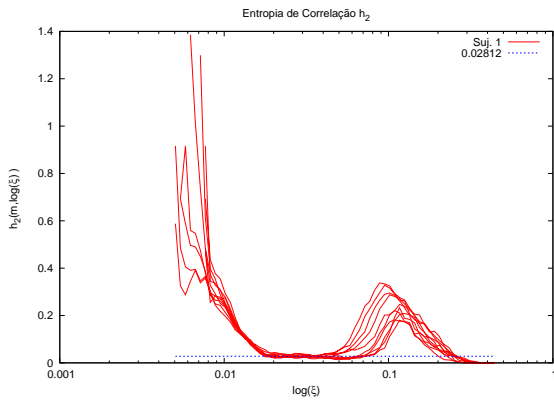
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



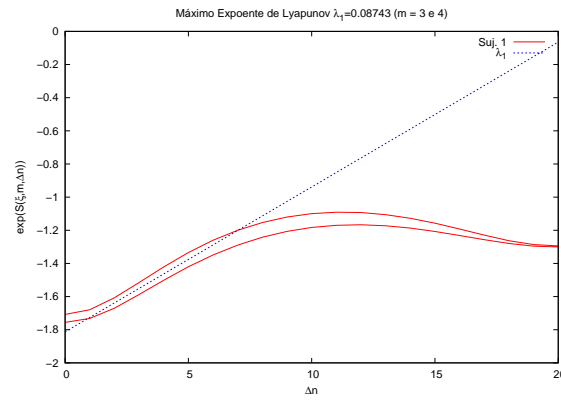
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.60: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 1)

8.5.3 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 2)

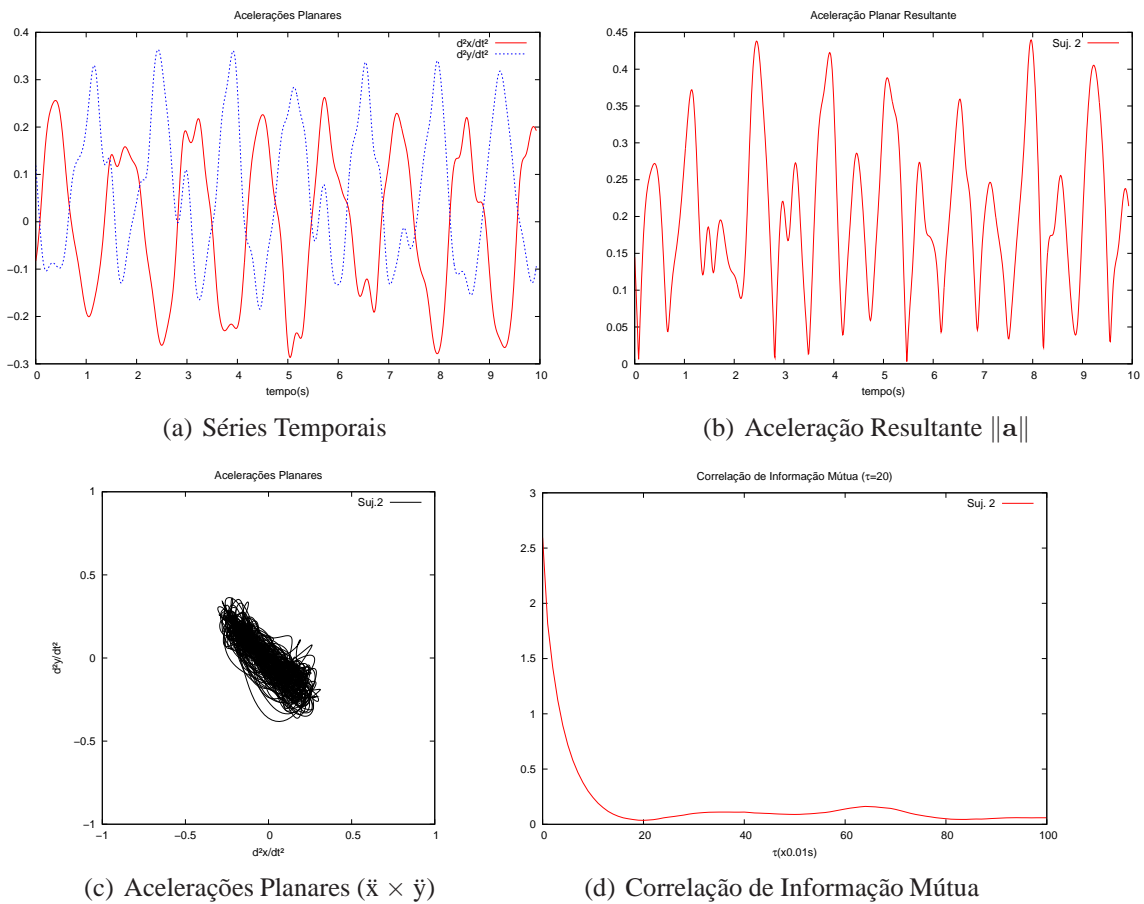


FIG. 8.61: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 2)

8.5.4 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 2)

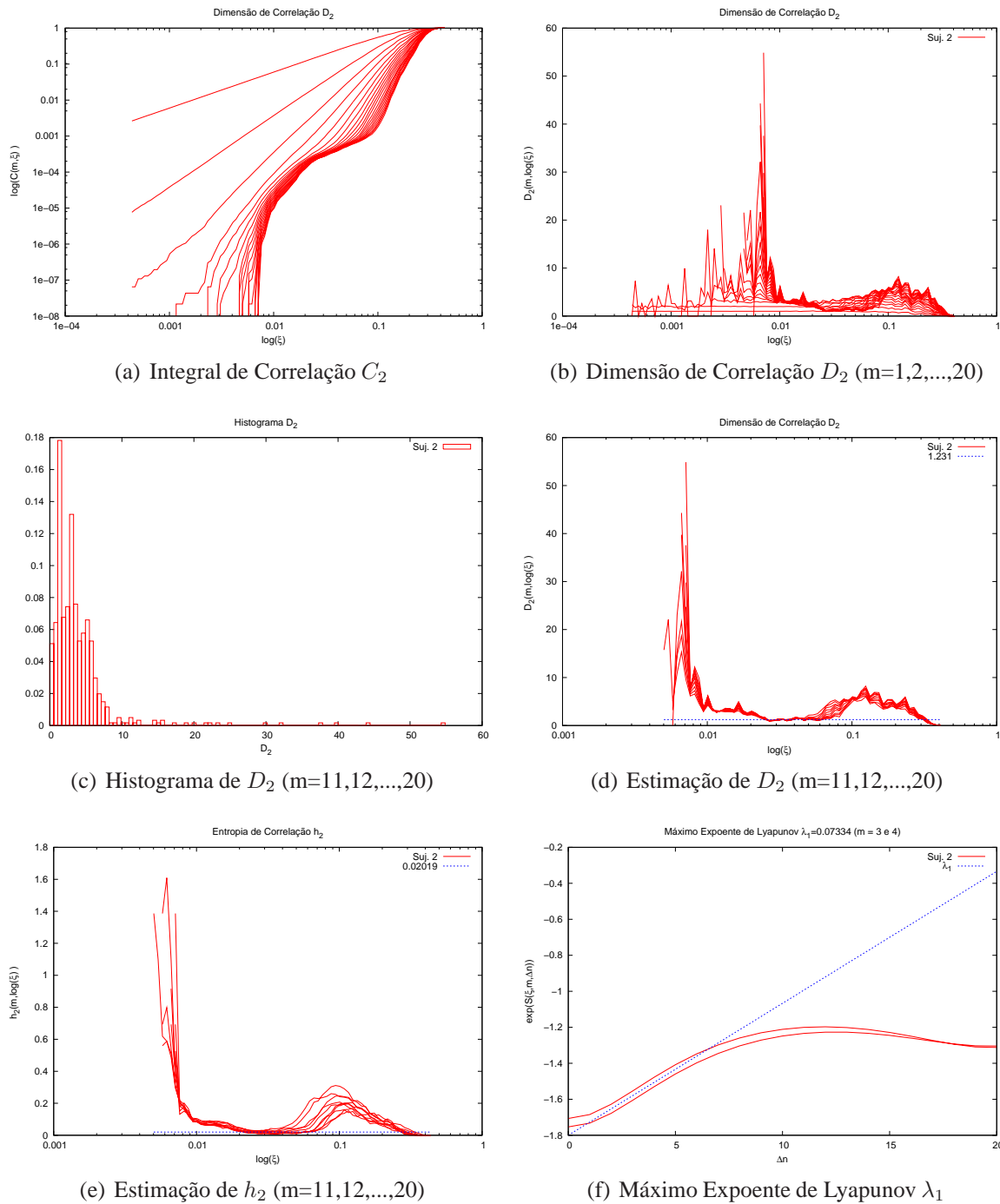


FIG. 8.62: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 2)

8.5.5 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 3)

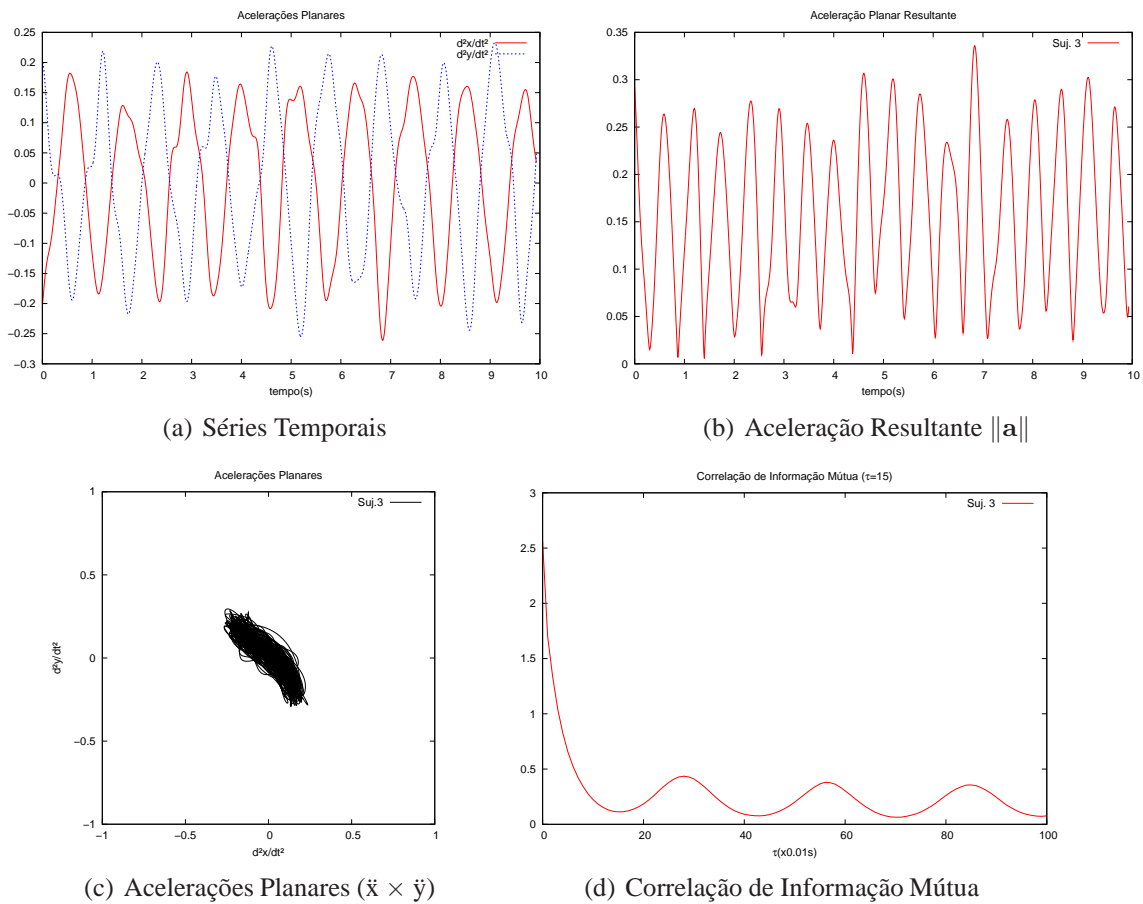
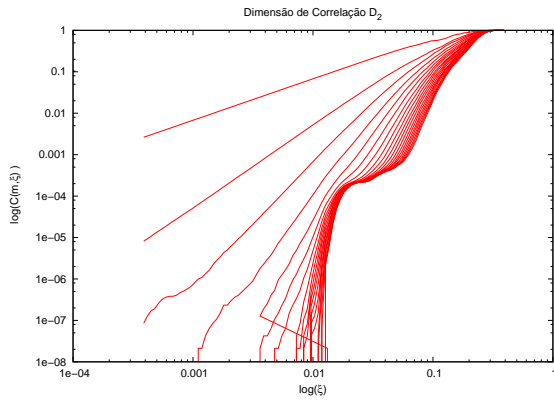
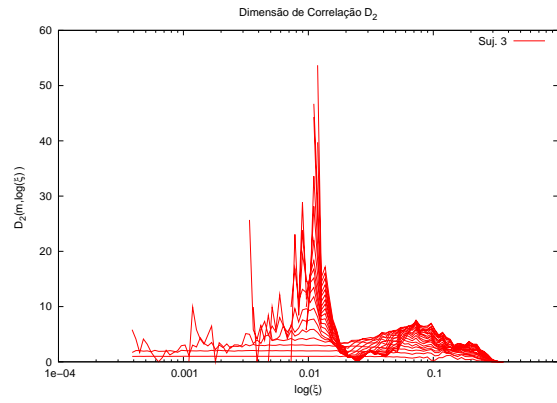


FIG. 8.63: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 3)

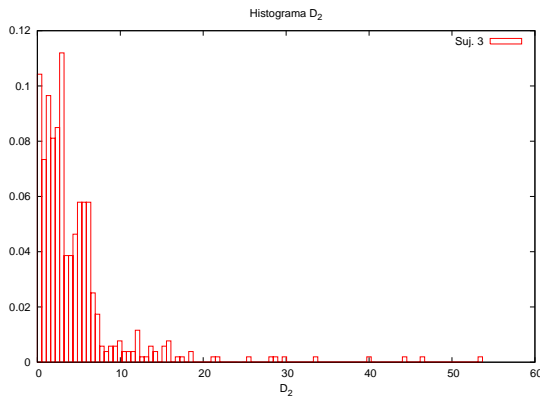
8.5.6 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 3)



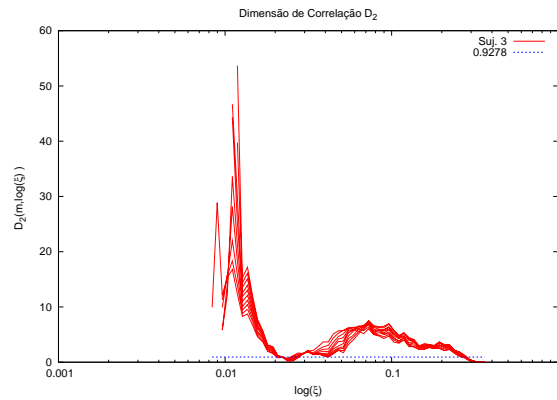
(a) Integral de Correlação C_2



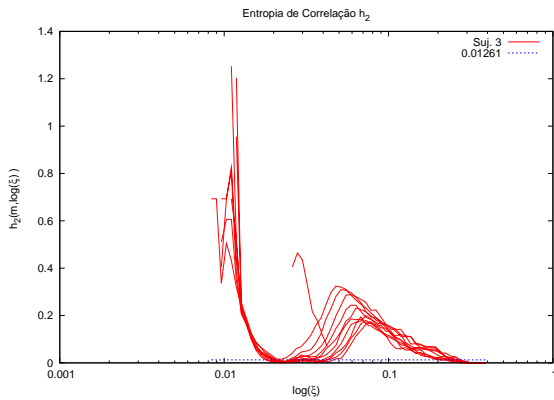
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



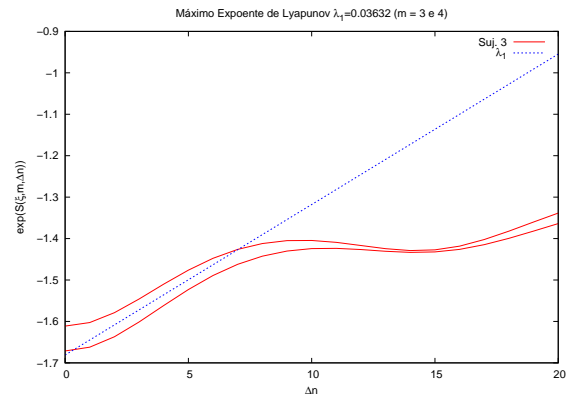
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.64: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 3)

8.5.7 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 4)

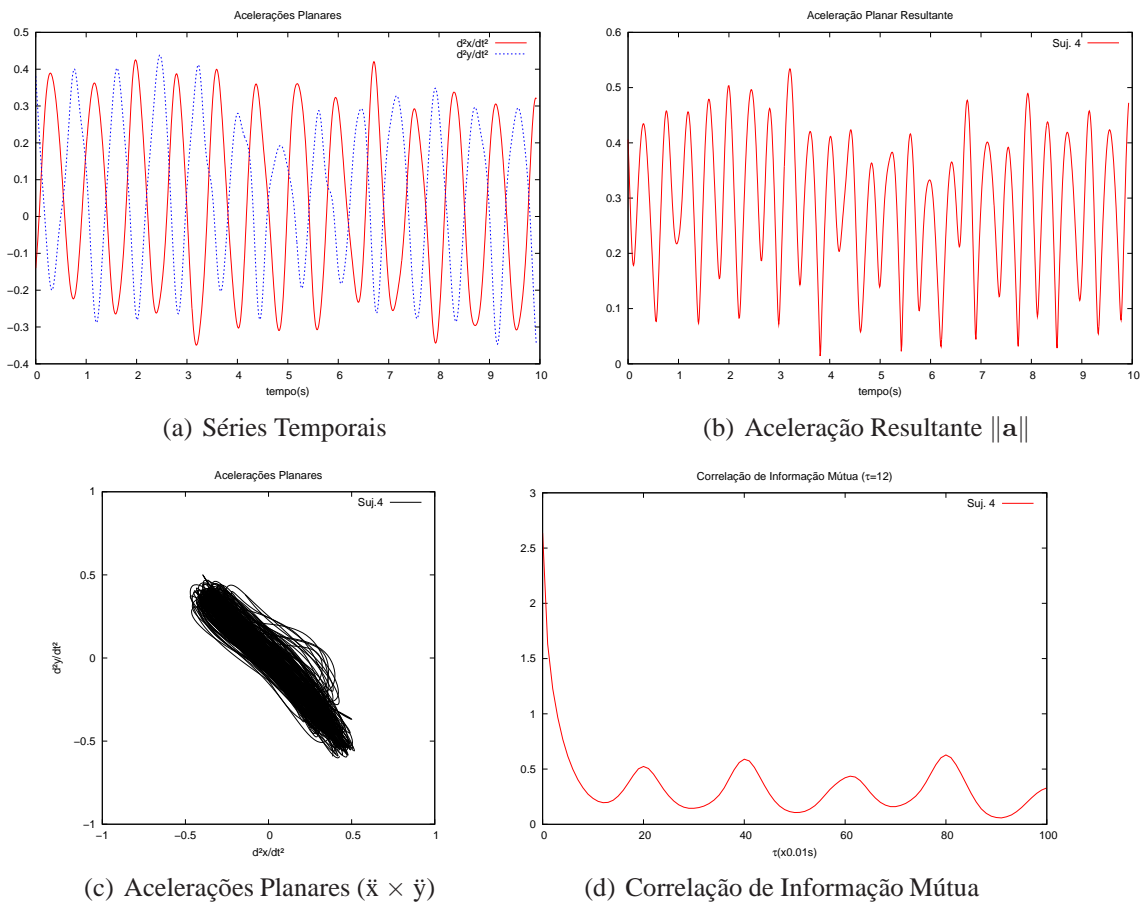
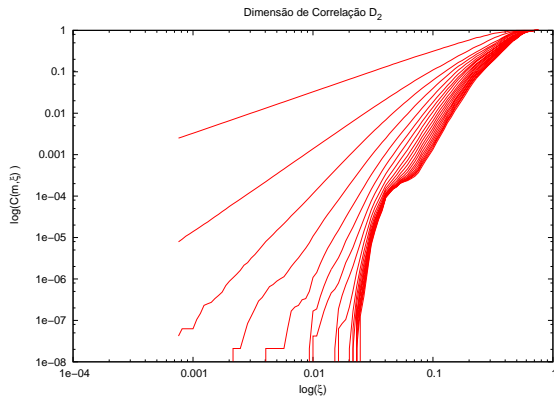
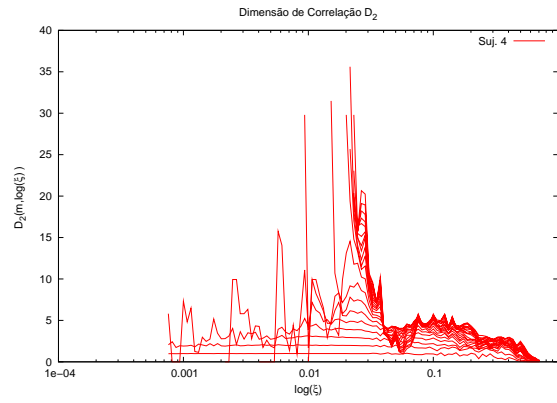


FIG. 8.65: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 4)

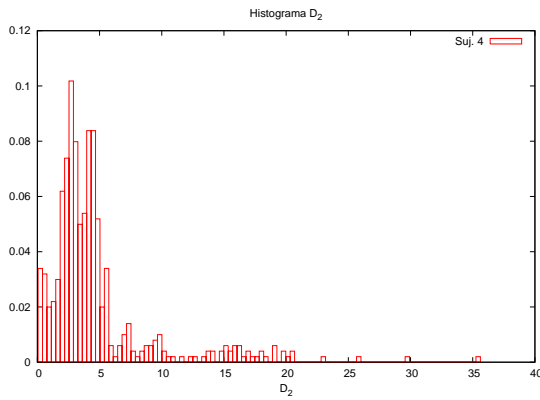
8.5.8 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 4)



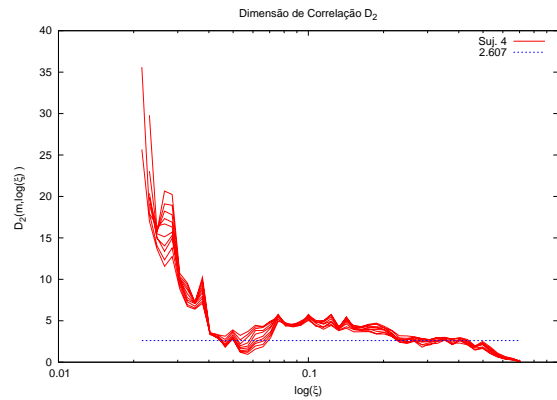
(a) Integral de Correlação C_2



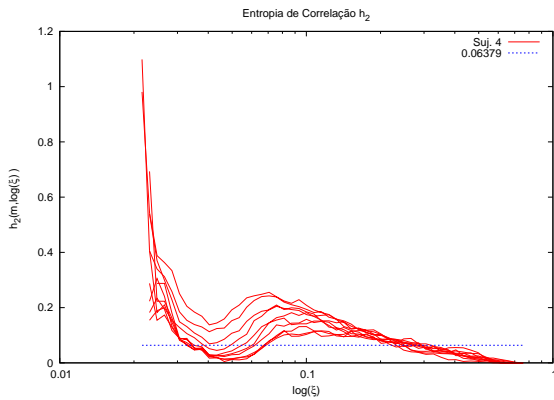
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



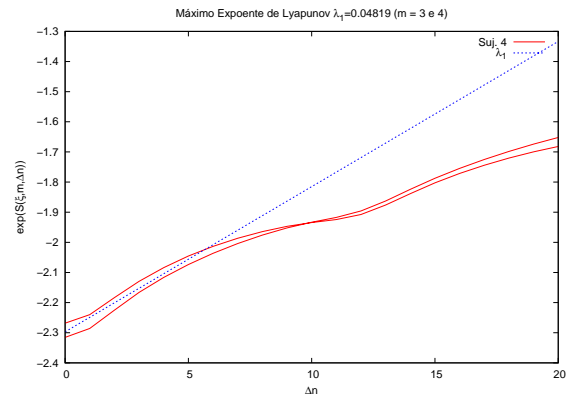
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.66: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 4)

8.5.9 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 5)

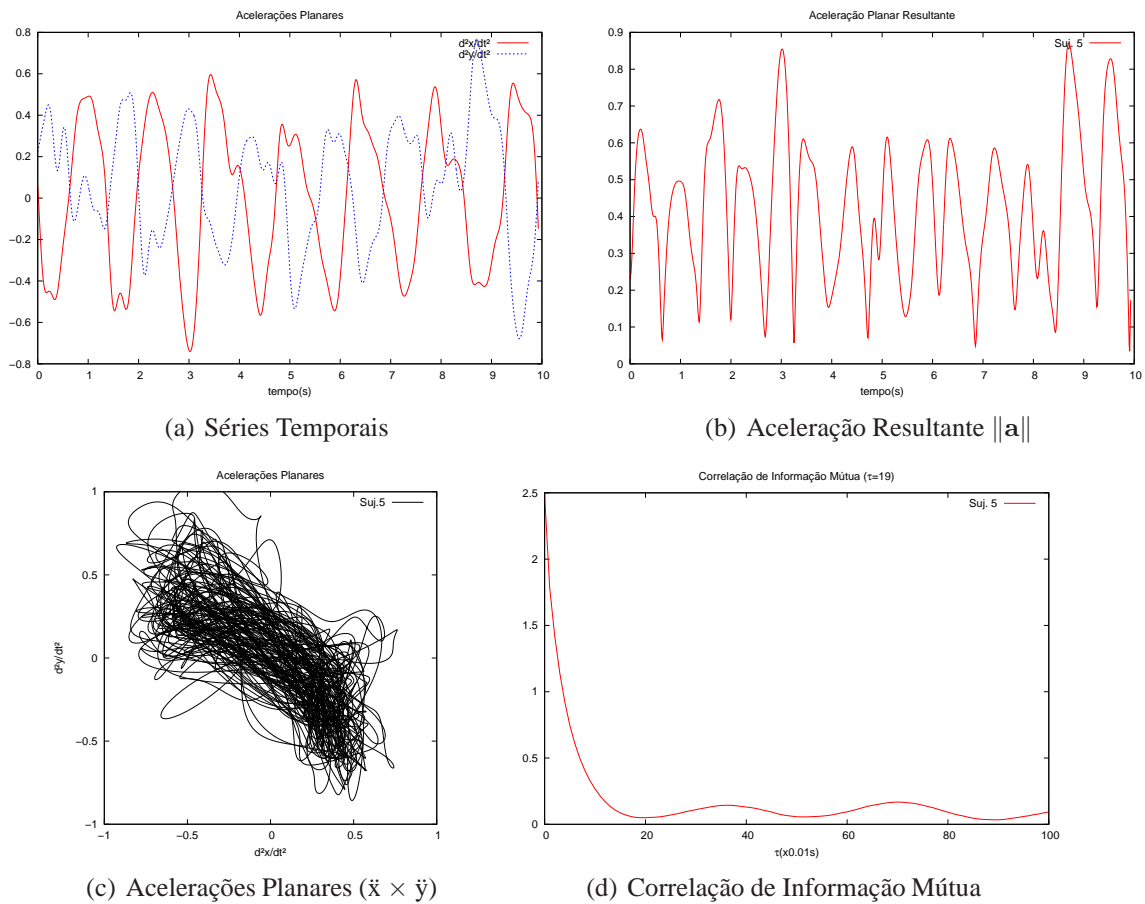
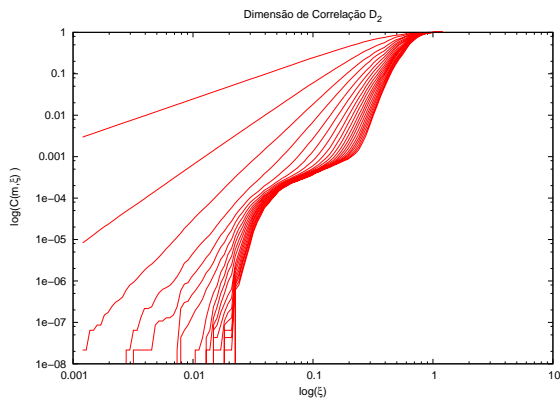
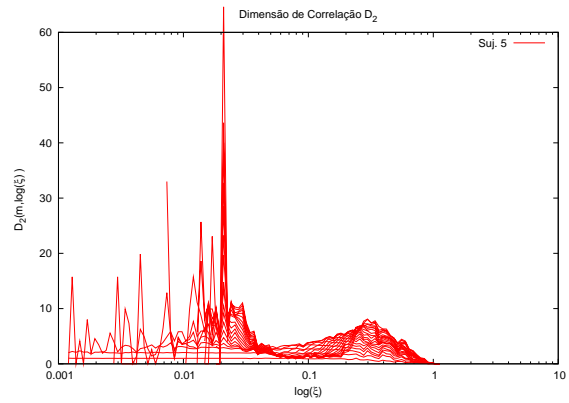


FIG. 8.67: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 5)

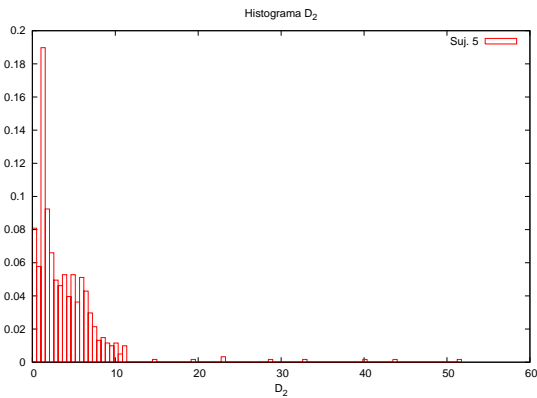
8.5.10 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 5)



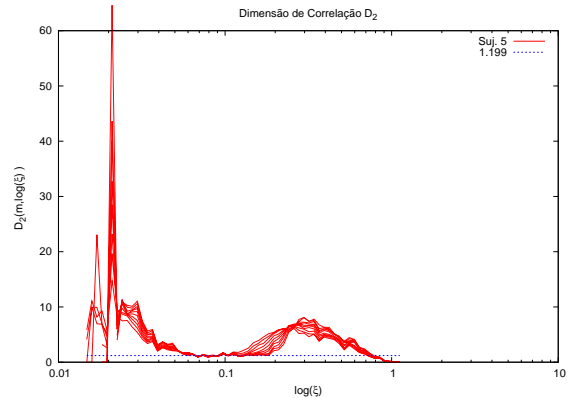
(a) Integral de Correlação C_2



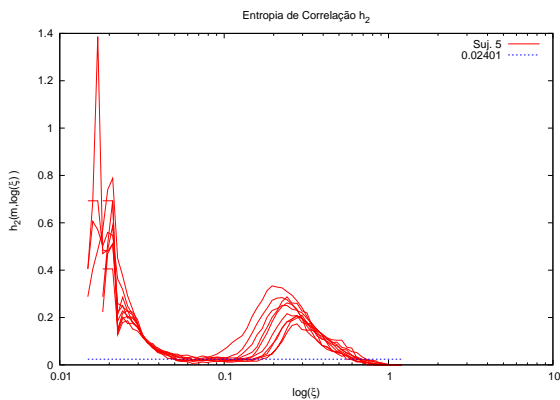
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



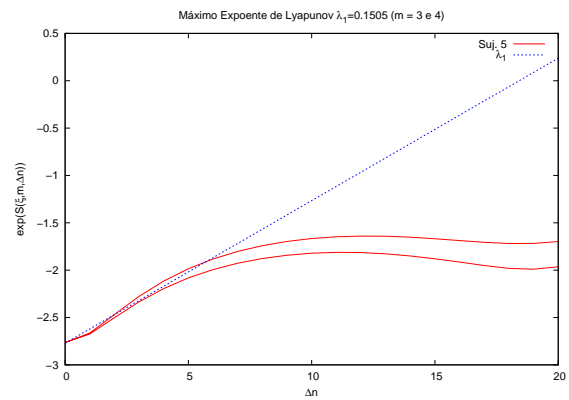
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.68: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 5)

8.5.11 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 6)

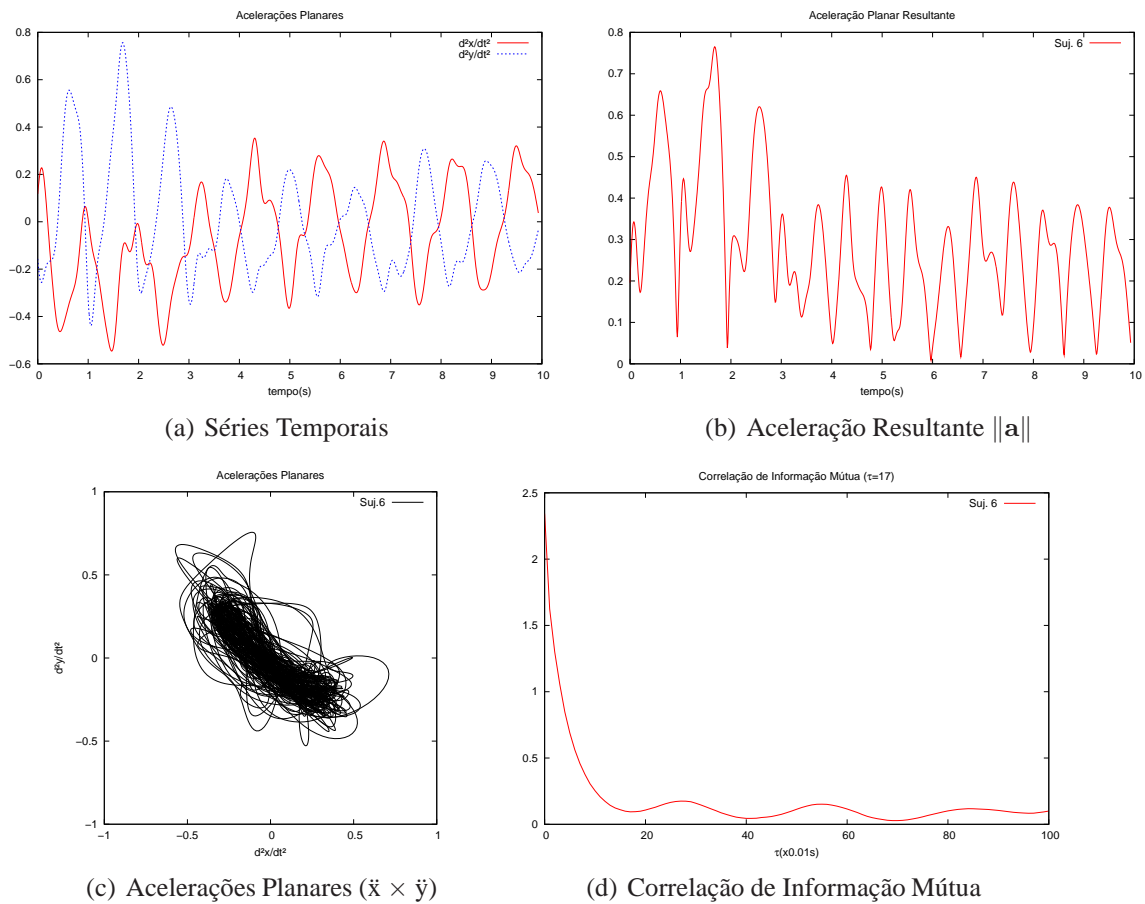
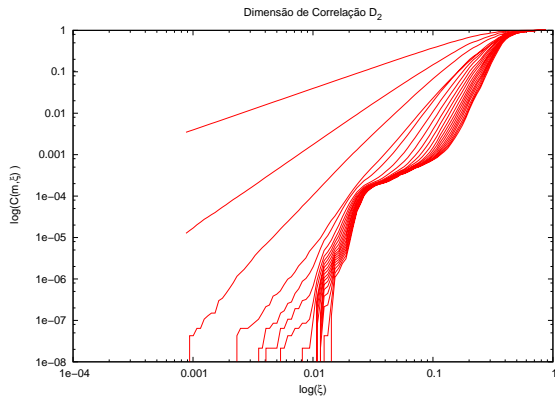
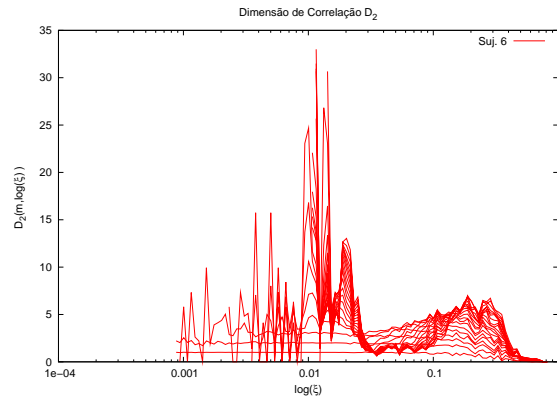


FIG. 8.69: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 6)

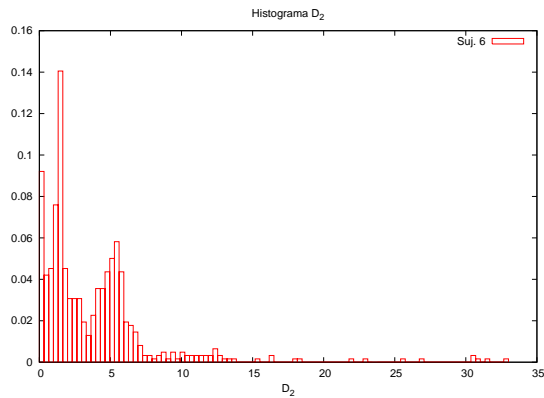
8.5.12 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 6)



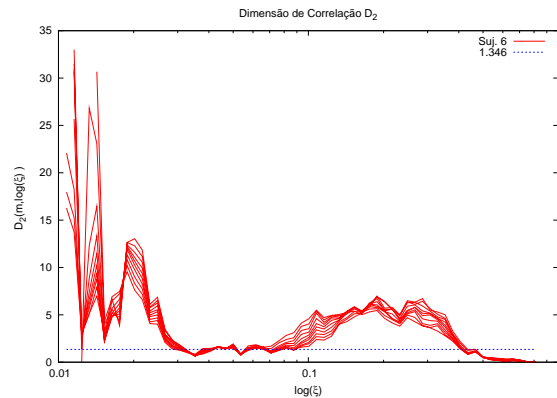
(a) Integral de Correlação C_2



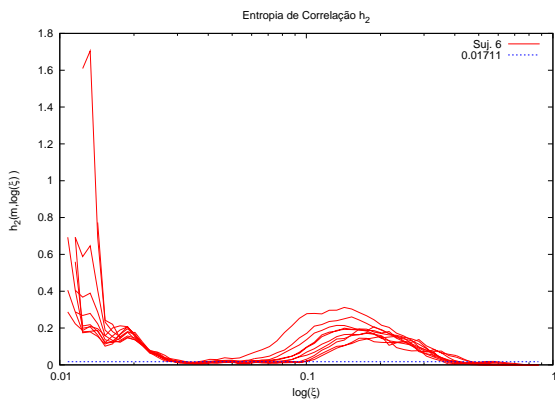
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



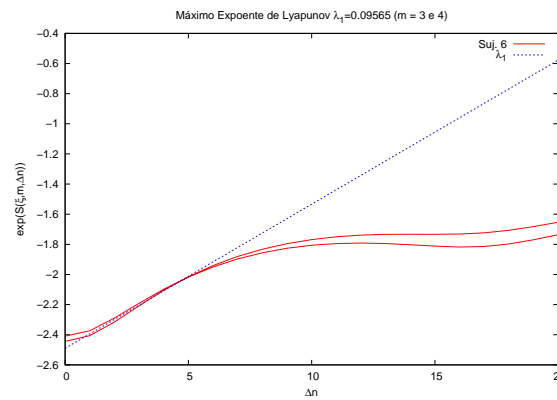
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.70: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 6)

8.5.13 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 7)

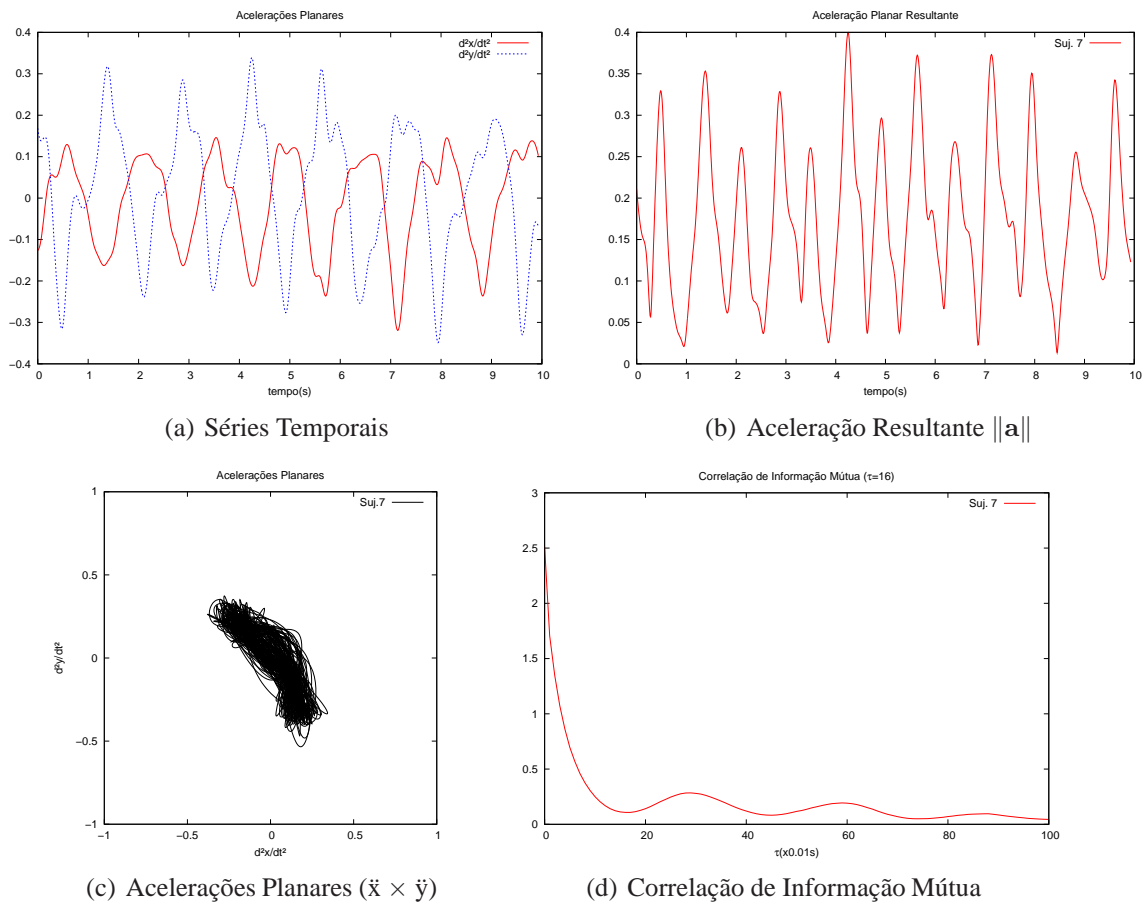
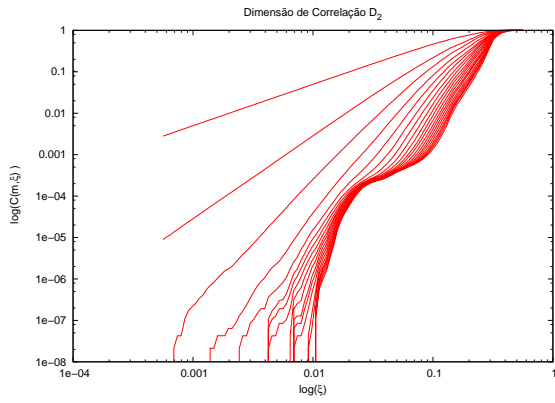
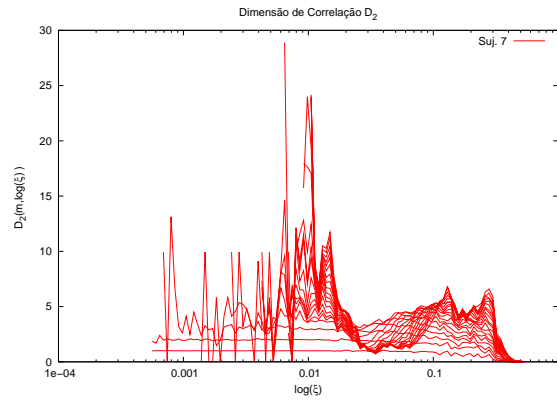


FIG. 8.71: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 7)

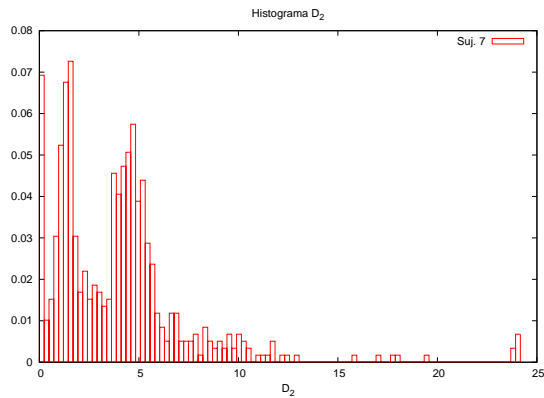
8.5.14 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 7)



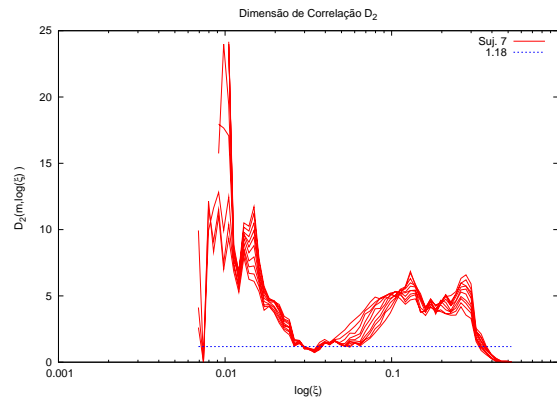
(a) Integral de Correlação C_2



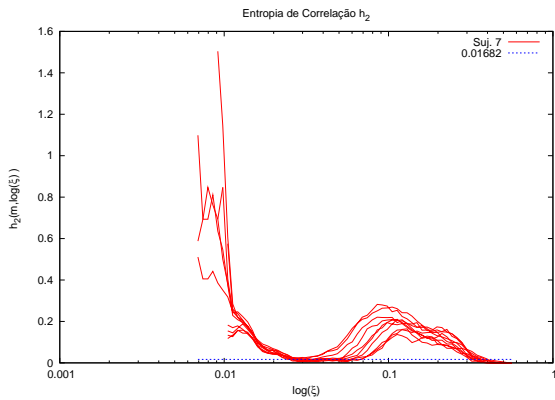
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



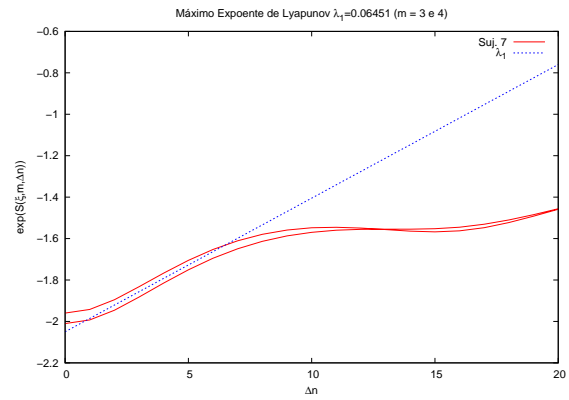
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



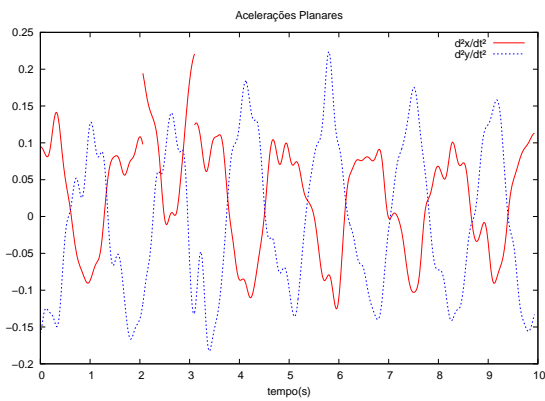
(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



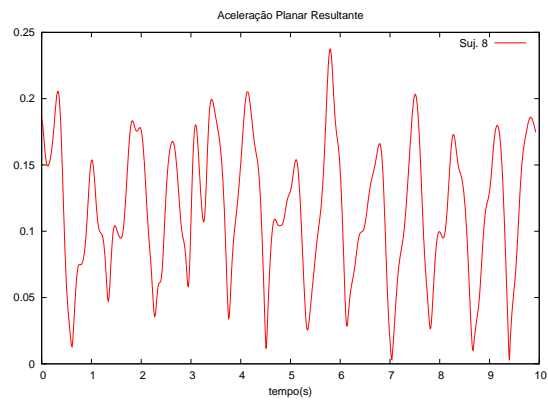
(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.72: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 7)

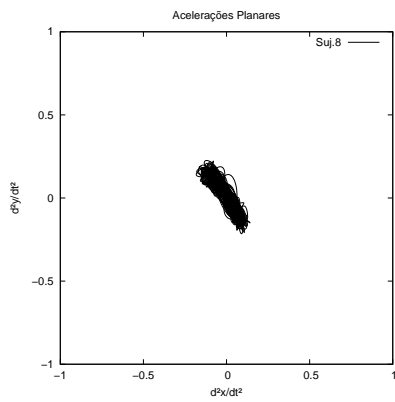
8.5.15 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 8)



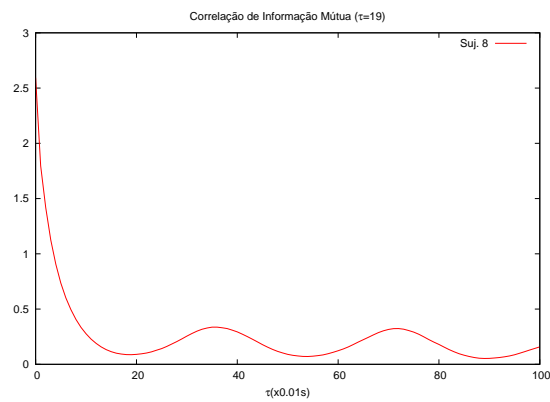
(a) Séries Temporais



(b) Aceração Resultante $\|a\|$



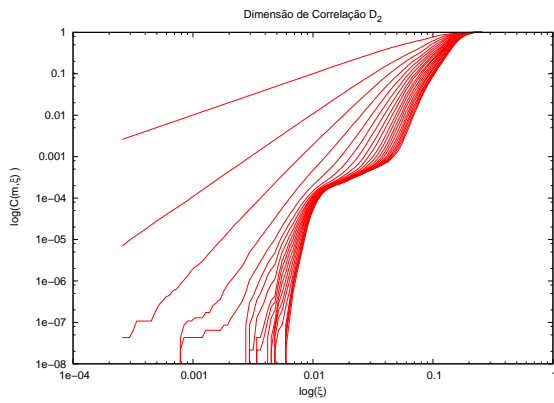
(c) Acerações Planares ($\ddot{x} \times \ddot{y}$)



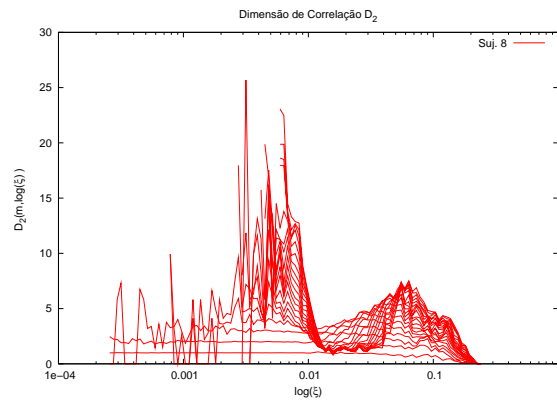
(d) Correlação de Informação Mútua

FIG. 8.73: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 8)

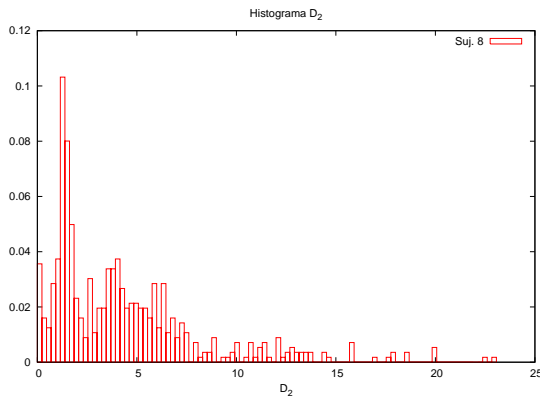
8.5.16 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 8)



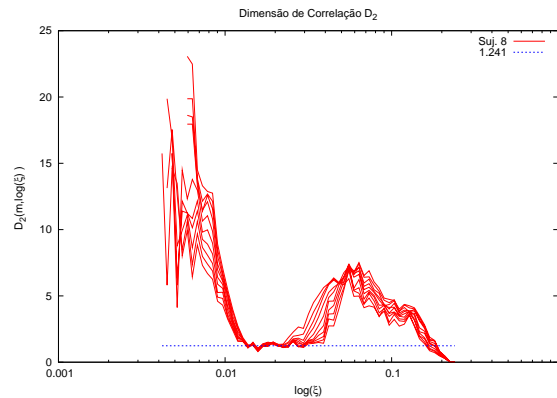
(a) Integral de Correlação C_2



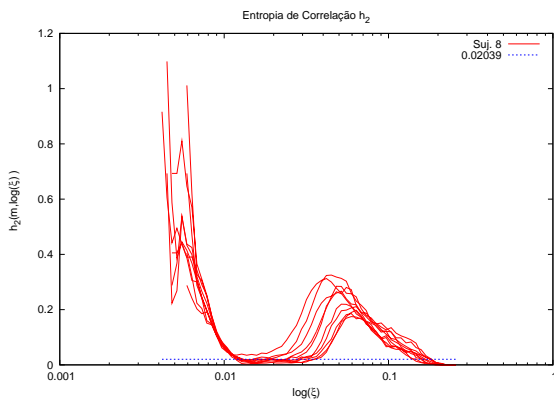
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



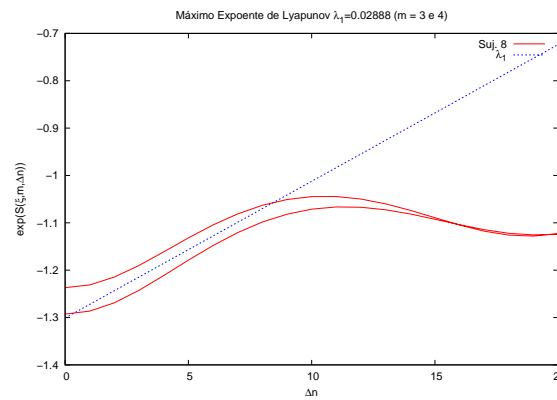
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.74: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 8)

8.5.17 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 9)

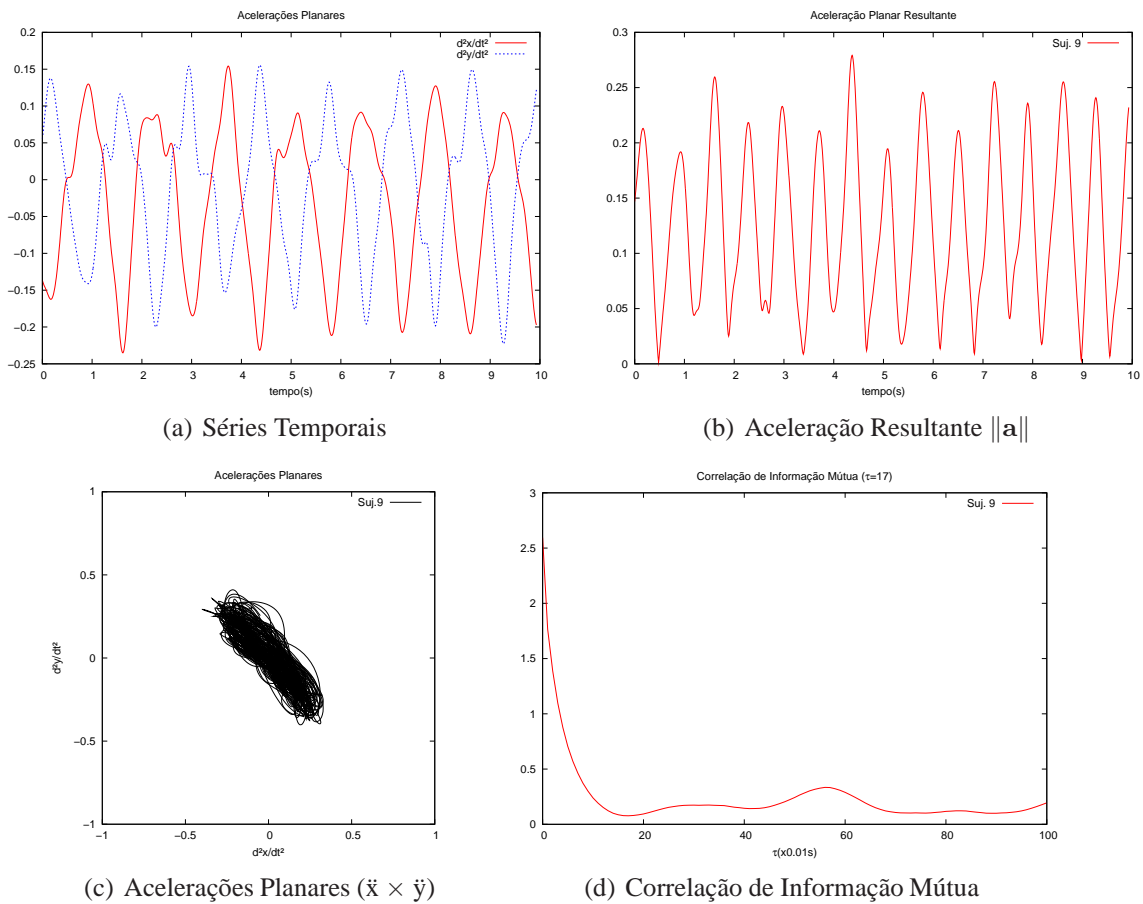
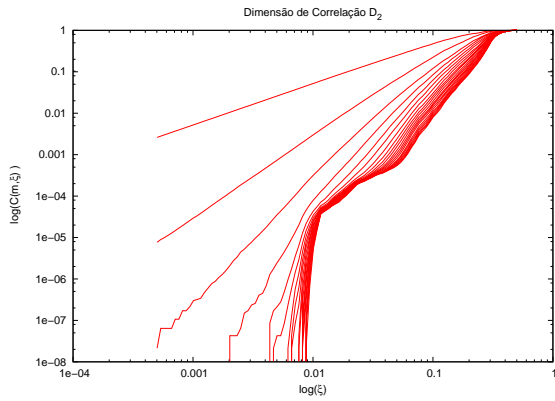
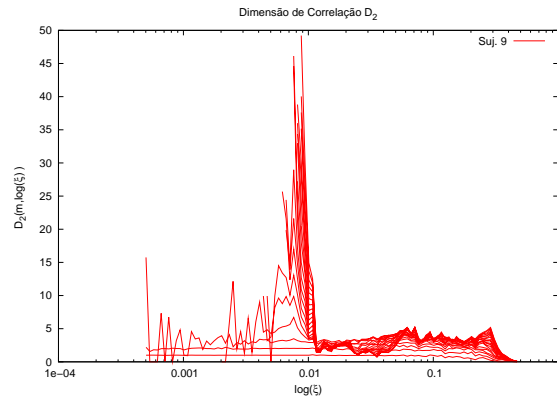


FIG. 8.75: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 9)

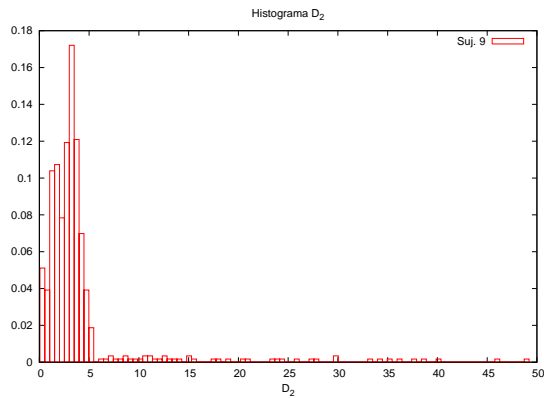
8.5.18 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 9)



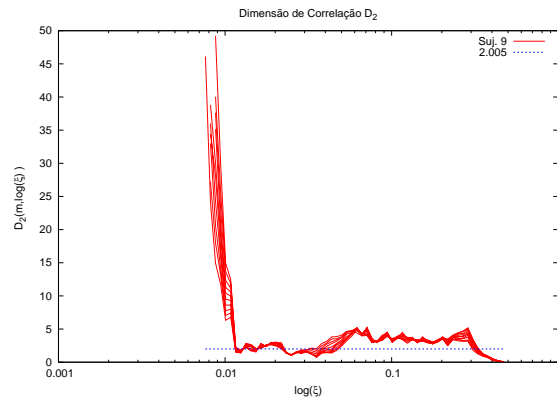
(a) Integral de Correlação C_2



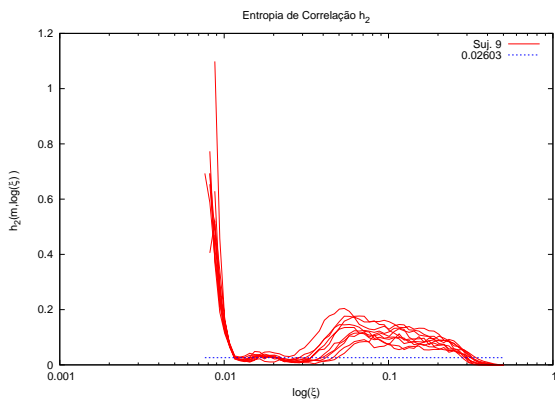
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



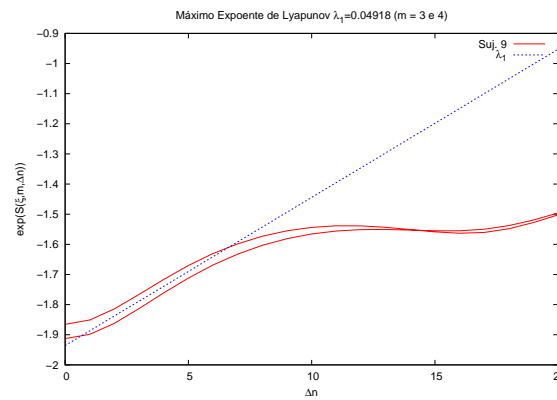
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.76: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 9)

8.5.19 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 10)

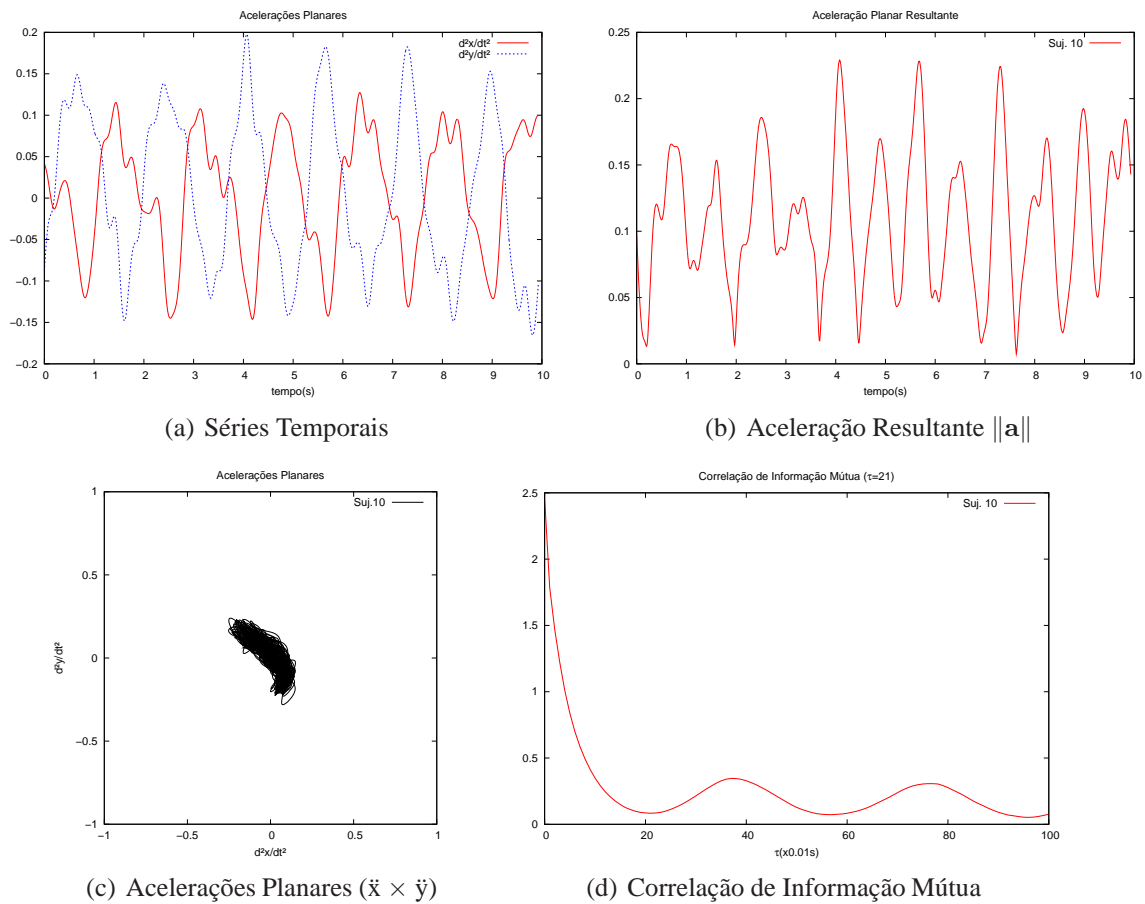
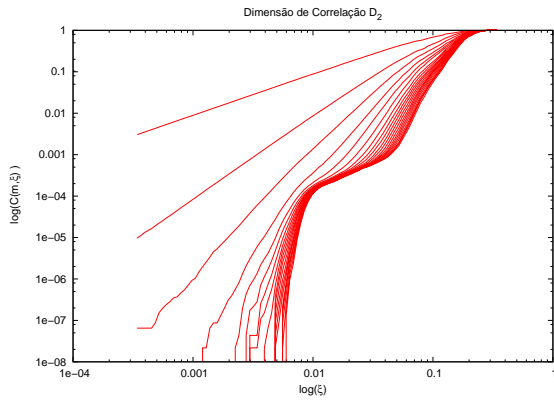
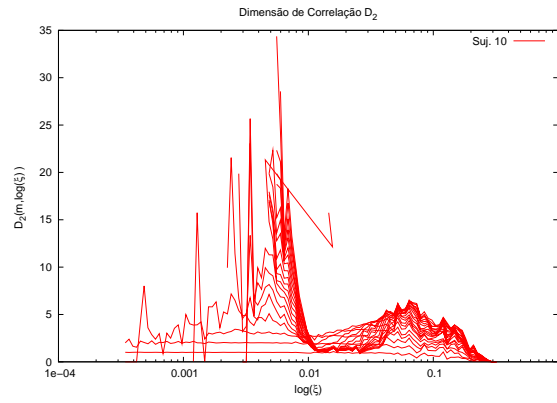


FIG. 8.77: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 10)

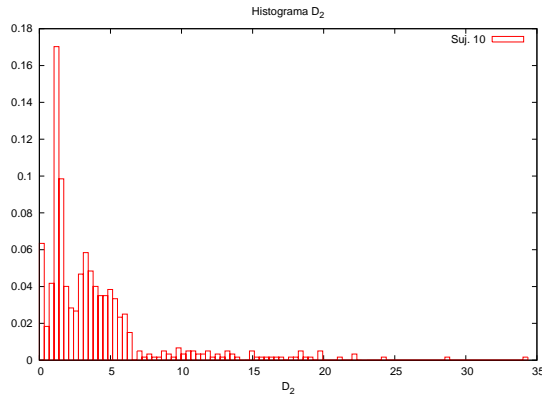
8.5.20 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 10)



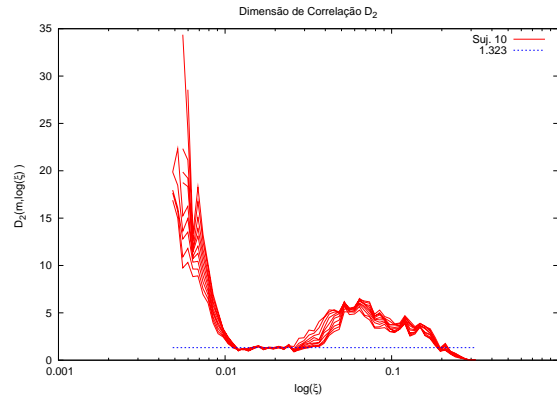
(a) Integral de Correlação C_2



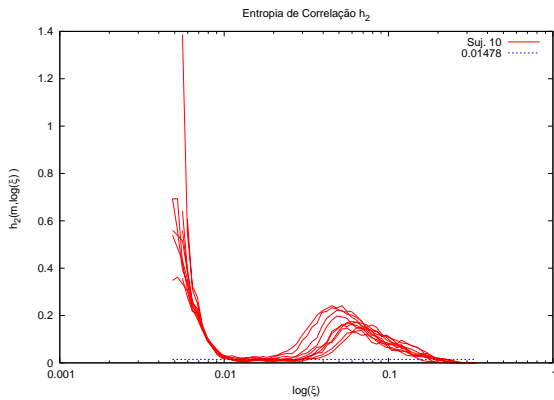
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



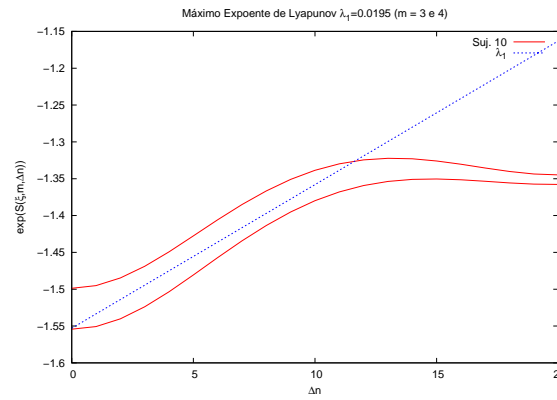
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.78: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 10)

8.5.21 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 11)

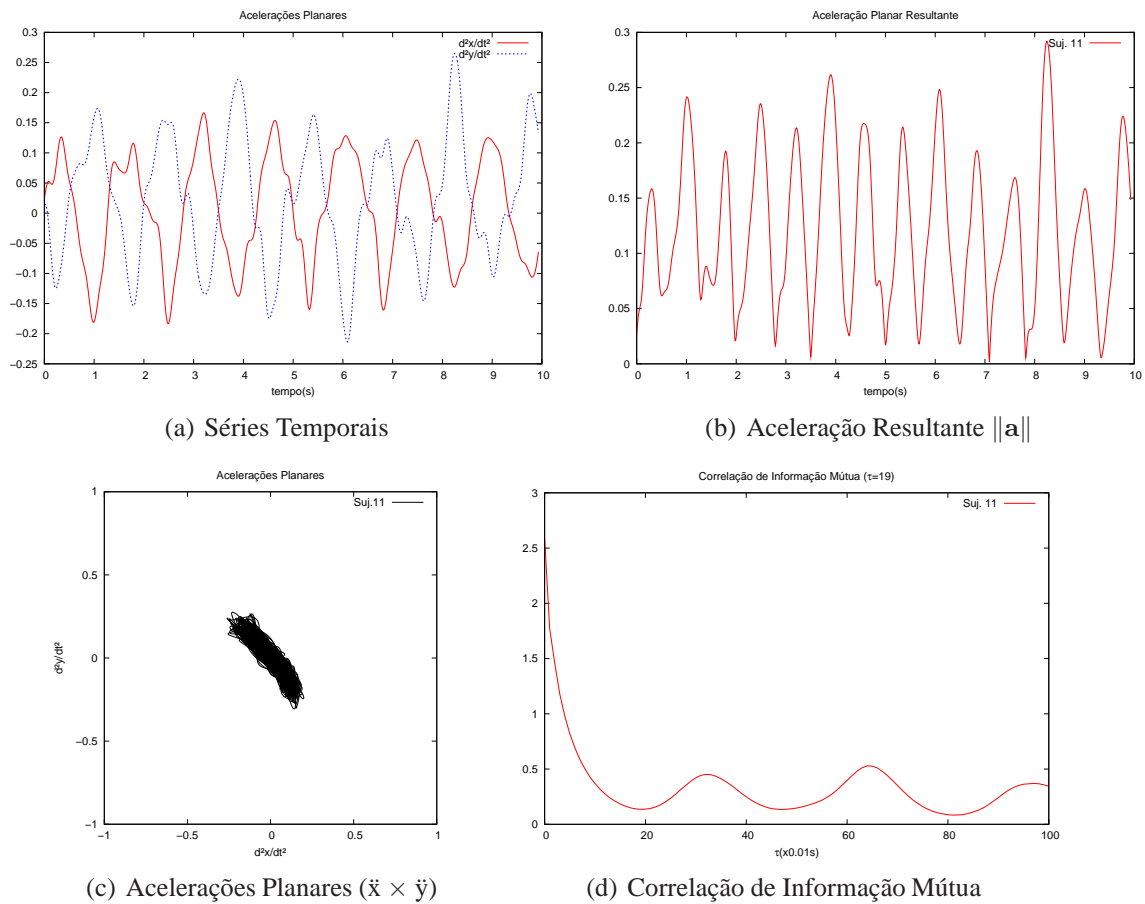
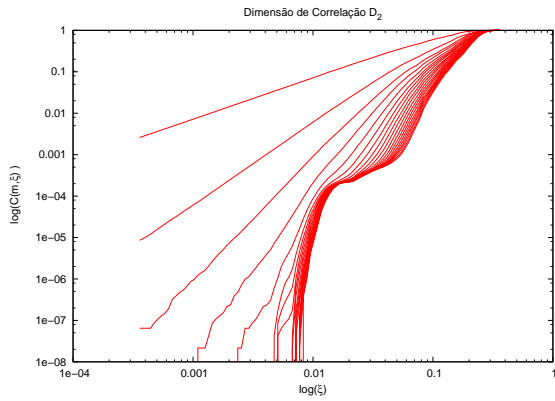
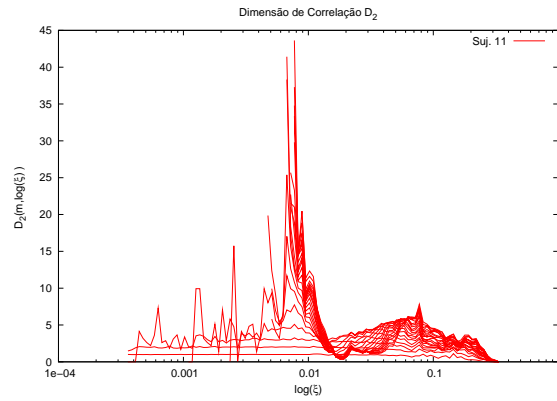


FIG. 8.79: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 11)

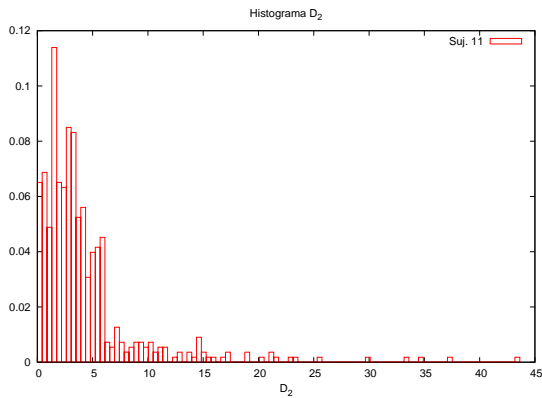
8.5.22 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 11)



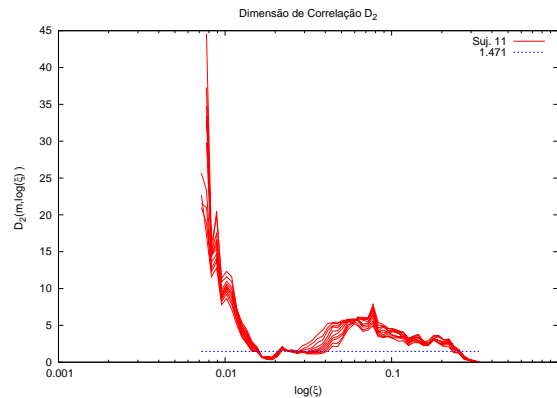
(a) Integral de Correlação C_2



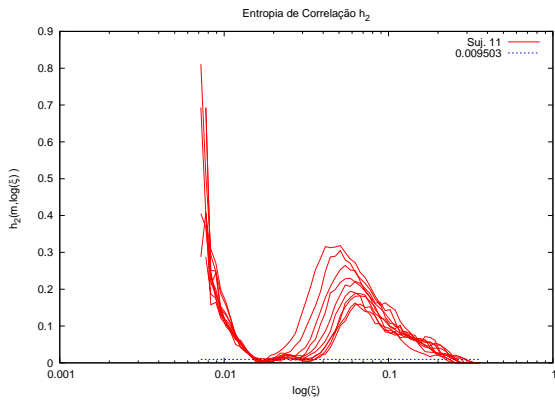
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



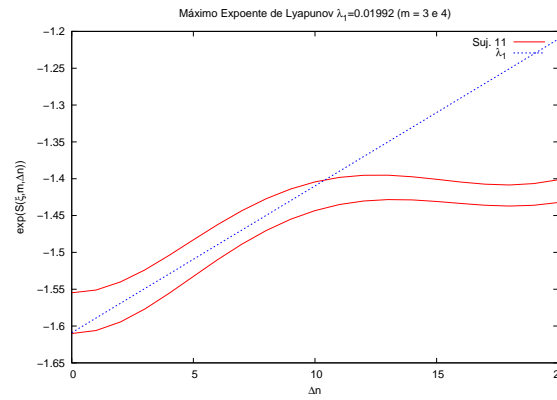
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.80: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 11)

8.5.23 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 12)

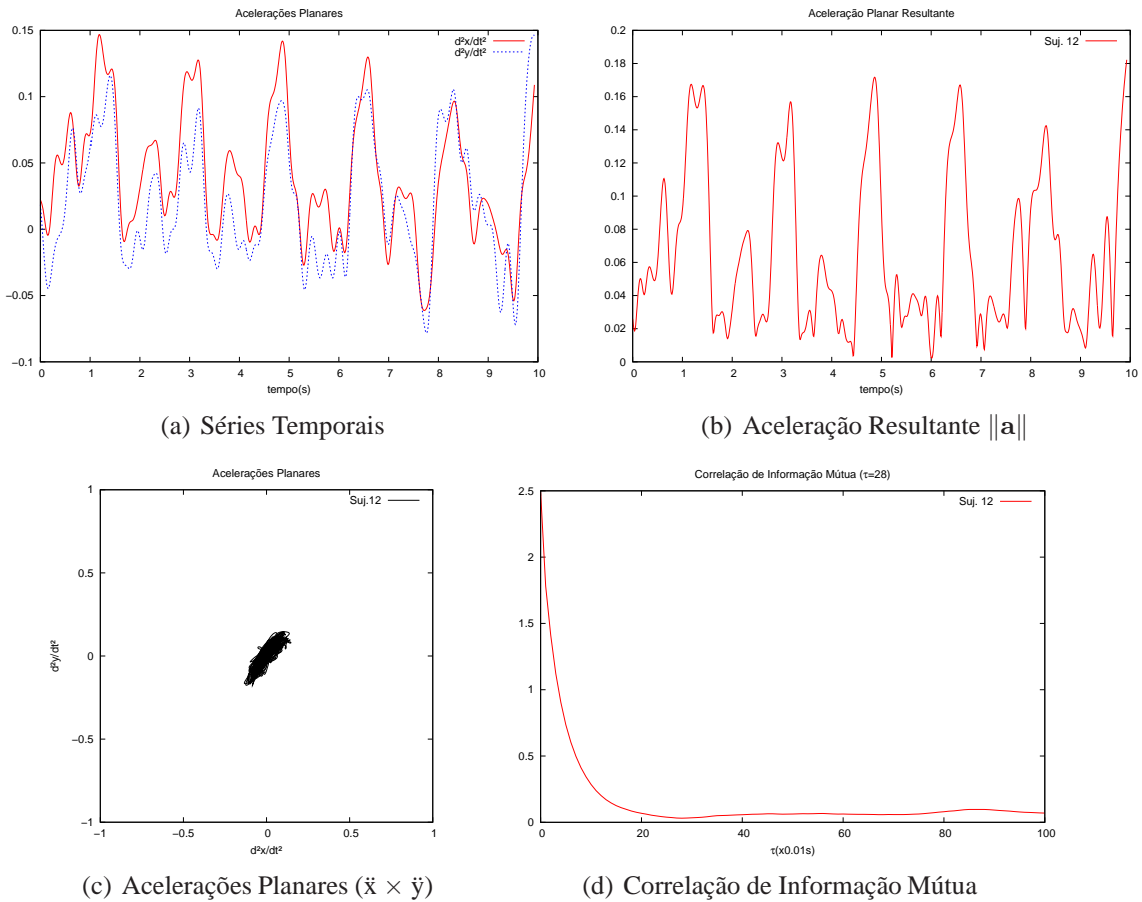
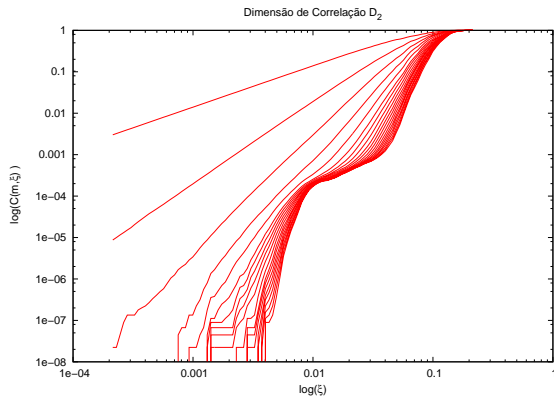
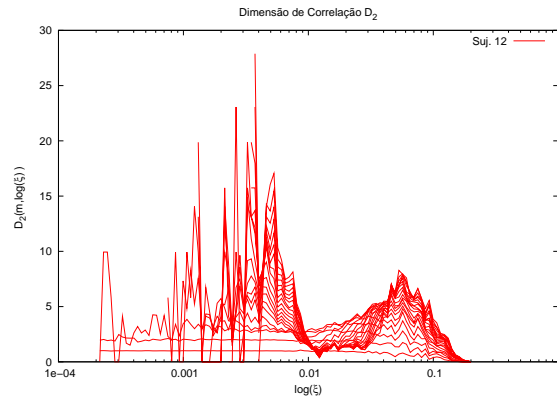


FIG. 8.81: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 12)

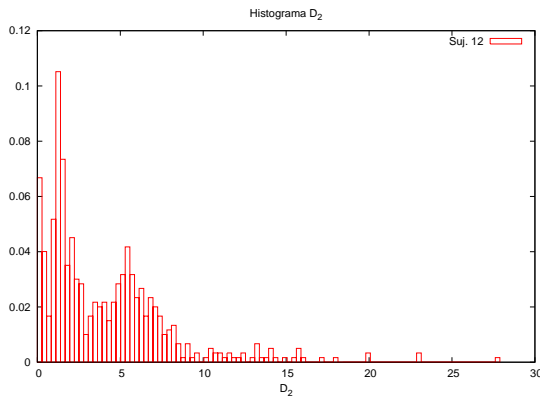
8.5.24 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 12)



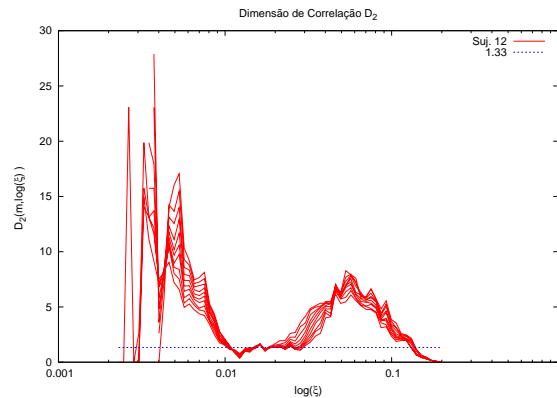
(a) Integral de Correlação C_2



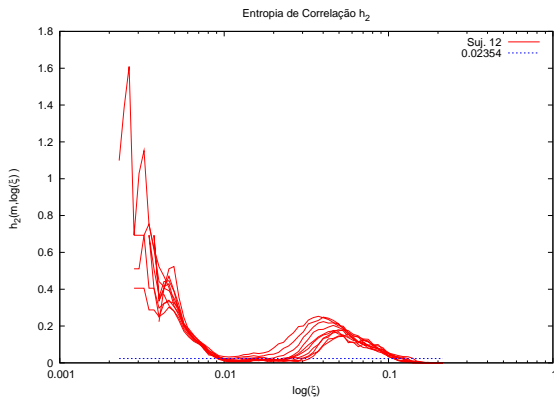
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



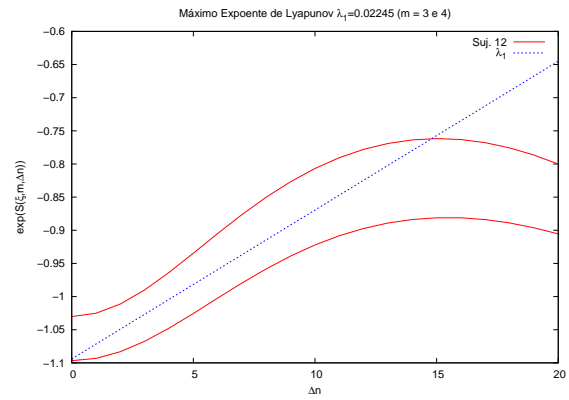
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



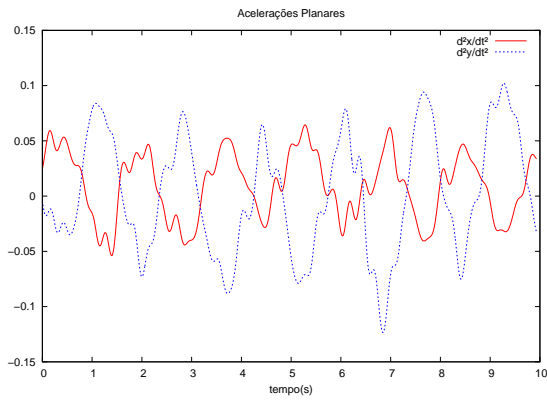
(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



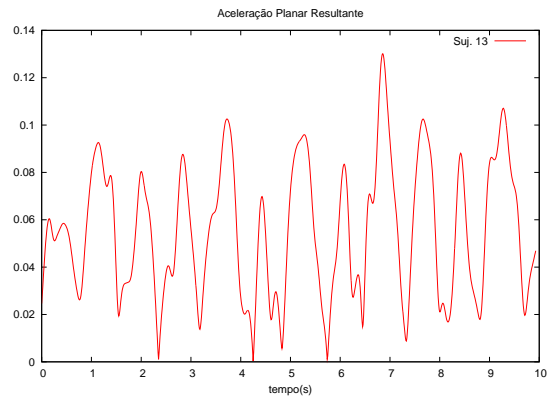
(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.82: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 12)

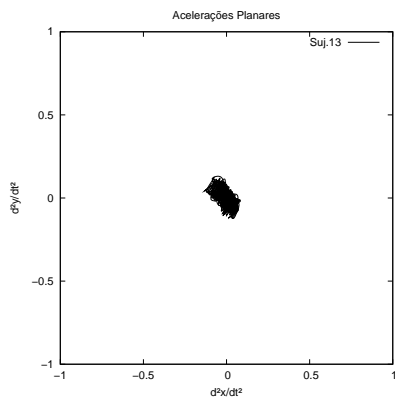
8.5.25 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 13)



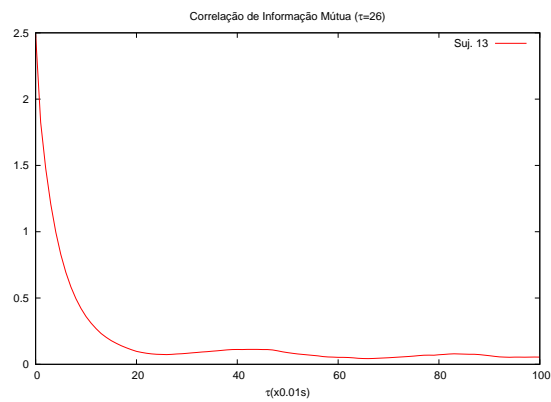
(a) Séries Temporais



(b) Aceleração Resultante $\|a\|$



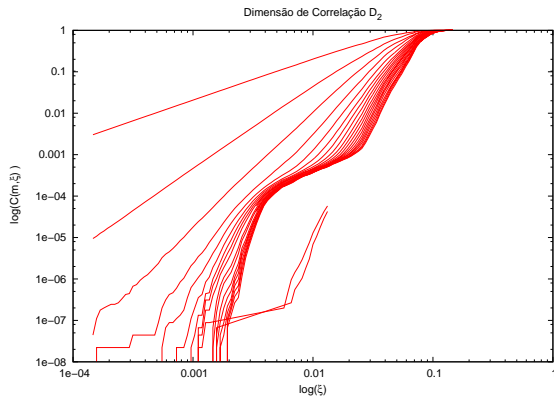
(c) Acelerações Planares ($\ddot{x} \times \ddot{y}$)



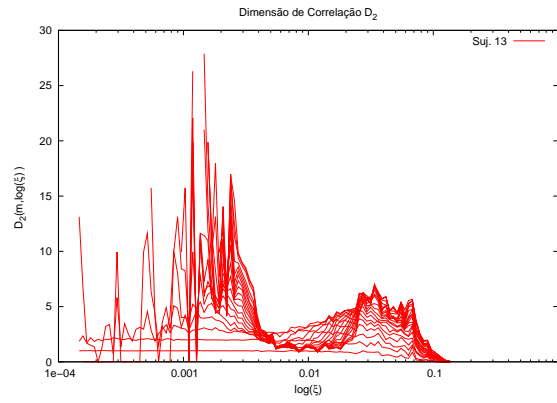
(d) Correlação de Informação Mútua

FIG. 8.83: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 13)

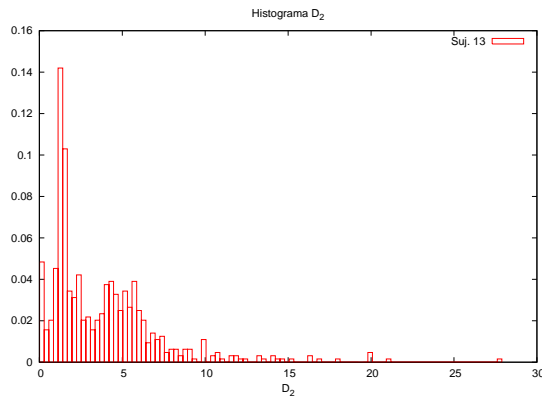
8.5.26 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 13)



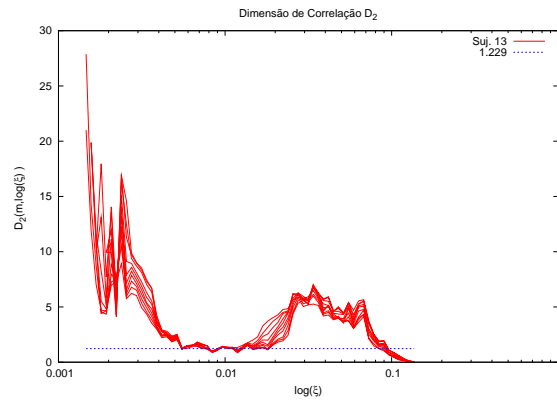
(a) Integral de Correlação C_2



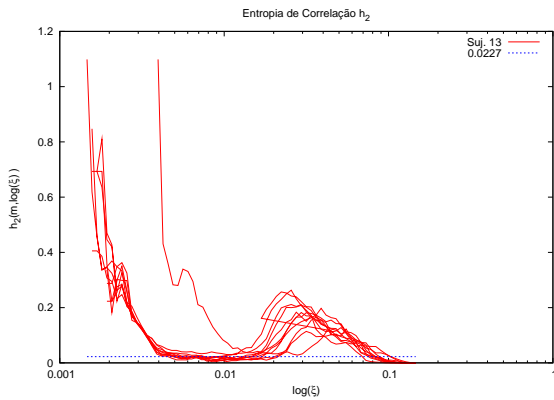
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



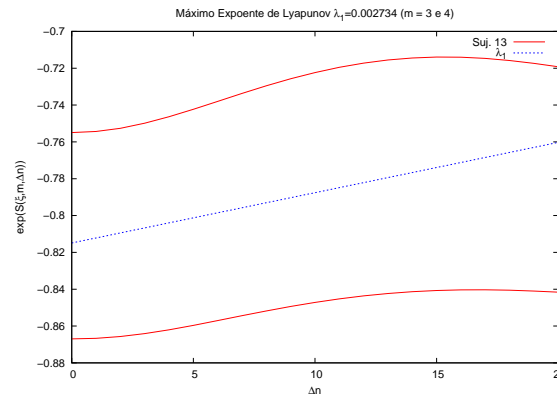
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.84: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 13)

8.5.27 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 14)

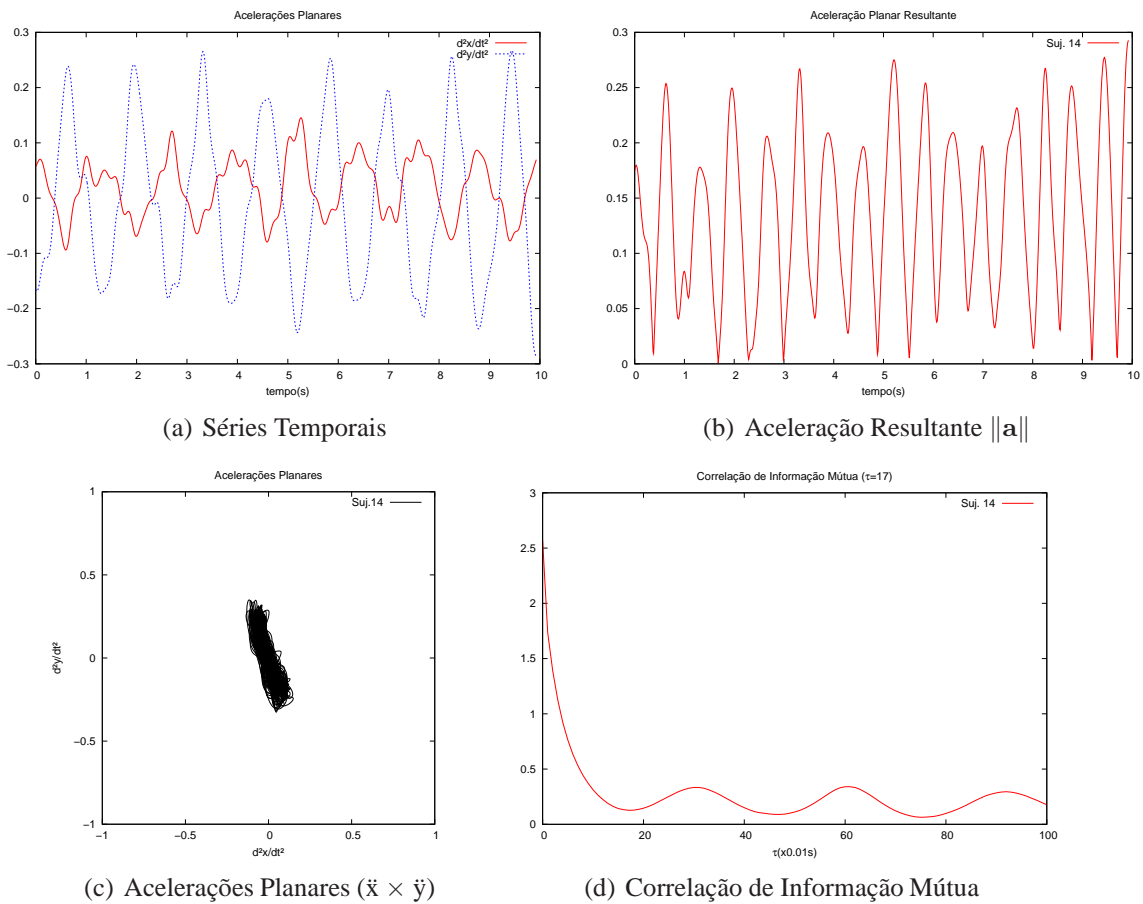
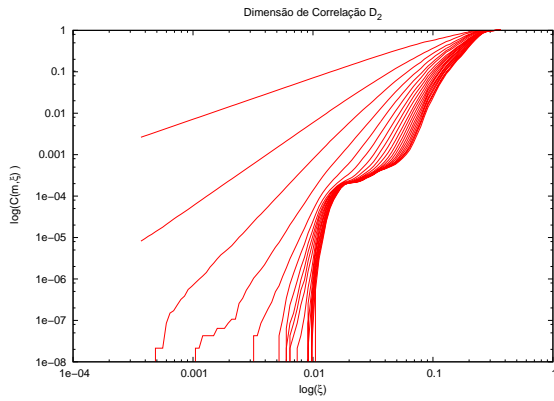
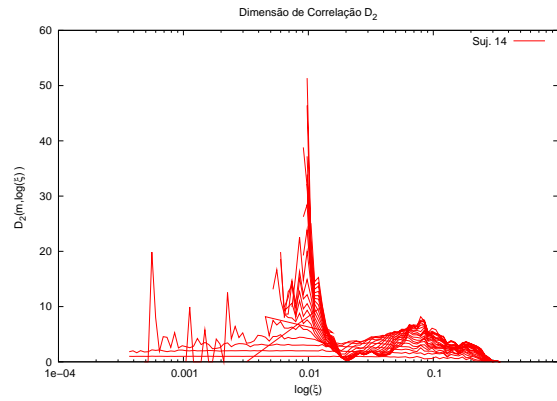


FIG. 8.85: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 14)

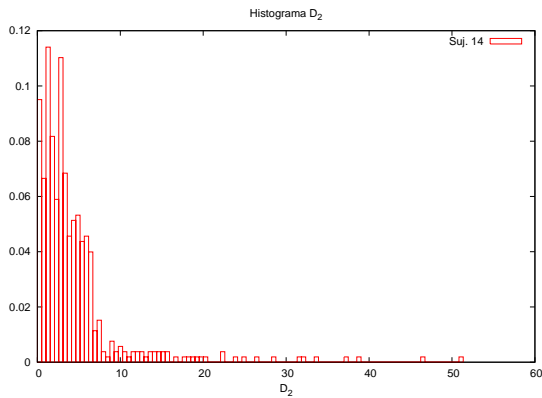
8.5.28 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 14)



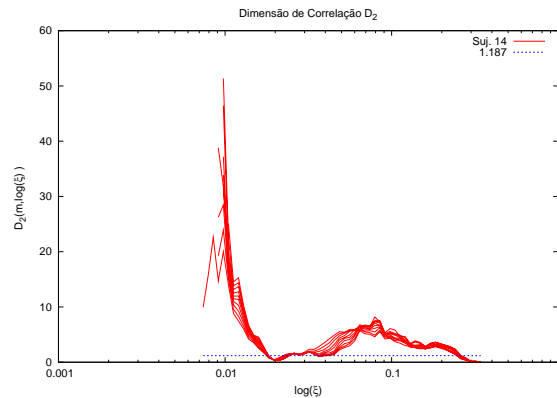
(a) Integral de Correlação C_2



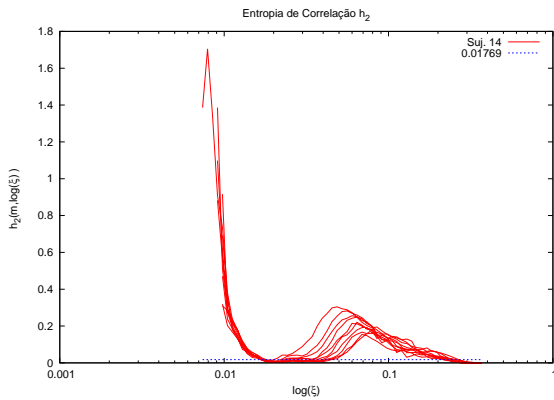
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



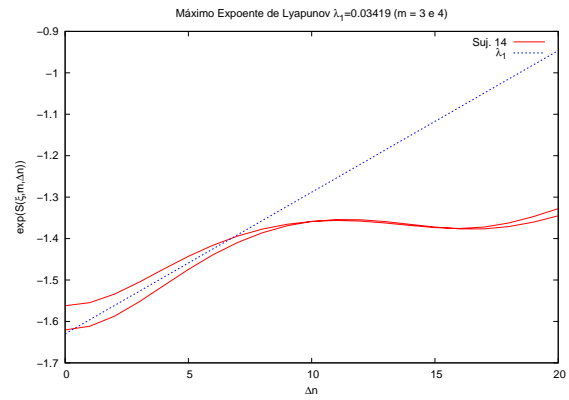
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.86: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 14)

8.5.29 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 15)

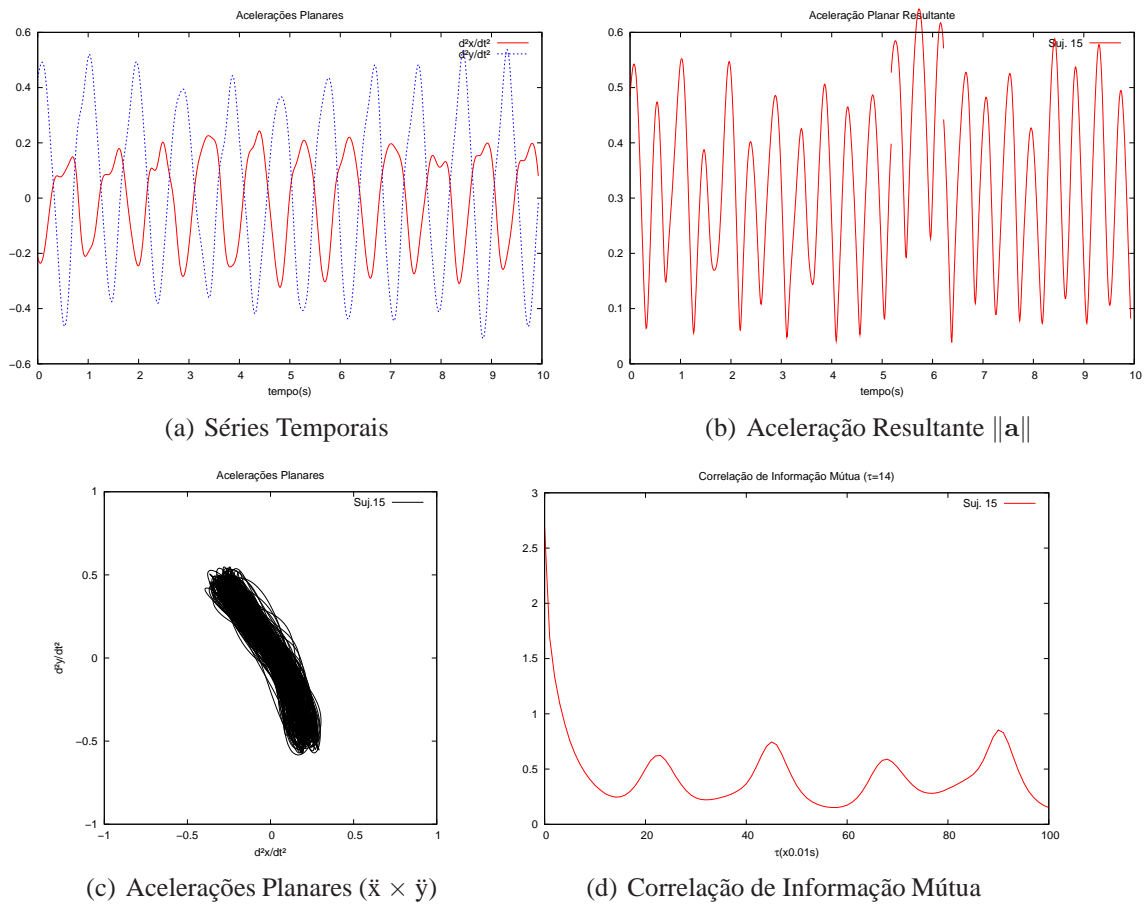
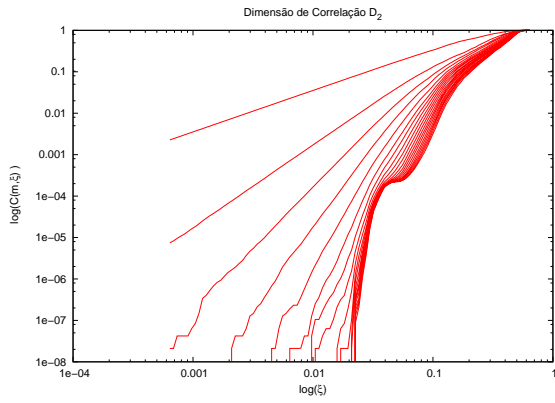
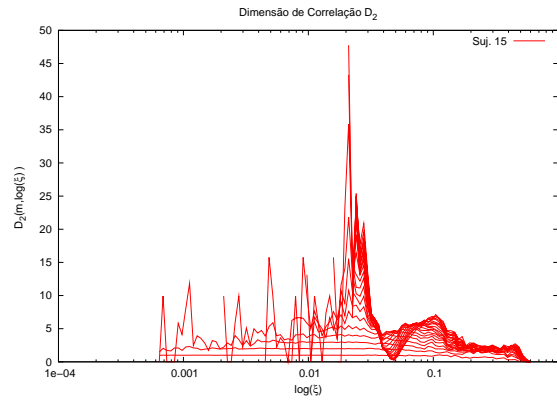


FIG. 8.87: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 15)

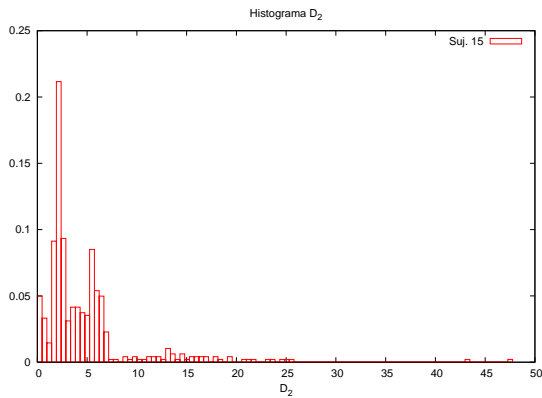
8.5.30 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 15)



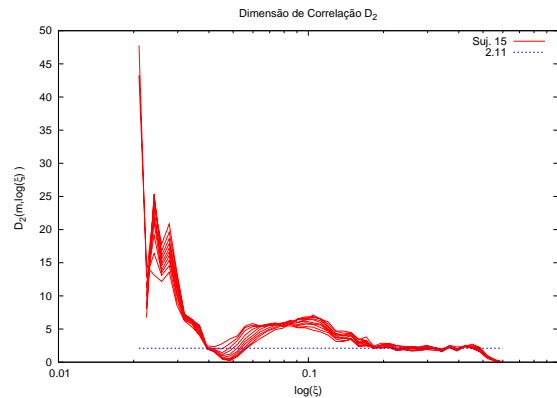
(a) Integral de Correlação C_2



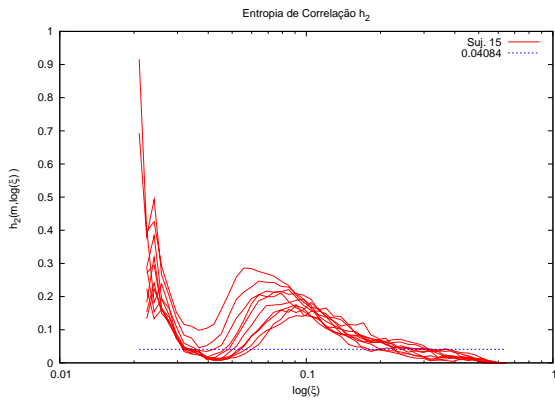
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



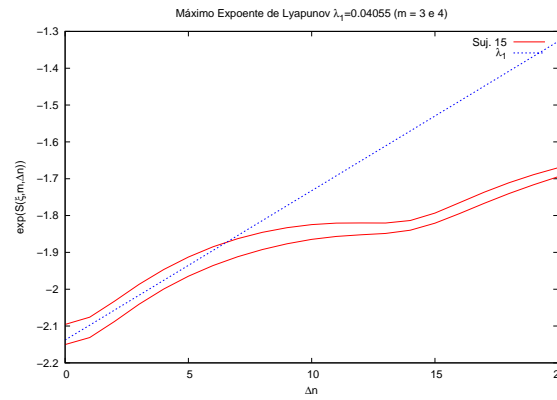
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.88: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 15)

8.5.31 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 16)

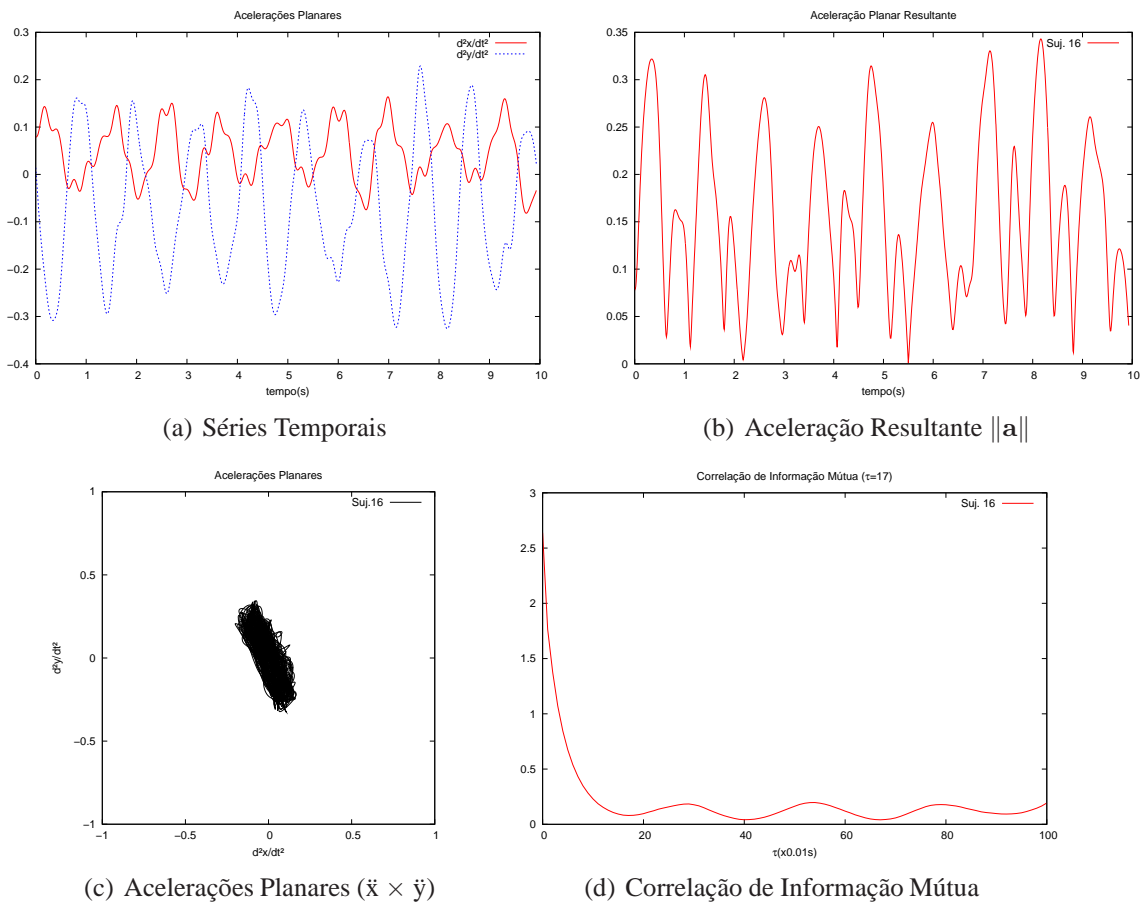
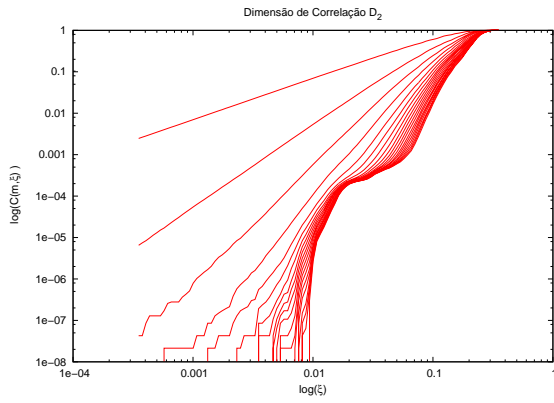
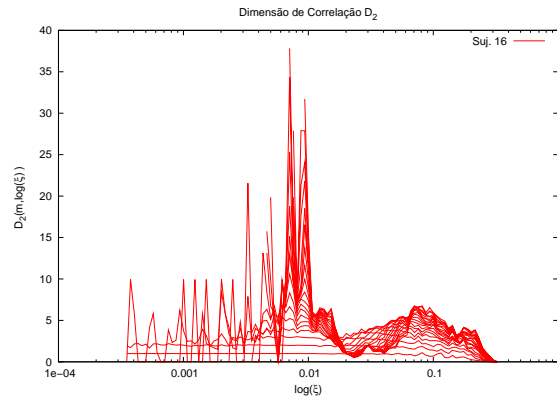


FIG. 8.89: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 16)

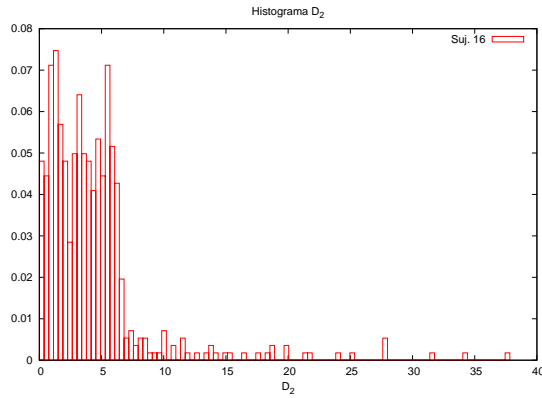
8.5.32 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 16)



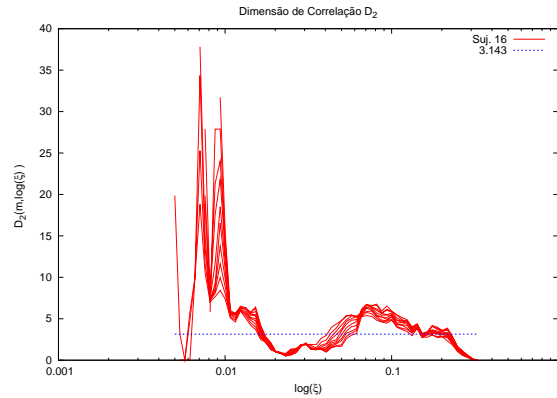
(a) Integral de Correlação C_2



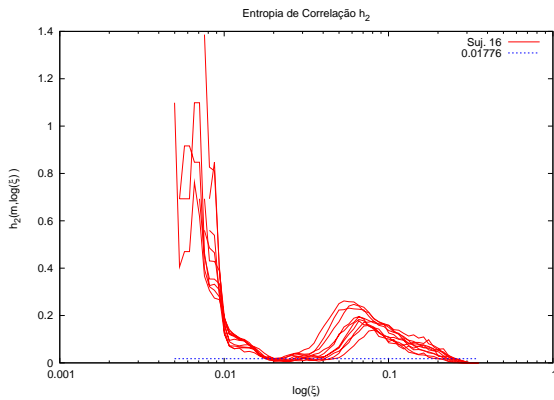
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



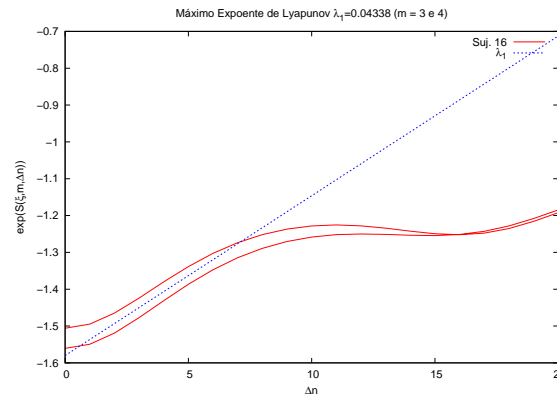
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.90: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 16)

8.5.33 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 17)

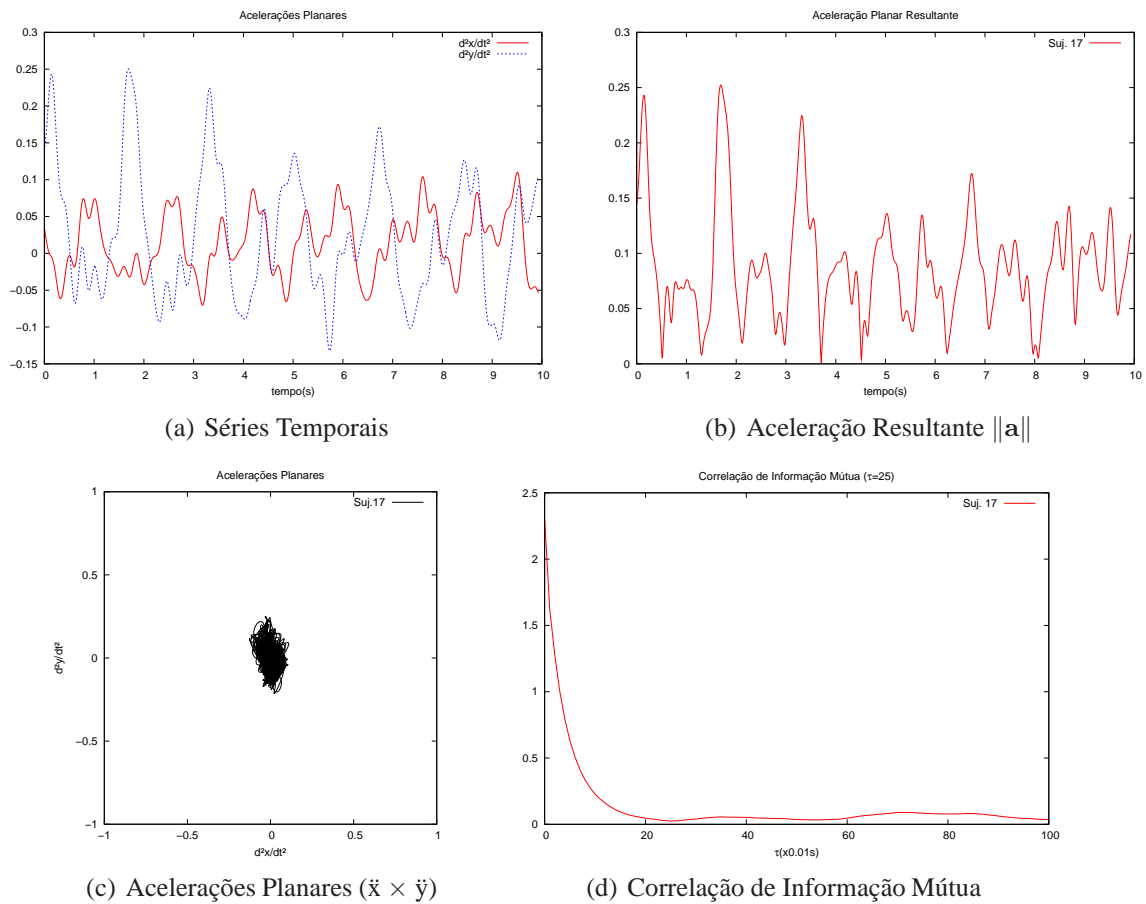
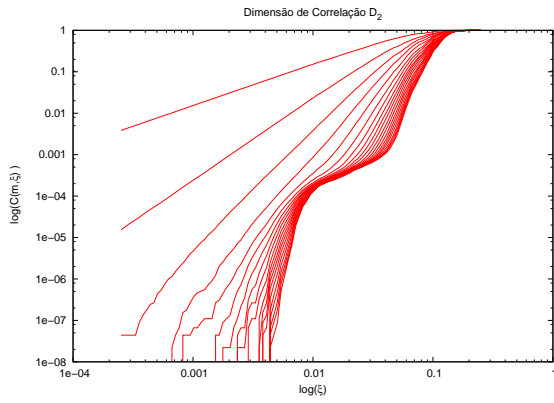
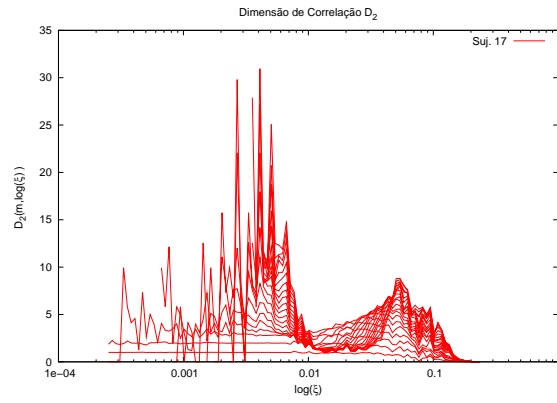


FIG. 8.91: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 17)

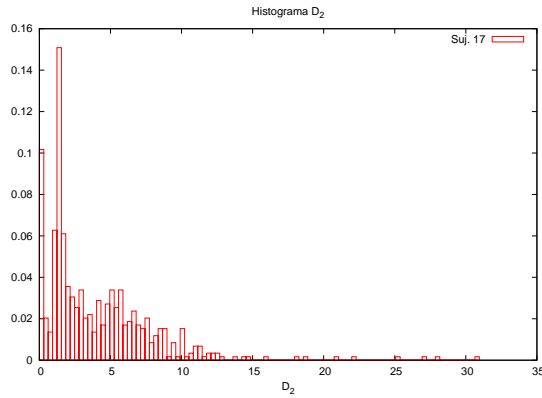
8.5.34 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 17)



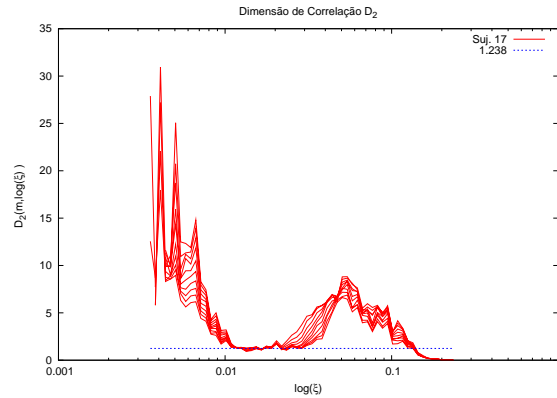
(a) Integral de Correlação C_2



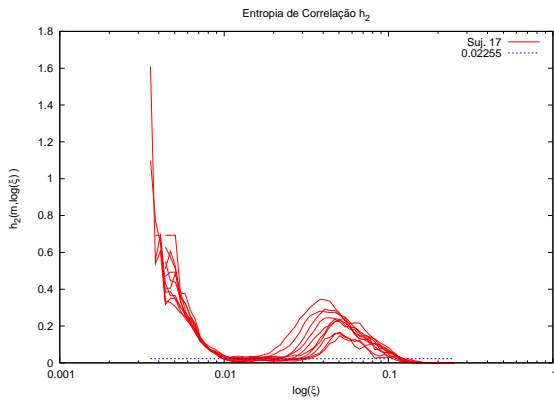
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



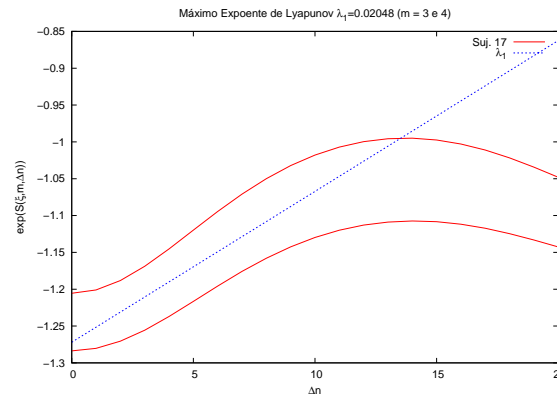
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.92: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 17)

8.5.35 DADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE E TEMPO DE ATRASO DE TAKENS (INDIVÍDUO 18)

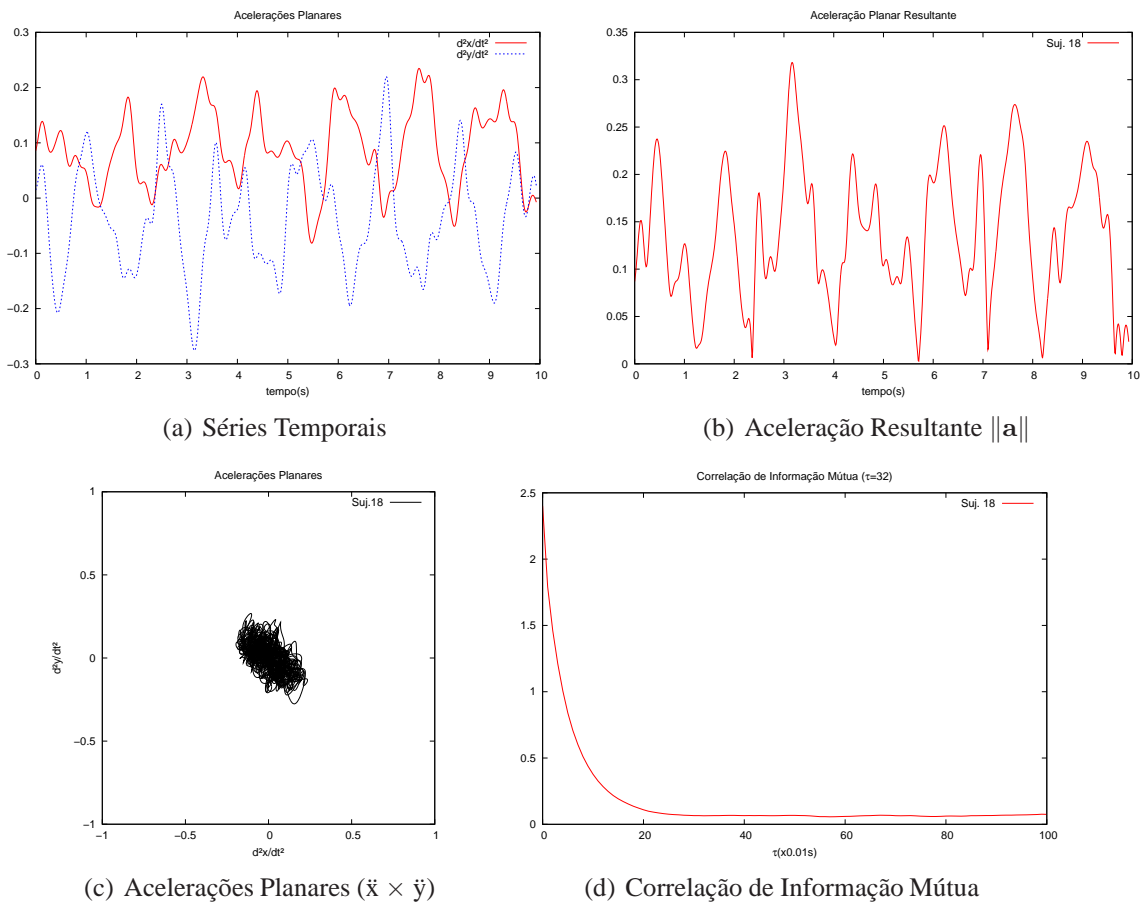
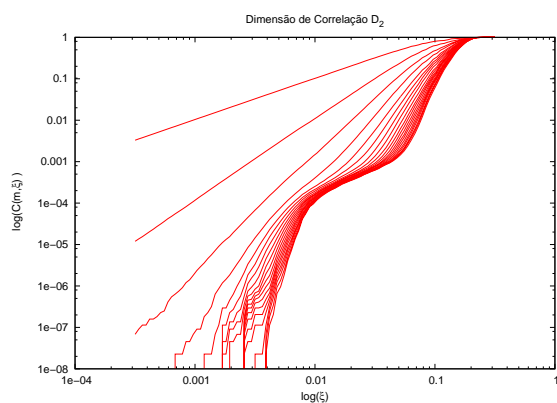
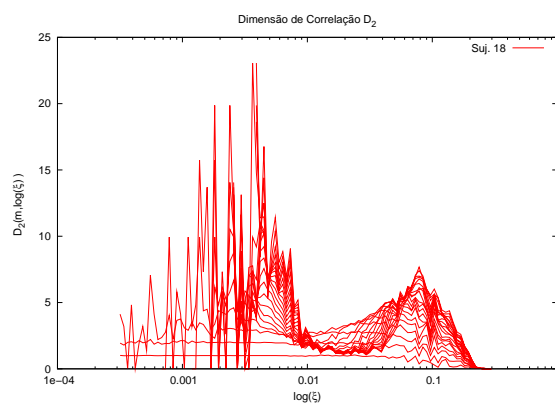


FIG. 8.93: Resultados e Análises (Movimento Planar Linear - Indivíduo 18)

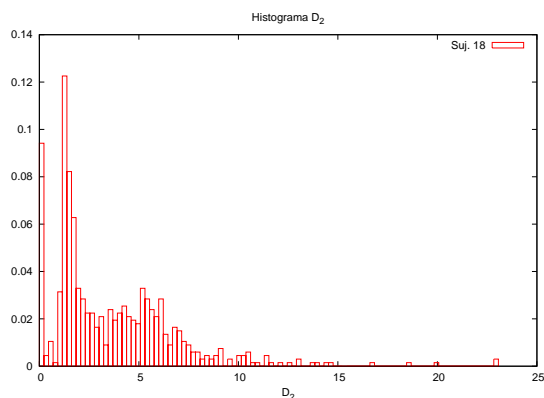
8.5.36 CARACTERIZAÇÃO DAS SÉRIES TEMPORAIS OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE (INDIVÍDUO 18)



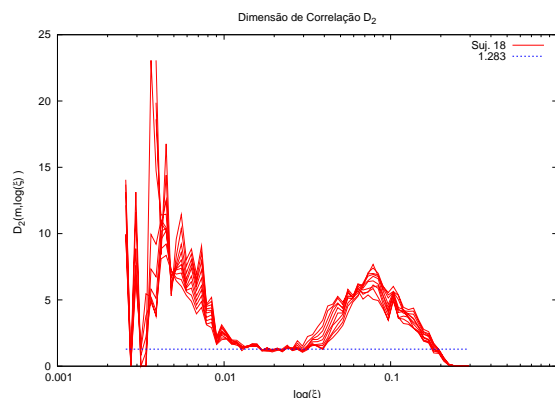
(a) Integral de Correlação C_2



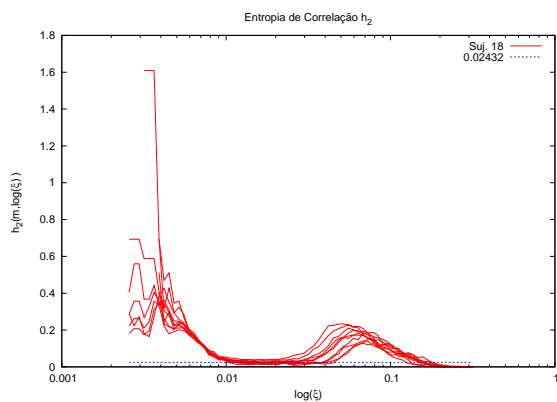
(b) Dimensão de Correlação D_2 ($m=1,2,\dots,20$)



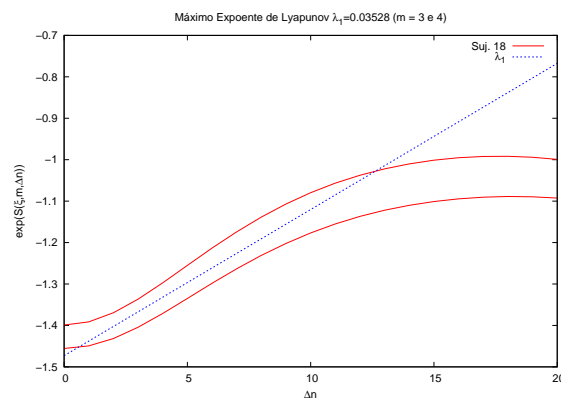
(c) Histograma de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(d) Estimação de D_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(e) Estimação de h_2 ($m=11,12,\dots,20$)



(f) Máximo Exponente de Lyapunov λ_1

FIG. 8.94: Caracterização das Séries Temporais (Movimento Planar Linear - Indivíduo 18)

8.5.37 DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA E ESTIMAÇÃO DA BRADICINESIA POR MEIO DO CENTRÓIDE ESPECTRAL

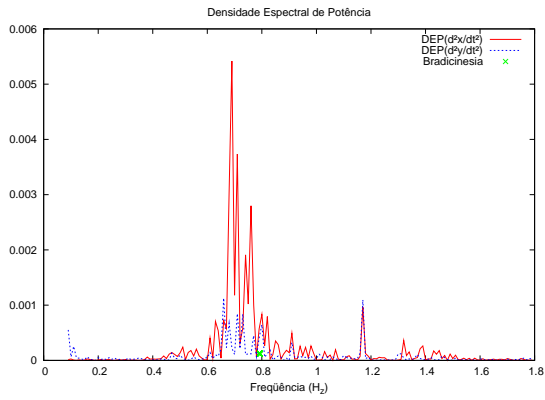


FIG. 8.95: MPL - Indivíduo 1

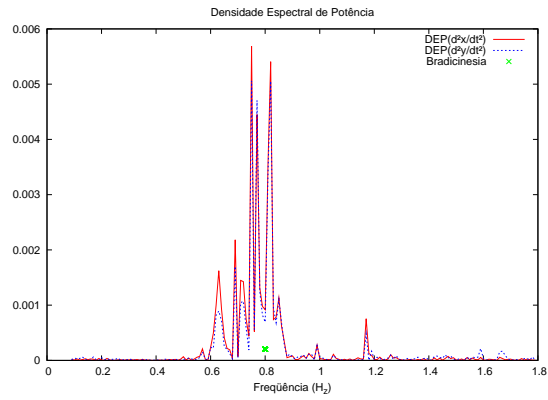


FIG. 8.96: MPL - Indivíduo 2

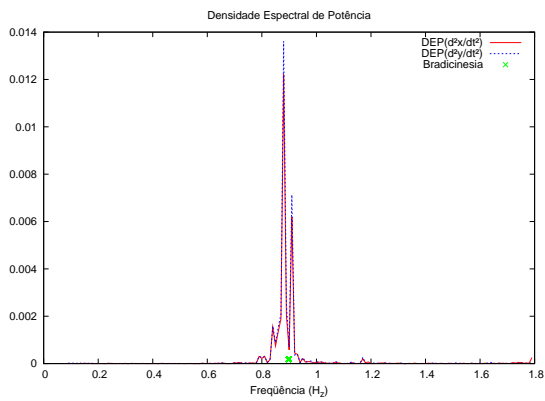


FIG. 8.97: MPL - Indivíduo 3

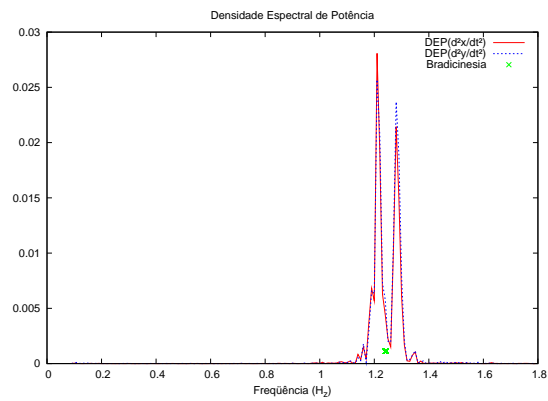


FIG. 8.98: MPL - Indivíduo 4

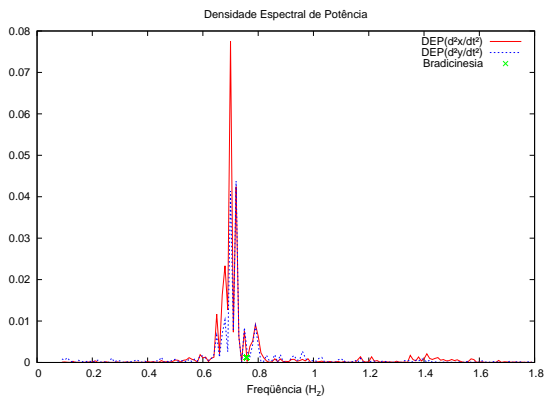


FIG. 8.99: MPL - Indivíduo 5

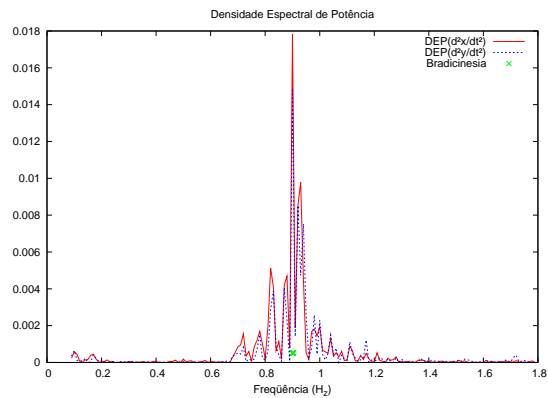


FIG. 8.100: MPL - Indivíduo 6

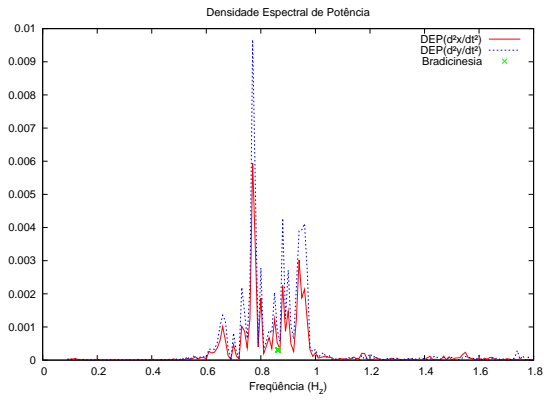


FIG. 8.101: MPL - Indivíduo 7

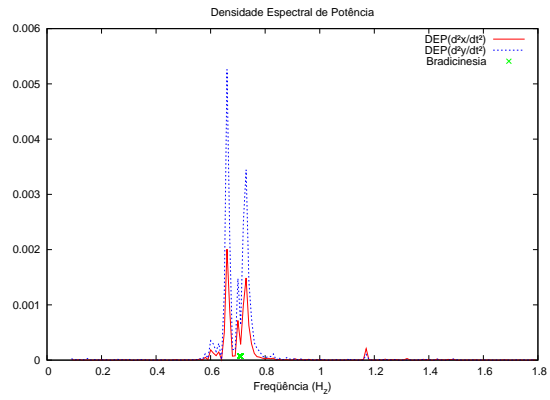


FIG. 8.102: MPL - Indivíduo 8

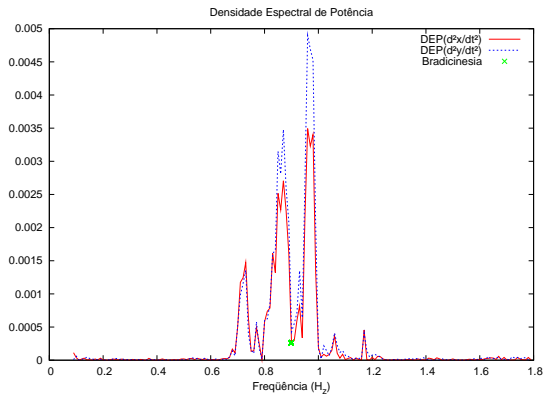


FIG. 8.103: MPL - Indivíduo 9

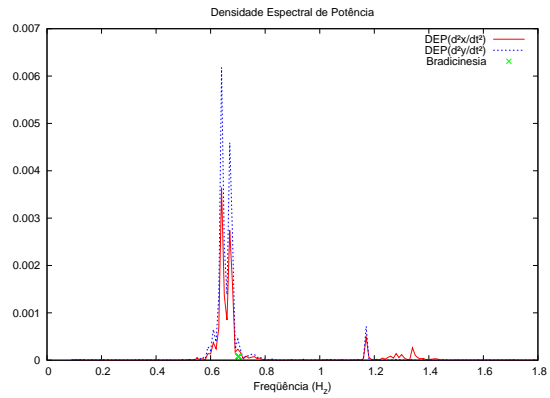


FIG. 8.104: MPL - Indivíduo 10

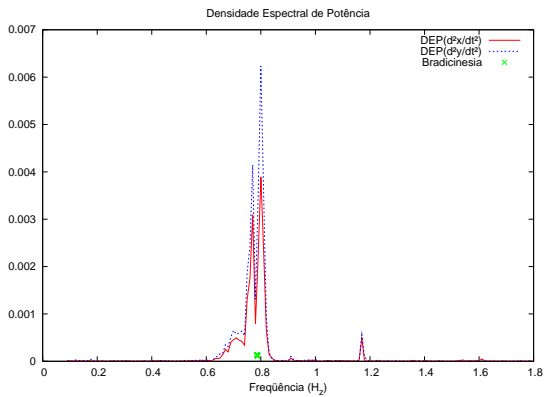


FIG. 8.105: MPL - Indivíduo 11

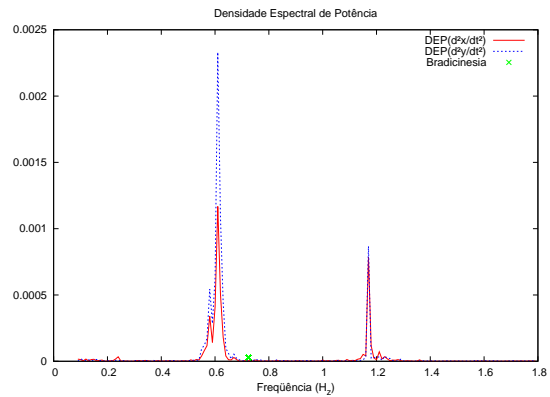


FIG. 8.106: MPL - Indivíduo 12

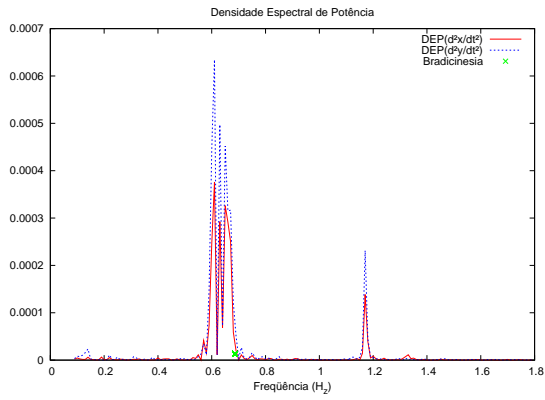


FIG. 8.107: MPL - Indivíduo 13

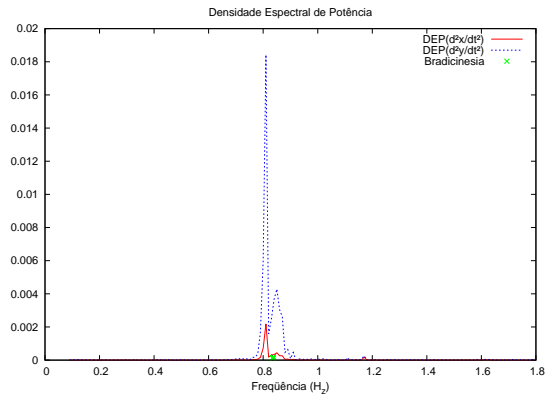


FIG. 8.108: MPL - Indivíduo 14

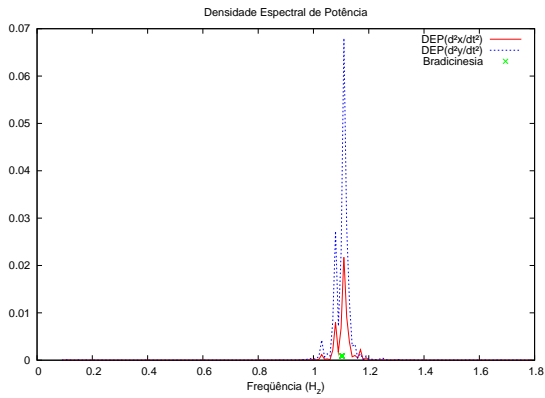


FIG. 8.109: MPL - Indivíduo 15

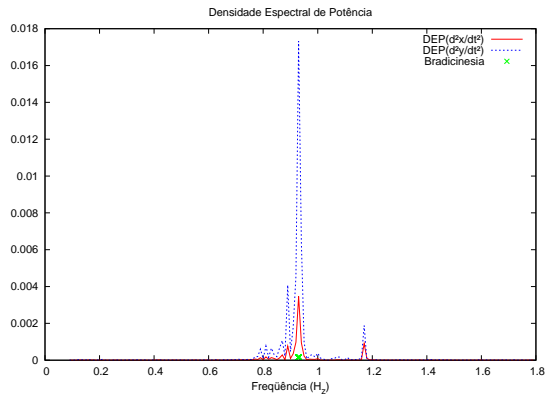


FIG. 8.110: MPL - Indivíduo 16

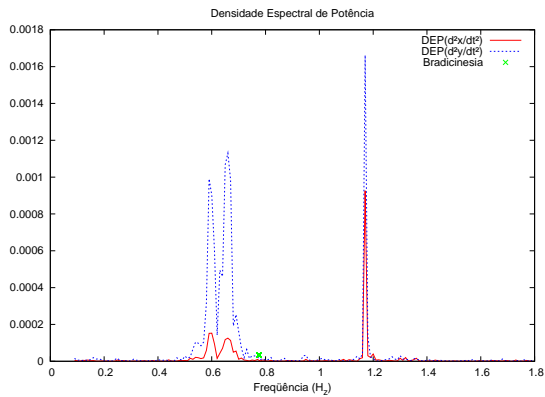


FIG. 8.111: MPL - Indivíduo 17

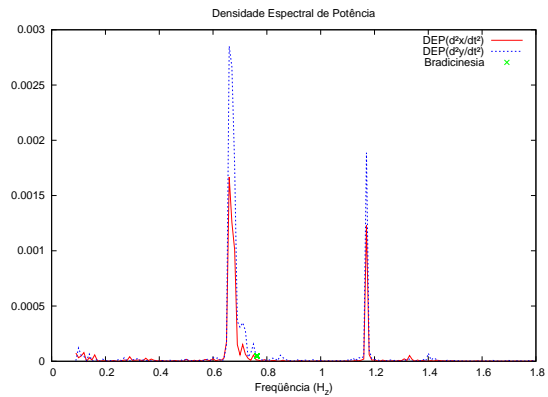


FIG. 8.112: MPL - Indivíduo 18

8.6 APÊNDICE 6: GLOSÁRIO DE TERMOS TÉCNICOS

- Acetilcolina - um neurotransmissor presente em várias partes do cérebro. Em condições normais, encontra-se em equilíbrio com a dopamina no estriado. Na doença de Parkinson, a falta de dopamina resulta em aumento da atividade da acetilcolina.
- Acinesia - significa ausência de movimento. Refere-se à dificuldade em iniciar um movimento e à economia de gestos e de expressão facial. É o mais característico dos sintomas parkinsonianos e também o mais incapacitante.
- Agonistas da dopamina - são substâncias que mimetizam (imitam) a ação da dopamina. São utilizadas como medicação antiparkinsoniana em monoterapia ou em associação com outras drogas.
- Alucinação - percepção de eventos não reais. Podem ser visuais, auditivas ou táteis. As alucinações medicamentosas são quase sempre visuais, na forma de objetos ou pessoas inexistentes. Alucinações auditivas são mais comuns em doenças psiquiátricas primárias.
- Amantadina - droga com ação antiparkinsoniana. Tradicionalmente usada no início do tratamento, quando drogas mais potentes ainda não se tornaram necessárias, vem encontrando novas indicações, principalmente no controle das flutuações motoras e das discinesias.
- Anticolinérgicos - drogas antiparkinsonianas que bloqueiam a ação da acetilcolina. Os mais utilizados são o trihexifenidil e o biperideno.
- Apomorfina - um dos primeiros agonistas da dopamina. Apresenta boa atividade dopaminérgica mas, por ter ação muito curta e necessitar administração subcutânea, tem sua aplicação clínica ainda limitada.
- Benserazida - um inibidor da dopa-descarboxilase, presente em associação com a levodopa no Prolopa e Prolopa HBS.

- Bloqueios motores ("freezing") - episódios relativamente súbitos de congelamentos que podem ocorrer em várias situações mas, principalmente, durante a marcha. O paciente sente como se estivesse "colado" ao solo, incapaz de se mover. A duração é variável, geralmente poucos minutos, e desaparecem do mesmo modo.
- Bradicinesia - significa lentidão de movimentos. Refere-se à redução na velocidade de execução de atos motores.
- Carbidopa - um inibidor da dopa-descarboxilase, presente em associação com a levodopa no *Sinemet*®, *Cronomet*® e *Levocarb*®.
- Coréia - movimentos involuntários anormais, que ocorrem em várias doenças, como na doença de Huntington e na coréia reumática. Não constitui um sintoma parkinsoniano mas movimentos em forma de coréia (discinesias) ocorrem freqüentemente na doença de Parkinson, como complicação do tratamento com a levodopa e com os agonistas.
- Corpos de Lewy - corpos de inclusão citoplasmática visíveis apenas ao microscópio, que se formam como resultado da degeneração neuronal na substância negra. São considerados a "marca registrada" da doença de Parkinson, embora algumas outras condições também possam produzir corpos de Lewy.
- Deambulação - o caminhar, a marcha.
- Delírio - crença em falsas idéias, sem razão lógica. Podem ocorrer delírios de perseguição (paranóia) como efeito colateral de medicação antiparkinsoniana.
- Demência - condição caracterizada pela perda das funções intelectuais que incluem memória, aprendizado, raciocínio e pensamento abstrato, entre outras.
- Deterioração do fim da dose - oscilações da função motora, representadas por perda do efeito da medicação antes do horário da próxima dose.
- Disautonomia - distúrbio do sistema nervoso autônomo. Pode ocorrer na forma de queda da pressão arterial, sudorese aumentada, sialorréia, alterações urinárias, intestinais e sexuais.
- Discinesias - movimentos involuntários anormais que ocorrem como complicação do tratamento com a levodopa. Podem manifestar-se como coréia e, eventualmente, como distonia.

- Disfagia - dificuldade para deglutir. Costuma ocorrer nas fases mais avançadas da doença.
- Distonia - movimento involuntário anormal caracterizado por contrações musculares prolongadas, podendo resultar em posturas anormais. São movimentos mais lentos que as coréias.
- Dopamina - neurotransmissor que se encontra deficiente na doença de Parkinson. Sua falta resulta em importante ruptura da função motora normal.
- Enzima - proteína necessária para que determinada reação química possa se processar. Exemplos de enzimas incluem a dopa-descarboxilase, MAO-B e COMT.
- Estimulação cerebral profunda - técnica cirúrgica que utiliza o implante de um eletrodo em estruturas cerebrais profundas. Esse eletrodo é acoplado a um estimulador, com o objetivo de modificar o funcionamento dessa estrutura. O globo pálido e o núcleo subtalâmico têm sido alvo desse tipo de estimulação para o controle de alguns sintomas parkinsonianos.
- Estriado - considerado como a área receptora dos Núcleos da Base, pois recebe impulsos de inúmeras áreas cerebrais. Constituído pelo núcleo caudado e putâmen.
- Fenômeno on-off- oscilações da função motora caracterizadas pela alternância, muitas vezes imprevisível, entre um estado de boa função motora, geralmente associada a discinesias (período "on"), e um estado de profunda imobilidade (período "off"). Ocorrem após anos de resposta estável à medicação.
- Festinação - marcha acelerada, com passos pequenos e tendência a inclinar-se cada vez mais para frente, como se estivesse em busca do seu centro de gravidade. Muitas vezes resulta em quedas ao solo. A medicação antiparkinsoniana não é muito eficaz no alívio desse sintoma.
- Flutuações motoras - oscilações do desempenho motor associadas ao tratamento com a levodopa. Costumam ocorrer após alguns anos de tratamento na forma de deterioração do fim da dose, discinesias e fenômeno on-off.
- Função cognitiva - refere-se ao conjunto das funções intelectuais GABA - abreviação de ácido gama-aminobutírico. É um neurotransmissor inibitório que atua nos circuitos dos Núcleos da Base.

- Núcleos da Base - conjunto de estruturas cerebrais constituído pelo estriado, globo pálido, núcleo subtalâmico e substância negra.
- Globo pálido interno - considerado com a via de saída dos Núcleos da base. Encontra-se hiperativo na doença de Parkinson. Como tem ação inibitória, essa hiperatividade resulta em maior inibição do movimento.
- Hipotensão postural - queda da pressão arterial ao levantar-se.
- Inibidores da dopa-descarboxilase - substâncias que inibem a ação da dopa-descarboxilase (benserazida e carbidopa).
- Levodopa - aminoácido precursor da dopamina. É bem absorvido pelo trato gastrointestinal e penetra no cérebro com facilidade, onde dá origem à dopamina pela ação da enzima dopa-descarboxilase.
- Músculos agonistas - são os agentes principais na execução de um movimento. Geralmente são os músculos que se contraem ativamente, sendo que além daqueles que produzem movimentos, também são considerados agonistas os que se contraem para permitir a manutenção de uma postura. Um exemplo de músculo agonista é o glúteo médio no movimento de abdução da coxa.
- Músculos antagonistas - são aqueles que possuem ação anatômica oposta à dos agonistas, seja para regular a rapidez ou a potência desta ação.
- Micrografia - caligrafia com letras pequenas, podendo haver redução progressiva do tamanho à medida que a escrita progride. Constitui sintoma típico da doença de Parkinson e é diretamente relacionado à acinesia.
- Mioclonia - abalos musculares, rápidos, de curta duração. Ocorrem raramente na doença de Parkinson.
- Neurotransmissores - substâncias químicas que atuam como mensageiros, transmitindo sinais entre as células.
- Noradrenalina - um neurotransmissor, deficiente em grau moderado na doença de Parkinson. Supõe-se que essa falta possa contribuir para o aparecimento da depressão.
- Núcleo caudado - um dos componentes do estriado

- Palidotomia - procedimento cirúrgico estereotáxico, realizado através de um pequeno orifício no crânio, que consiste em lesão do globo pálido interno (que se encontra hiperativo na doença de Parkinson). Em alguns casos melhora a acinesia e reduz a intensidade dos movimentos involuntários anormais.
- Parkinsonismo - conjunto de sinais e sintomas normalmente observados na doença de Parkinson mas que podem ocorrer em outras condições. A doença de Parkinson é uma das formas de parkinsonismo.
- Parkinsonismo Secundário - refere-se a determinada condição que, além dos sintomas parkinsonianos, apresenta alguns elementos que não permitem rotulá-la como doença de Parkinson.
- Pergolida - um agonista da dopamina.
- PET scan - método diagnóstico que permite o estudo do metabolismo de áreas cerebrais específicas através do uso de substâncias radioativas.
- Pramipexol - agonista da dopamina não relacionado ao ergot. Atua principalmente em receptores D3. Apresenta boa atividade antiparkinsoniana e, em alguns casos, pode melhorar quadros depressivos (Mirapex).
- Psicose - distúrbio psiquiátrico representado por perda de contato com a realidade. Exemplos de sintomas psicóticos são as alucinações e delírios.
- Putâmen - um dos componentes do estriado. É a região onde a falta de dopamina é mais intensa na doença de Parkinson.
- Receptores - são proteínas localizadas na membrana da célula, que interagem com os neurotransmissores.
- Rigidez - aumento da resistência muscular à movimentação passiva.
- Ropinerol - um agonista da dopamina não derivado do ergot (Requip).
- Seborréia - aumento da secreção sebácea em face e couro cabeludo, podendo haver descamação.
- Serotonina - um neurotransmissor, deficiente em grau moderado na doença de Parkinson. Como no caso da noradrenalina, supõe-se que essa falta possa contribuir para o aparecimento da depressão.

- Sialorréia - aumento da salivação que pode escorrer para fora da boca.
- Sistema nervoso autônomo - parte do sistema nervoso responsável pelas funções chamadas vegetativas: controle da pressão arterial, respiração, função digestiva, transpiração, controle da bexiga, etc.
- Substância negra - região do tronco do encéfalo, que contém grande quantidade de um pigmento conhecido como neuromelanina. É na substância negra que têm origem as células que sintetizam dopamina.
- Subtalamotomia - técnica cirúrgica estereotáxica semelhante à palidotomia. Nesse caso, o alvo é o núcleo subtalâmico que também se encontra hiperativo.
- Tremor de repouso - tremor típico da doença de Parkinson. Ocorre quando um membro encontra-se em repouso e costuma desaparecer durante a execução de um movimento.
- Tremor essencial - condição familiar, geralmente herdada com padrão de transmissão autossômico dominante e caracterizada por tremor postural nos membros superiores.
- Tremor postural - tremor que ocorre com os braços estendidos ou assumindo outra postura. Pode aparecer na doença de Parkinson mas é mais comum nos pacientes com Tremor Essencial.