

---

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Edenize Sodré dos Santos

**FLUTUAÇÕES POSTURAS NO EQUILÍBRIO ESTÁTICO:  
adaptações com a posição de perna única**

Maringá

2013

---

---

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Edenize Sodré dos Santos

**FLUTUAÇÕES POSTURAS NO EQUILÍBRIO ESTÁTICO:  
adaptações com a posição de perna única**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Física, do Programa de Pós-graduação em Física, da Universidade Estadual de Maringá.

**Orientador:** Prof. Dr. Renio Santos Mendes

**Co-orientador:** Prof. Dr. Sergio de Picoli Junior

Maringá

2013

---

# Agradecimentos

Agradeço a Deus, pelo conforto que tive em toda minha vida.

À minha família, minha mãe Isael, meu padrasto Rael e meus irmãos, pelo apoio emocional.

Aos professores Drs. Renio dos Santos Mendes e Sergio de Picoli Junior que, ao longo desses últimos dois anos, me orientaram, sempre com muita calma e paciência.

Aos colegas do grupo de Sistemas Complexos e aos grandes amigos Denise e Eder.

Ao professor Dr. Pedro Paulo Deprá do Departamento de Educação Física (UEM) por ceder o equipamento experimental, no caso, a plataforma de força, e por tornar possível este trabalho.

Aos bons professores com quem tive aulas.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro.

# Resumo

Neste trabalho, utilizamos técnicas de física estatística para investigar padrões nas flutuações posturais que caracterizam o equilíbrio estático em seres humanos. Especificamente, analisamos o comportamento da velocidade do centro de pressão (CP) de 5 indivíduos saudáveis, nas posições normal e de perna única (direita e esquerda). Utilizamos uma plataforma de força para registrar as coordenadas ântero-posterior e médio-lateral do CP. Investigamos as correlações temporais na série das velocidades, a distribuição das velocidades e a dos intervalos de tempo de retorno delas. Primeiramente, utilizando o método *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), verificamos que a série das velocidades apresenta comportamento persistente ( $H > 0,5$ ) para intervalos de tempo menores que um certo valor  $n_c$  e comportamento antipersistente ( $H < 0,5$ ) para intervalos de tempo maiores que  $n_c$ . A seguir, verificamos que a distribuição das velocidades apresenta um comportamento não-Gaussiano, sendo consistente com uma distribuição q-Gaussiana com  $q > 1$ . Além disso, verificamos que a distribuição dos intervalos de tempo de retorno das velocidades exibe comportamento não-exponencial, bem ajustado por uma distribuição exponencial alongada. Em cada caso, comparamos os valores dos parâmetros relevantes para cada posição: normal, perna direita e perna esquerda. Finalmente, discutimos o significado de alguns dos principais resultados.

**Palavras-chave:** equilíbrio postural, centro de pressão, série das velocidades.



# Abstract

In this work, it was used statistical physics' technics to investigate standards in the postural fluctuations that characterize the static balance in human beings. Specifically, we analyze the behavior of the center-of-pressure (COP) velocity of 5 healthy subjects, in their regular position and on a single leg (right and left). We made use of a force platform to record the anteroposterior and mediolateral coordinates of COP. We investigated the temporal correlations in the velocity series, the velocity distribution and distribution of time intervals of return them. First, by making use of the Detrended Fluctuation Analysis (DFA) method, we verified the velocity series show persistent behavior ( $H > 0,5$ ) for time intervals shorter than a certain value  $n_c$  and anti-persistent behavior ( $H < 0,5$ ) for time intervals longer than  $n_c$ . Next, we verified the velocity distribution shows a non-Gaussian behavior, being consistent with a q-Gaussian distribution with  $q > 1$ . Besides, we verified the distribution of time intervals of return shows a non-exponential behavior, well-adjusted by a stretched exponential distribution. In each case we compared the relevant parameters' values for each position: regular, right and left leg. At last, we discussed the meaning of some main results.

**Keywords:** postural balance, center-of-pressure, velocity series.

# Lista de Figuras

1.1	Exemplo de uma típica trajetória do CP e suas correspondentes séries temporais. . . . .	5
1.2	Análise da caminhada aleatória da série temporal do CP e das séries embaralhadas. . . . .	6
2.1	Representação de uma plataforma de força e eixos de medida. . . . .	9
2.2	Típica trajetória do CP na direção ântero-posterior filtrada pelo filtro “passa-baixa”. . . . .	10
2.3	Típica trajetória do CP. . . . .	11
3.1	Trajетórias do centro de pressão e as correspondentes séries temporais.	13
3.2	Análise de correlações utilizando DFA (Normal). . . . .	14
3.3	Análise de correlações utilizando DFA (Direita). . . . .	15
3.4	Análise de correlações utilizando DFA (Esquerda). . . . .	16
3.5	Valor médio dos expoentes. . . . .	18
3.6	Valor médio total dos expoentes $H + 1$ . . . . .	19
4.1	Típicas séries dos incrementos consecutivos. . . . .	22
4.2	Distribuição das velocidades. . . . .	23
4.3	Valor do parâmetro $q$ da distribuição de ajuste (Equação 4.1). . . . .	25
5.1	Intervalos de tempo de retorno da velocidade. . . . .	28
5.2	Distribuição dos intervalos de tempo de retorno da velocidade, $P(\tau)$ .	29

A.1	Ilustração da aplicação do DFA. . . . .	35
B.1	Distribuição q-Gaussiana. . . . .	37
B.2	Distribuição exponencial alongada. . . . .	38

# Sumário

<b>Resumo</b>	<b>i</b>
<b>Abstract</b>	<b>ii</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>iv</b>
<b>Introdução</b>	<b>1</b>
<b>1 Flutuações Posturais e Caminhada Aleatória</b>	<b>4</b>
<b>2 Dados Experimentais: Obtenção e Tratamento</b>	<b>8</b>
<b>3 Correlações Temporais</b>	<b>12</b>
<b>4 Distribuição das Velocidades</b>	<b>21</b>
<b>5 Distribuição dos Intervalos de Tempo de Retorno da Velocidade</b>	<b>27</b>
<b>Considerações Finais</b>	<b>31</b>
<b>Apêndice</b>	<b>33</b>
<b>A Detrended Fluctuation Analysis (DFA)</b>	<b>33</b>
<b>B Distribuições de Probabilidades</b>	<b>36</b>
B.1 Distribuição Gaussiana ou Normal . . . . .	36

B.2 Distribuição q-Gaussiana . . . . .	36
B.3 Distribuição Exponencial Alongada . . . . .	38
<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>39</b>

# Introdução

O equilíbrio postural humano refere-se ao controle da estabilidade do corpo, tanto estático quanto dinâmico. O estado de equilíbrio depende de um minucioso controle realizado pelo sistema nervoso central (SNC) sobre os músculos e as articulações. Esse controle possibilita que o corpo seja capaz de sustentar certas posições estáticas ou movimentos sem ser vencido pela força gravitacional [1–4].

O controle do SNC ocorre até mesmo inconscientemente, mas precisa ser constante, visto que, para manter o corpo em equilíbrio, é necessário que haja tensão muscular. À medida que a posição do corpo muda ou que os movimentos são realizados, o SNC procura fazer os ajustes necessários na tensão muscular para manter o equilíbrio.

Para que o SNC possa fazer os ajustes necessários, é imprescindível que ele receba informações precisas em um tempo suficiente a respeito da posição de várias partes do corpo. Essas informações podem vir de várias fontes, por exemplo: os receptores sensitivos presentes na pele e nas articulações enviam informações sobre a situação do corpo no espaço e sobre a posição relativa de cada parte do corpo; a visão contribui para permitir uma imagem global da situação do corpo em relação ao espaço que o envolve; o aparelho vestibular localizado no ouvido interno também fornece informações vitais para o equilíbrio. O conjunto de informações recebidas são analisadas e os sinais são enviados aos músculos para corrigir as tensões e regular o equilíbrio [5–8].

Apesar dessa breve descrição dos processos que levam à manutenção do equilíbrio

do corpo humano, é bom lembrar que os mecanismos envolvidos são extremamente complexos e são objeto de pesquisa intensa em vários campos [9–19]. Possíveis aplicações de estudos relacionados ao equilíbrio incluem identificar as causas dos desequilíbrios, a prevenção de quedas e as estratégias de manutenção da postura [20–23]. Em particular, alguns estudos são direcionados a determinados grupos tais como idosos, gestantes, atletas, pessoas com doenças degenerativas e com membros amputados [24–30].

Uma maneira amplamente utilizada para investigar o equilíbrio humano é por meio do estudo das trajetórias do centro de pressão (CP), obtidas por meio de plataformas de força. De certa forma, o CP representa o resultado global das ações do sistema de controle postural e da atração gravitacional na manutenção do equilíbrio postural [31]. Tipicamente, pesquisas envolvendo o CP focalizam o estudo das trajetórias nas direções ântero-posterior e médio-lateral, incluindo o deslocamento total, a área de deslocamento e a amplitude da oscilação [32–34, 34–42, 42–45].

Recentemente, um novo aparato conceitual e teórico foi introduzido para o estudo do controle postural humano. Técnicas desenvolvidas no contexto da física estatística têm sido aplicadas no estudo e na interpretação de trajetórias do CP [46–50]. Essa nova maneira de estudar o equilíbrio se baseia na hipótese de que o ato de manter a postura de equilíbrio poderia ser encarado, pelo menos em parte, como um processo estocástico.

Neste trabalho, utilizaremos técnicas de física estatística para analisar o comportamento da velocidade do centro de pressão de indivíduos saudáveis. Mais especificamente, investigaremos o comportamento do CP, focalizando as correlações temporais na velocidade, bem como a distribuição das velocidades e a dos intervalos de tempo de retorno da velocidade. Analisaremos essas quantidades na posição normal (com as duas pernas de apoio) e perna única (apenas uma perna de apoio).

Nosso objetivo é explorar a existência de padrões no CP utilizando conceitos de física estatística. Paralelamente, comparando os padrões que caracterizam as posições normal e perna única, exploramos, também, como o corpo humano se adapta a diferentes situações para manter o equilíbrio.

No capítulo 1, descreveremos brevemente um dos primeiros resultados obtidos ao considerar o movimento do CP como uma caminhada aleatória. Em seguida, no capítulo 2, explicaremos o procedimento experimental que foi utilizado na obtenção das trajetórias e das velocidades do CP. Nos capítulos 3, 4 e 5 investigaremos a presença de correlações temporais nas velocidades do CP, utilizando o método *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA); a distribuição da velocidade do CP, que será comparada com as distribuições Gaussiana e q-Gaussiana de Tsallis; e a dinâmica das velocidades do CP do ponto de vista da distribuição dos intervalos de tempo de retorno e a sua conexão com as correlações temporais na série das velocidades. Por fim, faremos nossas considerações finais acerca dos resultados observados neste trabalho.



# Capítulo 1

## Flutuações Posturais e Caminhada Aleatória

Técnicas desenvolvidas no contexto da física estatística têm sido aplicadas no estudo das trajetórias do CP. Neste capítulo, descreveremos brevemente um dos principais resultados obtidos nessa linha de pesquisa: considerar o movimento do CP como uma caminhada aleatória.

Em 1905, Einstein estudou o movimento Browniano e mostrou que o deslocamento quadrático médio  $\langle \Delta y^2 \rangle$  de um passeio aleatório<sup>1</sup> unidimensional estava relacionado com o tempo  $\tau$  de duração desse passeio por meio da expressão [47]

$$\langle \Delta y^2 \rangle \sim \tau. \quad (1.1)$$

O resultado acima pode ser facilmente estendido para dimensões maiores, isto é, caminhadas aleatórias em um plano ou em um espaço tridimensional. Em cada caso, o deslocamento quadrático médio e o tempo estão linearmente relacionados.

O termo “movimento Browniano fracionário” (*fractional Browniano motion*) foi introduzido por Mandelbrot e Van Ness, em 1968, para designar uma família generalizada de processos estocásticos Gaussianos [51]. Nessa extensão do movimento Browniano clássico ou ordinário, temos

$$\langle \Delta y^2 \rangle \propto \tau^{2H}, \quad (1.2)$$

---

<sup>1</sup>Os *brackets*  $\langle * \rangle$  denotam uma média ao longo do tempo ou uma média do *ensemble* de um grande número de amostras.

em que o expoente escalar  $H$  (expoente de Hurst) pode assumir valores no intervalo  $0 < H < 1$ . O movimento Browniano clássico corresponde a  $H = 0,5$ . Nesse caso, os incrementos no deslocamento são estatisticamente independentes ou não correlacionados. Quando  $H > 0,5$ , incrementos passados e futuros são positivamente correlacionados (comportamento persistente). Por outro lado, quando  $H < 0,5$ , incrementos passados e futuros são negativamente correlacionados (comportamento antipersistente).

Recentemente, esse conceito foi aplicado no estudo das flutuações do CP no equilíbrio estático [47, 48]. Uma típica trajetória do CP pode ser vista na Figura 1.1.

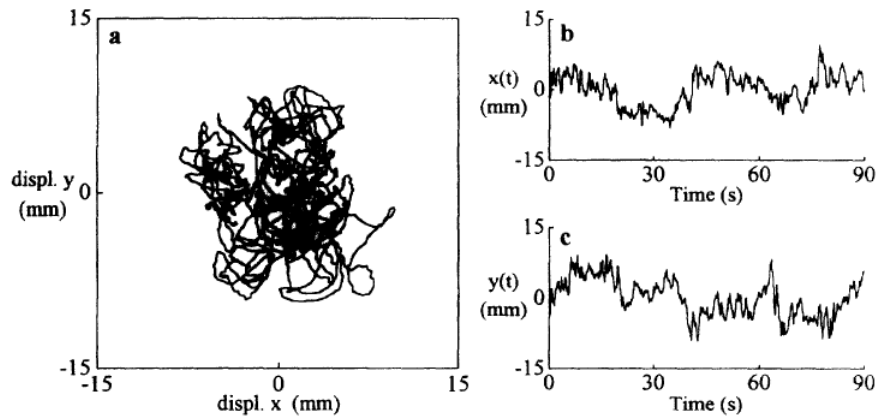


Figura 1.1: (a) Uma típica trajetória do CP para postura ereta e quieta, em que  $x$  e  $y$  correspondem às direções médio-lateral e ântero-posterior respectivamente. As séries temporais correspondentes são dadas em (b) e (c). Figura extraída da referência [48].

A Figura 1.2 (a) mostra o deslocamento quadrático médio do CP versus  $\tau$  para um indivíduo representativo. Verifica-se a existência de duas regiões: uma caracterizada por comportamento persistente ( $H > 0,5$ ) e outra, antipersistente ( $H < 0,5$ ). Uma terceira região também é mencionada na referência [48]. Após um valor de  $\tau$  suficientemente grande,  $H \approx 0$ .

Na Figura 1.2 (b), o mesmo procedimento é aplicado em versões embaralhadas da série original, obtendo-se  $H = 0,5$ . O processo de embaralhamento remove possíveis correlações temporais na série. Como esperado, o valor de  $H$  para os dados

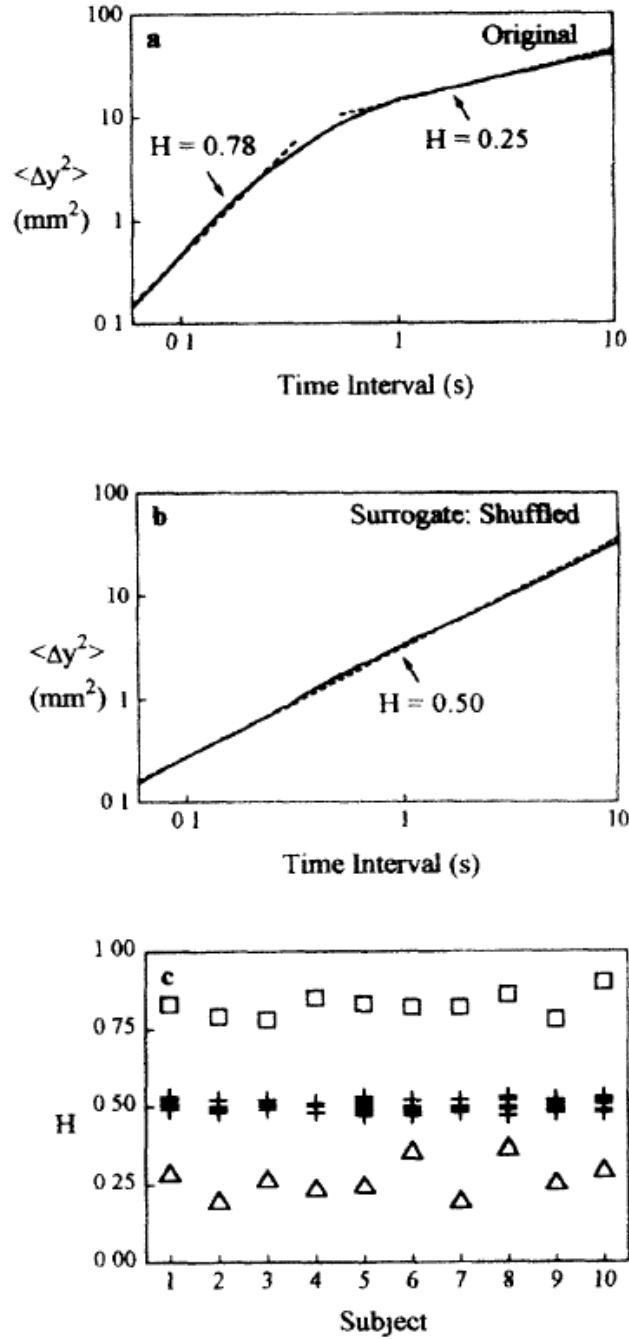


Figura 1.2: (a) Deslocamento quadrático médio  $\langle \Delta y^2 \rangle$  versus o intervalo de tempo  $\tau$  para um indivíduo representativo. Os ajustes fornecem  $H > 0,5$  para  $\tau$  pequeno e  $H < 0,5$  para  $\tau$  grande. (b) Como em (a), mas para a versão embaralhada da série original. Como esperado, temos  $H = 0,5$ . (c) Valores de  $H$  calculados para as regiões escalares de  $\tau$  pequeno ( $H = 0,83 \pm 0,04$ ),  $\tau$  grande ( $H = 0,26 \pm 0,06$ ) e para as séries embaralhadas ( $H = 0,50 \pm 0,02$ ), para cada um dos dez indivíduos. Figura extraída da referência [48].

embaralhados é próximo de 0,5. Esse resultado ajuda a confirmar que os anteriores,  $H > 0,5$  e  $H < 0,5$ , não estão relacionados com a distribuição dos incrementos ou com o tamanho da série em estudo.

Para o conjunto de 10 indivíduos saudáveis analisados [Figura 1.2 (c)], os valores de  $H$  para intervalos de tempo pequenos variaram de 0,78 a 0,90 (média de  $0,83 \pm 0,04$ ), enquanto que os valores de  $H$  para intervalos de tempo grandes variaram de 0,19 a 0,36 (média de  $0,26 \pm 0,06$ ). Para cada série embaralhada, o valor de  $H$  permaneceu no intervalo de  $0,47 - 0,53$ , ( $0,50 \pm 0,02$ ).

Dessa forma, as séries das posições do CP apresentam um comportamento persistente para intervalos de tempo curtos, mas antipersistente para intervalos de tempo longos. Uma região de transição (*cross-over*) foi observado para  $\tau \approx 1s$ .

Em [48], uma interpretação dos resultados é dada em termos de mecanismos fisiológicos. Sugere-se que o resultado  $H > 0,5$  pode significar que o sistema de controle postural utiliza mecanismos de controle *open-loop* sobre intervalos de curta duração ( $\tau < 1s$ ), enquanto que o resultado  $H < 0,5$  sugere que os mecanismos de controle *closed-loop* são utilizados para intervalos de longa duração ( $\tau > 1s$ ).

O procedimento descrito nesse capítulo para a análise das flutuações costuma ser aplicado em séries temporais estacionárias<sup>2</sup>. Como nem sempre as séries em estudo exibem essa propriedade, outras técnicas foram desenvolvidas para a análise de séries não estacionárias. Um exemplo é o método conhecido como *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), cujas principais características são descritas brevemente no Apêndice A. Recentemente, o DFA tem sido aplicado no estudo das flutuações do CP no equilíbrio estático [49, 52–54].

---

<sup>2</sup>Uma série temporal  $X$  é dita estritamente estacionária se a distribuição conjunta de  $X(t_1), \dots, X(t_n)$  é a mesma da distribuição  $X(t_1 + \tau), \dots, X(t_n + \tau)$ ,  $\forall t \in \{t_1, \dots, t_n, \tau\}$ ; em que  $X(t)$  denota a série temporal no tempo  $t$ . Essa definição se confirma para qualquer valor de  $n$  e significa que um deslocamento  $\tau$  não afeta a distribuição conjunta.

## Capítulo 2

# Dados Experimentais: Obtenção e Tratamento

Neste capítulo, descreveremos o procedimento experimental que foi utilizado na obtenção das trajetórias e das velocidades do CP. Mencionamos, também, o procedimento utilizado no tratamento dos dados para eliminar ruídos indesejáveis de alta frequência.

O experimento foi realizado com um grupo constituído de cinco pessoas (quatro homens e uma mulher), selecionado de forma intencional (não probabilística), com idade entre 21 e 49 anos (média de idade, 30.8). Medidas das trajetórias do CP foram obtidas em duas situações distintas: posição normal (com as duas pernas de apoio) e perna única (apenas uma perna de apoio, sendo que a outra fica levemente suspensa). Em ambos os casos, os participantes mantiveram os olhos abertos e direcionados a um ponto fixo.

Mais especificamente, a posição normal utilizada caracteriza-se por uma típica postura ereta do dia a dia, com os braços pendidos e relaxados ao longo do corpo e os pés separados na posição escolhida pelo indivíduo sem orientação prévia. A posição perna única é obtida elevando-se uma das pernas de forma que ela não toque na base da plataforma e mantendo os joelhos levemente dobrados e os braços livres, para o auxílio na manutenção do equilíbrio.

Os dados foram coletados por meio de uma plataforma de força (EMG SYSTEM do Brasil), com taxa de amostragem de 100 Hz (ver Figura 2.1). O tempo

de aquisição para cada medida foi de 60s. A Figura 2.1 mostra uma plataforma de força semelhante à utilizada neste experimento. Para cada indivíduo, foram realizadas quatro medidas em cada uma das seguintes posições: normal, perna única com a perna direita de apoio e perna única com a esquerda de apoio. Obtivemos, portanto, um total de 20 medidas de 60s cada uma, com taxa de amostragem de 100 Hz.



Figura 2.1: Exemplo de uma plataforma de força retangular. Figura extraída da referência [55].

Cada trajetória obtida foi filtrada usando-se um filtro “passa-baixa”. Esse procedimento elimina flutuações indesejáveis de alta frequência, conforme ilustrado na Figura 2.2. Após a filtragem, consideramos trajetórias com uma taxa de amostragem de 50 Hz. Tipicamente, utilizam-se taxas de amostragem entre 20 e 100 Hz.

A Figura 2.3 ilustra uma típica trajetória do centro de pressão e as séries temporais correspondentes às direções ântero-posterior e médio-lateral. Neste trabalho, optamos por mostrar nos gráficos as análises relacionadas à direção ântero-posterior ( $Y$ ). Entretanto, todas as análises também foram feitas com a variável médio-lateral ( $X$ ).

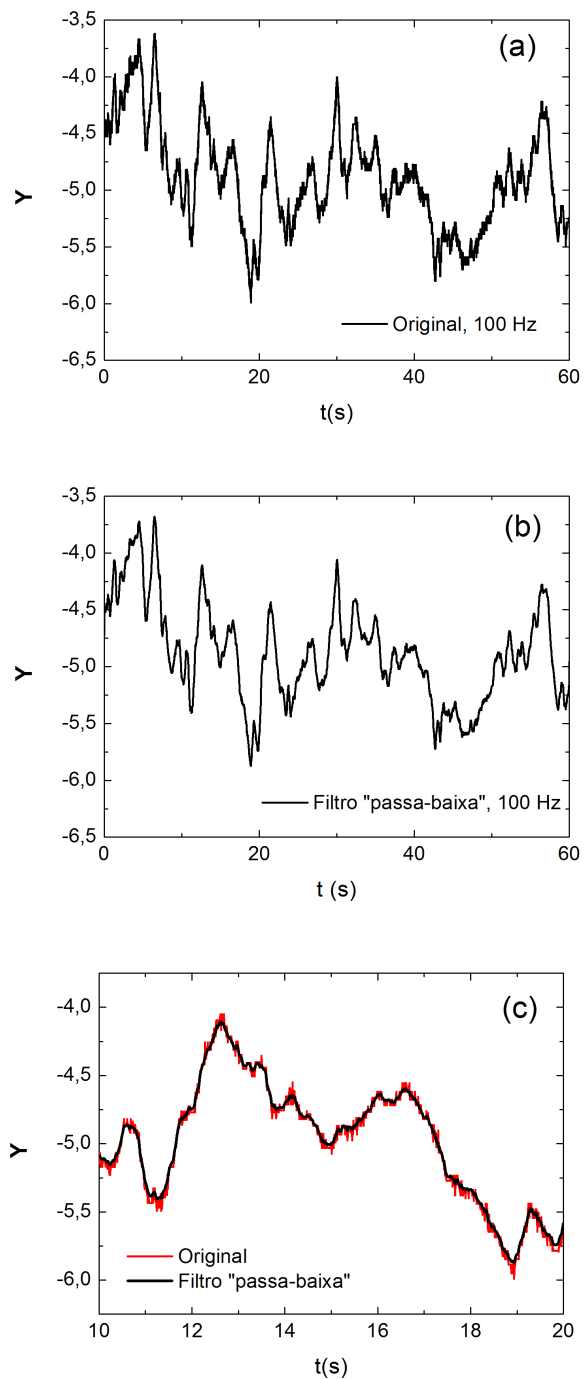


Figura 2.2: Típica trajetória do CP na direção ântero-posterior: (a) original; (b) filtrada pelo filtro “passa-baixa”; e (c) comparação entre (a) e (b).

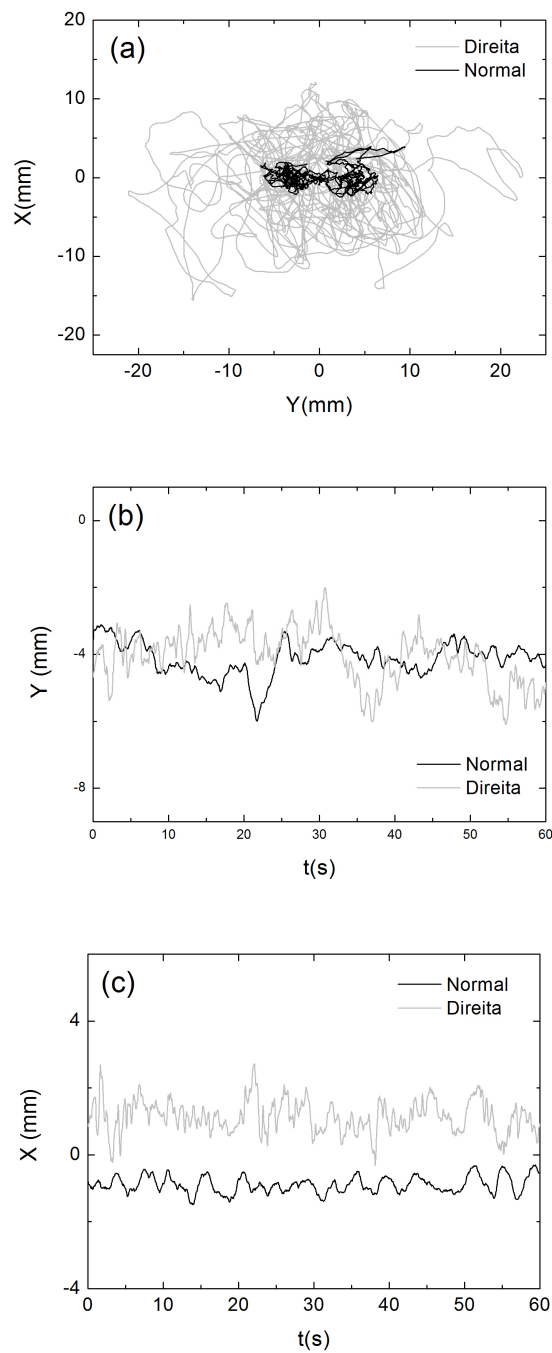


Figura 2.3: (a) Típica trajetória do CP nas posições normal e perna direita; (b) séries temporais correspondentes na direção ântero-posterior (Y); (c) séries temporais correspondentes na direção médio-lateral (X).



## Correlações Temporais

Neste capítulo, investigaremos a presença de correlações temporais nas velocidades do centro de pressão, utilizando o método *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA). A partir dessa análise, obteremos estimativas do expoente de Hurst, calculado para diferentes escalas de tempo.

Na Figura 3.1 (a), vemos uma típica trajetória do CP para as condições de postura normal e de perna única. Nota-se, claramente, que a flutuação na condição de perna única é visualmente maior quando comparada com a condição normal. As correspondentes séries temporais para a direção ântero-posterior estão representadas na Figura 3.1 (b) por meio da variável normalizada  $y = (Y - \mu)/\sigma$ , sendo  $\mu$  a média e  $\sigma$  o desvio padrão.

Inicialmente, calculamos a função de flutuação  $F(n)$  (veja Apêndice A) para a série das trajetórias de cada um dos participantes. Nesse caso, o polinômio ajustado à série integrada no DFA é de ordem 1 e, portanto, chamaremos de DFA-1. Com o objetivo de analisar o comportamento geral, calculamos a função de flutuação média  $\bar{F}(n)$ , calculada sobre todas as  $N = 20$  séries. Conforme vemos nas Figuras 3.2; 3.3 e 3.4,  $\bar{F}(n)$  apresenta dois comportamentos distintos, e essa mudança de comportamento acontece para valores  $n \approx n_c$ . Verificamos que  $\bar{F}(n)$  pode ser bem aproximada por uma lei de potência do tipo

$$\bar{F}(n) \propto n^{H+1},$$

com  $H = H_>$  para  $n > n_c$  e  $H = H_<$  para  $n < n_c$ .

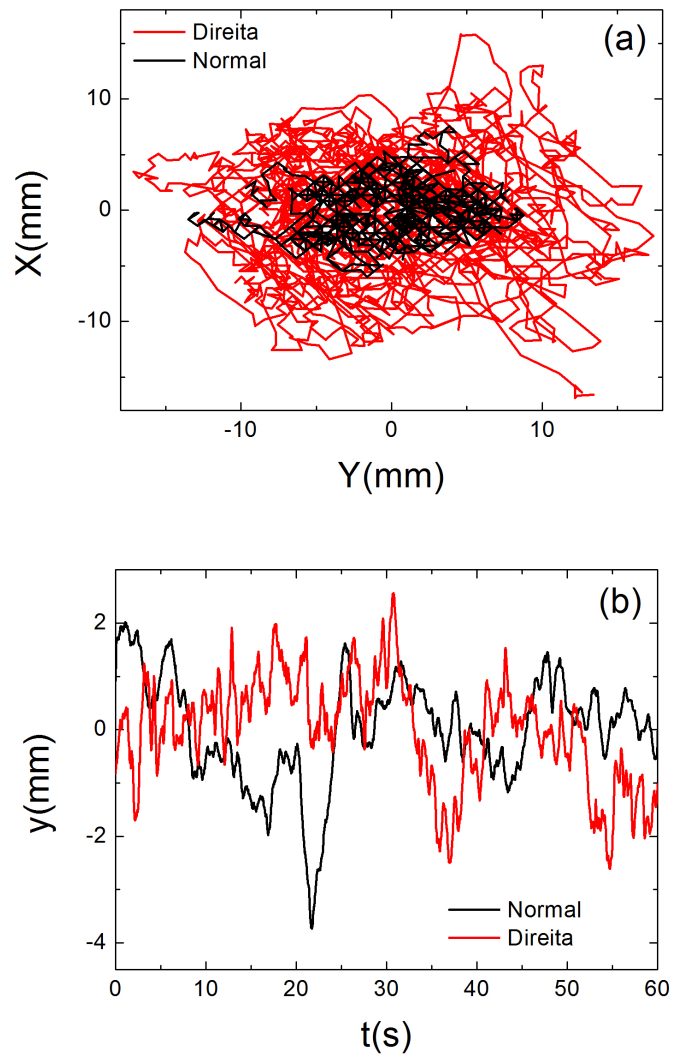


Figura 3.1: (a) Uma típica trajetória de 60s do centro de pressão (CP) para as posturas normal (linha preta) e direita (linha vermelha). As direções médio-lateral e ântero-posterior correspondem a  $X$  e  $Y$  respectivamente. As correspondentes séries temporais para  $Y$  são mostradas em (b), usando a variável normalizada  $y = (Y - \mu)/\sigma$ .

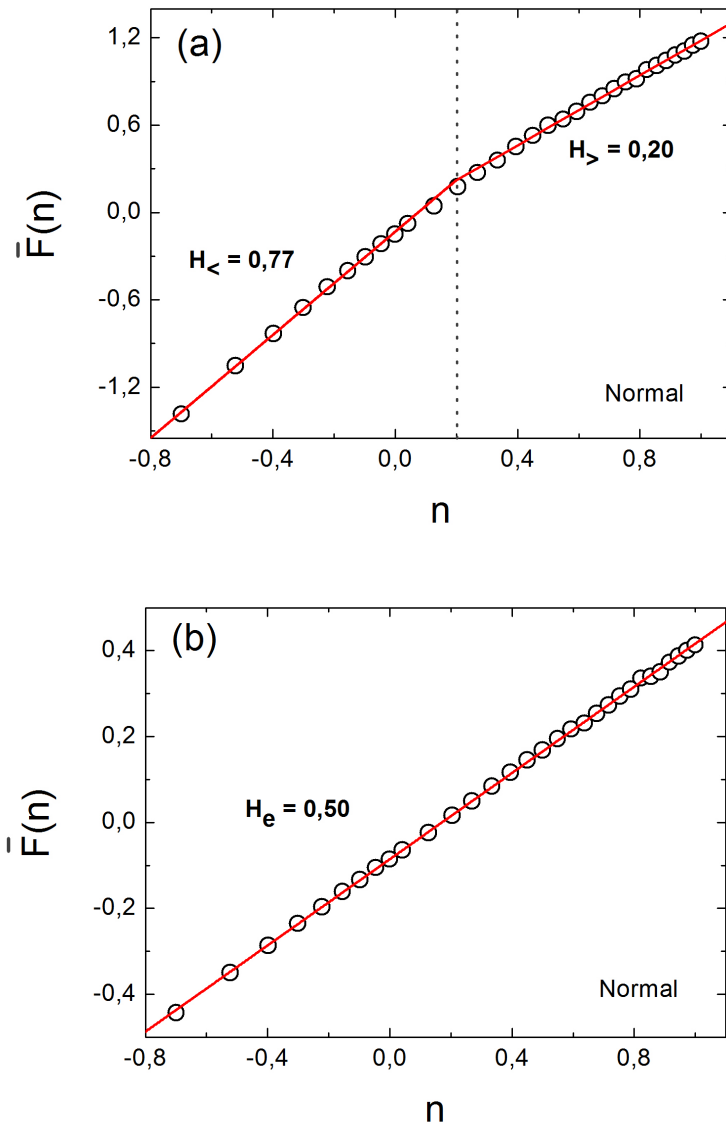


Figura 3.2: Análise de correlações utilizando DFA. (a) Gráfico na escala log-log da média da função DFA-1,  $\bar{F}(n)$  versus o intervalo de tempo  $n$ , para  $0,2 \leq n \leq 10$  segundos, calculada para a postura normal na direção ântero-posterior. A linha pontilhada indica o ponto onde ocorre o *cross-over*,  $n_c \simeq 1,6s$ , e as linhas retas são os ajustes lineares dos dados que fornecem os expoentes  $H_{<} = 0,77$  e  $H_{>} = 0,20$ . (b) O mesmo para a versão embaralhada das séries. Como esperado,  $H_e \simeq 0,5$ .

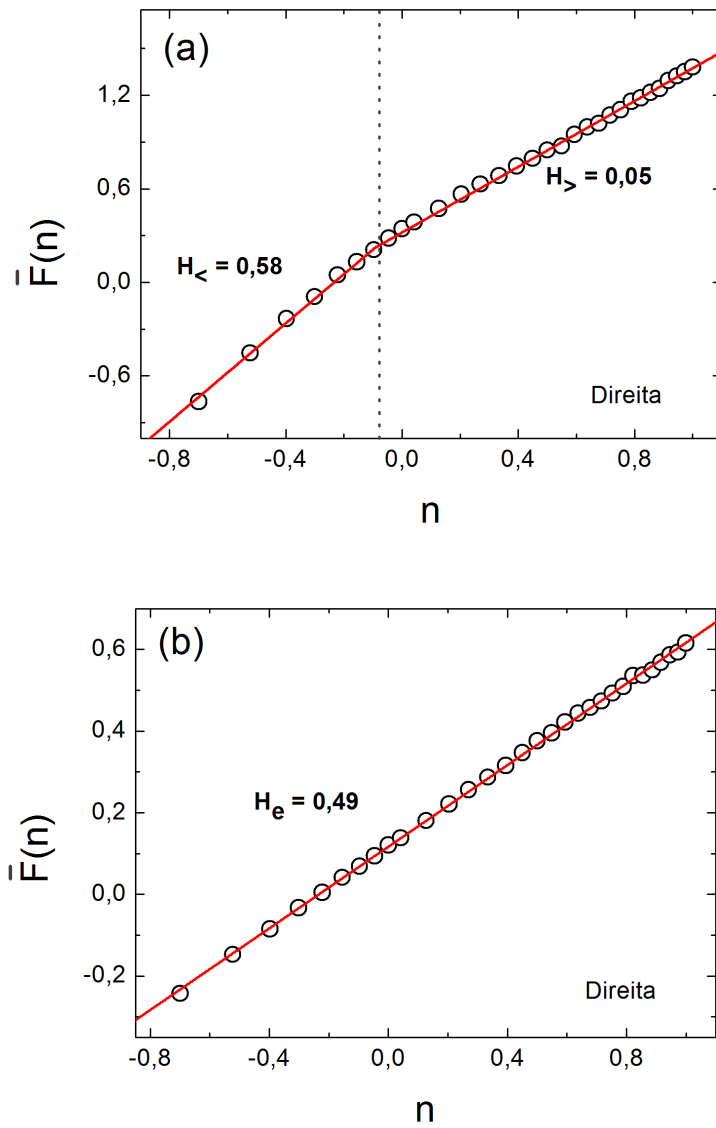


Figura 3.3: Como mostrado na Figura 3.2, mas, neste caso, para a posição de perna direita na direção ântero-posterior,  $n_c \simeq 0,81s$ ,  $H_{<} = 0,58$  e  $H_{>} = 0,05$ . Como esperado,  $H_e \simeq 0,5$  para a série embaralhada.

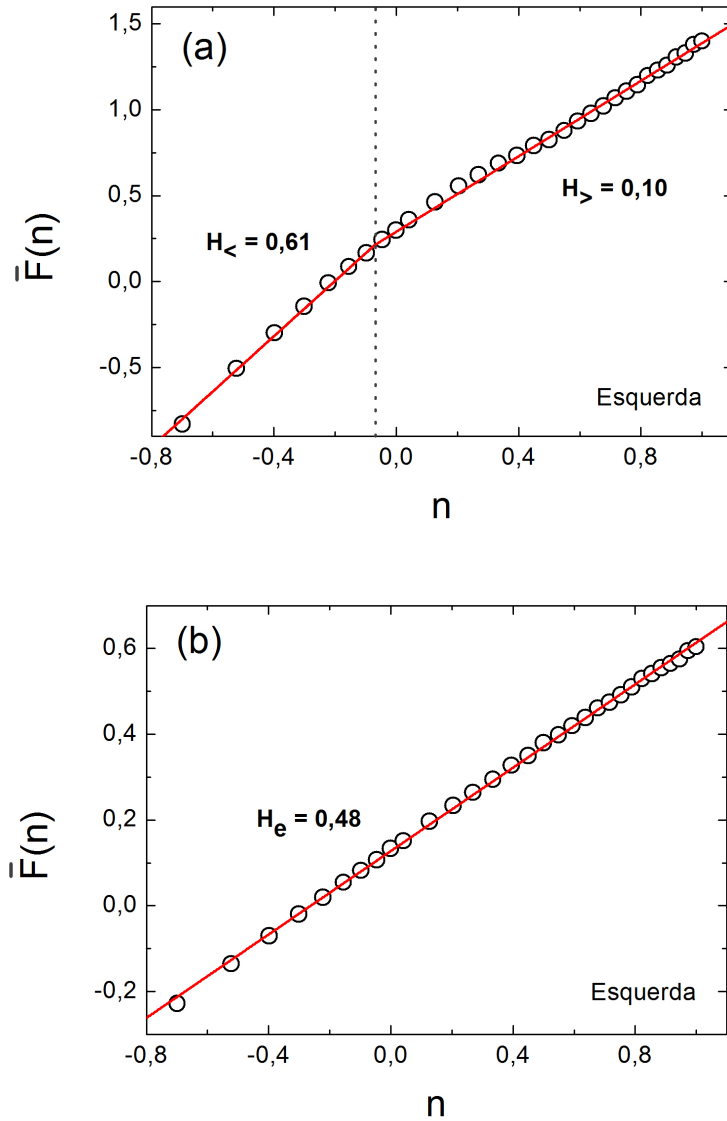


Figura 3.4: Analogamente às duas figuras anteriores, mas, neste caso, para a posição de perna esquerda na direção ântero-posterior,  $n_c \simeq 0,85s$ ,  $H_{<} = 0,61$  e  $H_{>} = 0,10$ . Como esperado,  $H_e \simeq 0,5$  para a série embaralhada.

Quando as correlações temporais são removidas por um processo de embaralhamento, verificamos que o *cross-over* praticamente desaparece e  $H_{>} \simeq H_{<} \simeq H_e \simeq 0,5$ . Esse resultado já era esperado, visto que ele caracteriza séries não correlacionadas.

Nossos resultados sugerem  $H_{<} > 0,5$  e  $H_{>} < 0,5$ , correspondendo a comportamentos persistente e antipersistente respectivamente. Esse padrão ocorre para ambos os casos analisados: posições normal e perna única. Além disso, verificamos que esse padrão é robusto, sendo válido não apenas para os valores médios gerais, mas também para cada indivíduo. Na Figura 3.5, vemos os expoentes obtidos para cada indivíduo e, apesar de pequenas flutuações, ainda temos que  $H_{<} > 0,5$ ,  $H_{>} < 0,5$  e  $H_e \simeq 0,5$ . Entretanto, no que se refere aos valores dos expoentes, verificamos diferenças significativas entre as posições normal e perna única, conforme vemos na Figura 3.6.

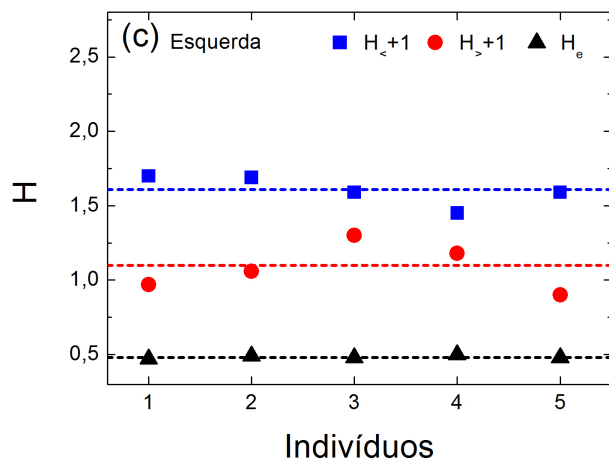
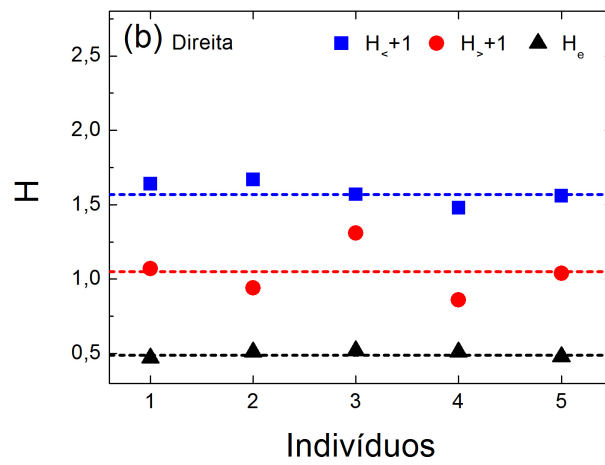
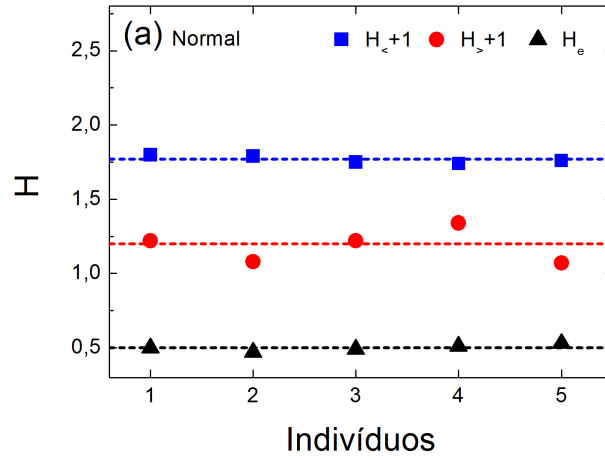


Figura 3.5: Valor médio dos expoentes calculados para cada indivíduo para as posições: (a) normal, (b) direita e (c) esquerda. As linhas tracejadas indicam o valor médio calculado sobre todos os indivíduos.

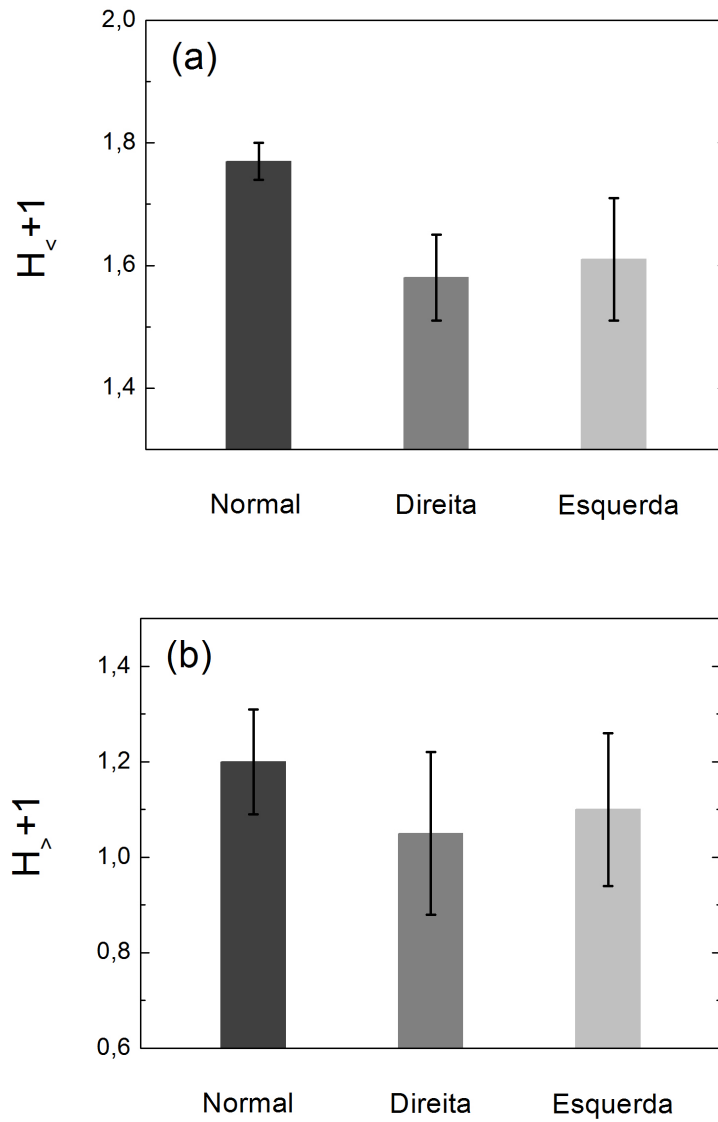


Figura 3.6: Valor médio total dos expoentes  $H + 1$  calculado sobre todos os indivíduos. (a)  $H_{<} + 1 = 1,77 \pm 0,03$  (normal);  $H_{<} + 1 = 1,58 \pm 0,07$  (direita);  $H_{<} + 1 = 1,61 \pm 0,10$  (esquerda). (b)  $H_{>} + 1 = 1,20 \pm 0,11$  (normal);  $H_{>} + 1 = 1,05 \pm 0,17$  (direita);  $H_{>} + 1 = 1,10 \pm 0,16$ .



Repetimos o mesmo procedimento para a análise das correlações das velocidades na direção médio lateral. Como  $\Delta X_t = X_{t+1} - X_t$  e  $\Delta Y_t = Y_{t+1} - Y_t$  são proporcionais às velocidades do CP nas direções  $X$  e  $Y$ , iremos denominá-las de velocidades. Na Tabela 3.1, apresentamos uma comparação dos valores de  $H$  obtidos para as direções ântero-posterior e médio-lateral.

	Ântero-posterior			Médio-lateral		
	Normal	Direita	Esquerda	Normal	Direita	Esquerda
$H_{<+1}$	1,77	1,58	1,61	1,73	1,51	1,50
$H_{>+1}$	1,20	1,05	1,10	0,88	0,80	0,83
$H_e$	0,50	0,49	0,48	0,51	0,50	0,51

Tabela 3.1: Valores de  $H$  para as direções ântero-posterior e médio-lateral.

# Capítulo 4

## Distribuição das Velocidades

Neste capítulo, investigaremos a distribuição das velocidades do CP que será comparada com as distribuições Gaussiana e q-Gaussiana de Tsallis.

Na Figura 4.1, vemos séries típicas de incrementos sucessivos  $\Delta Y$ , definida como  $\Delta Y_t = Y_{t+1} - Y_t$ . Vemos, também, exemplos de séries dos incrementos normalizados definidos como  $\Delta y = (\Delta Y_t - \mu)/\sigma$ , sendo  $\mu$  a média e  $\sigma$  o desvio padrão. Como  $\Delta y$  é proporcional à velocidade do CP, passaremos a chamá-lo de velocidade (neste caso, velocidade na direção ântero-posterior).

Inicialmente, calculamos a distribuição das velocidades,  $P(\Delta y)$ . Para isso, utilizamos todas as  $N = 20$  séries em cada situação: normal, direita e esquerda. Como vemos na Figura 4.2,  $P(\Delta y)$  apresenta comportamento aproximadamente Gaussiano apenas para pequenos valores de  $|\Delta y|$ . À medida que  $|\Delta y|$  cresce, a distribuição se distancia sistematicamente da forma Gaussiana.

Por outro lado, verificamos que  $P(\Delta y)$  pode ser bem ajustada em todo intervalo por uma distribuição q-Gaussiana normalizada (veja Apêndice B). Essa distribuição surge no contexto da mecânica estatística generalizada de Tsallis [56–59] e é dada por:

$$P_q(\Delta y) = p_0 [1 - b(1 - q)\Delta y^2]^{\frac{1}{1-q}}, \quad (4.1)$$

em que  $b = 1/(5 - 3q)$  com  $q < 5/3$ . O fator de normalização  $p_0$  também pode ser escrito como função de  $q$ .

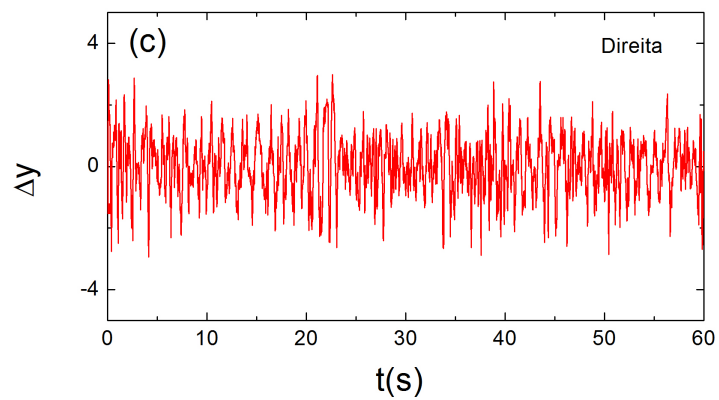
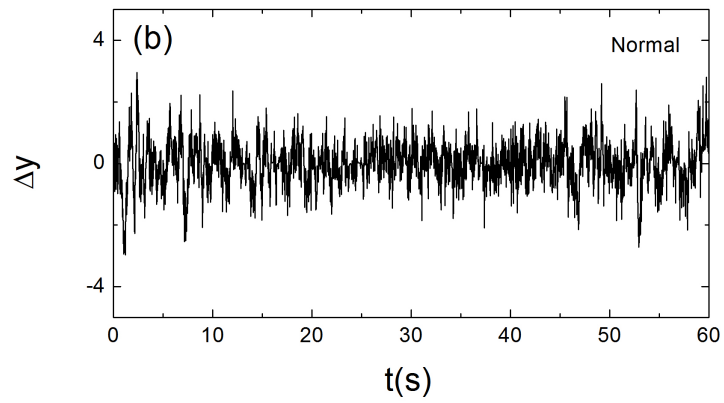
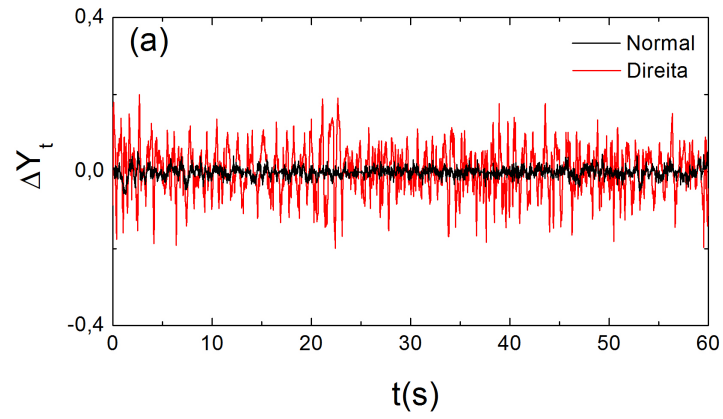


Figura 4.1: (a) Típicas séries dos incrementos  $\Delta Y_t$ , definidos como  $\Delta Y_t = Y_{t+1} - Y_t$ . (b) e (c) mostram séries dos incrementos normalizados  $\Delta y$  para as posições normal e direita respectivamente, sendo  $\Delta y = (\Delta Y_t - \mu)/\sigma$ .

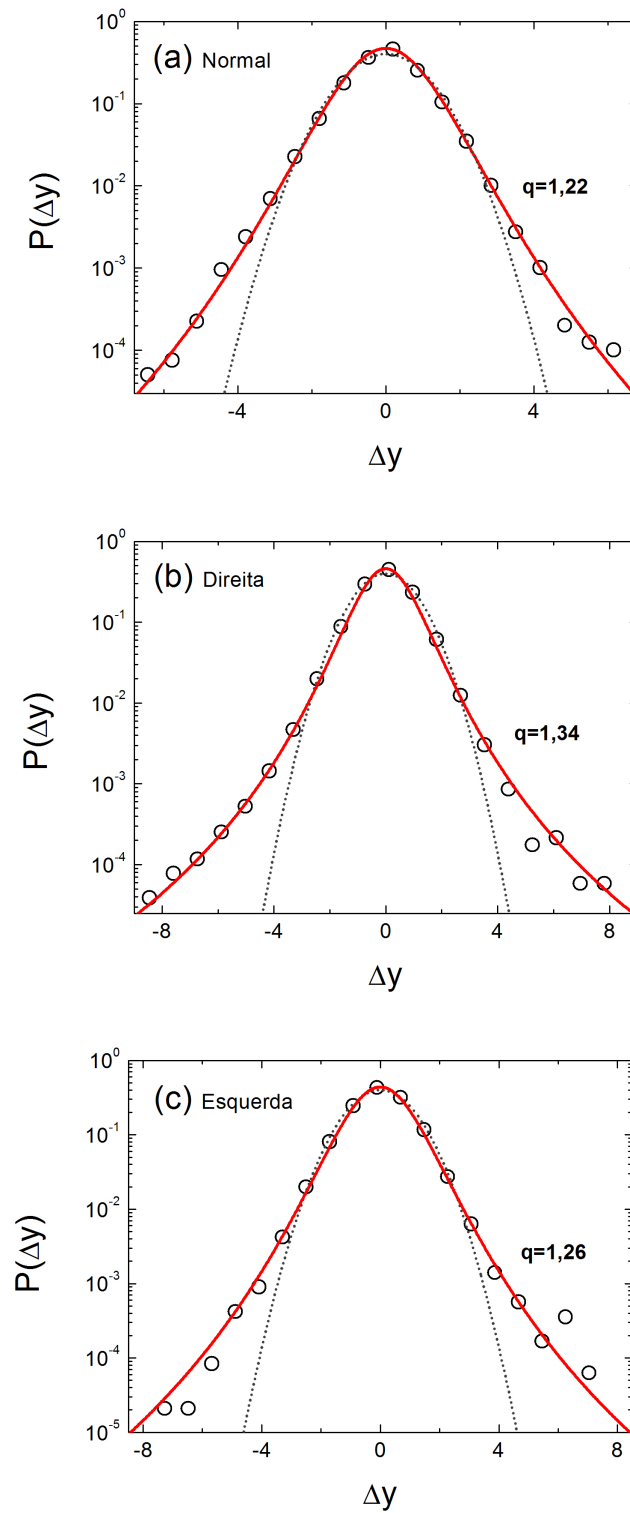


Figura 4.2: Distribuição das velocidades,  $P(\Delta y)$ , para as posturas: (a) normal, (b) direita e (c) esquerda. A linha pontilhada representa a distribuição Gaussiana com média zero e variância unitária. A linha sólida representa uma  $q$ -Gaussiana normalizada (Eq. 4.1) com  $q = 1,22$  (normal),  $q = 1,34$  (direita) e  $q = 1,26$  (esquerda).

A distribuição q-Gaussiana normalizada fornece uma descrição satisfatória das principais características da distribuição das velocidades  $P(\Delta y)$ . Isso inclui o comportamento das caudas da distribuição que decaem aproximadamente como leis de potência

$$P_q(\Delta y) \propto \Delta y^{-\beta},$$

sendo  $\beta = 2/(q - 1)$ . Se  $q \rightarrow 1$ , a distribuição q-Gaussiana recupera a distribuição Gaussiana. Assim, o parâmetro  $q$  pode ser considerado uma medida da “não-Gaussianidade” das velocidades.

Repetimos o mesmo procedimento para analisar a distribuição de velocidades para cada indivíduo separadamente. Nesse caso, temos  $N = 4$  séries de medidas para cada indivíduo e para cada situação: normal, direita e esquerda. Em cada caso, obtivemos  $P_i(\Delta y)$ , com  $i = 1, 2, \dots, 5$ . Verificamos que as  $P_i(\Delta y)$  também podem ser bem aproximadas por distribuições q-Gaussianas normalizadas, sendo que o parâmetro  $q$  permanece relativamente próximo do valor global obtido na análise anterior. Os resultados da análise por indivíduo estão ilustrados na Figura 4.3.

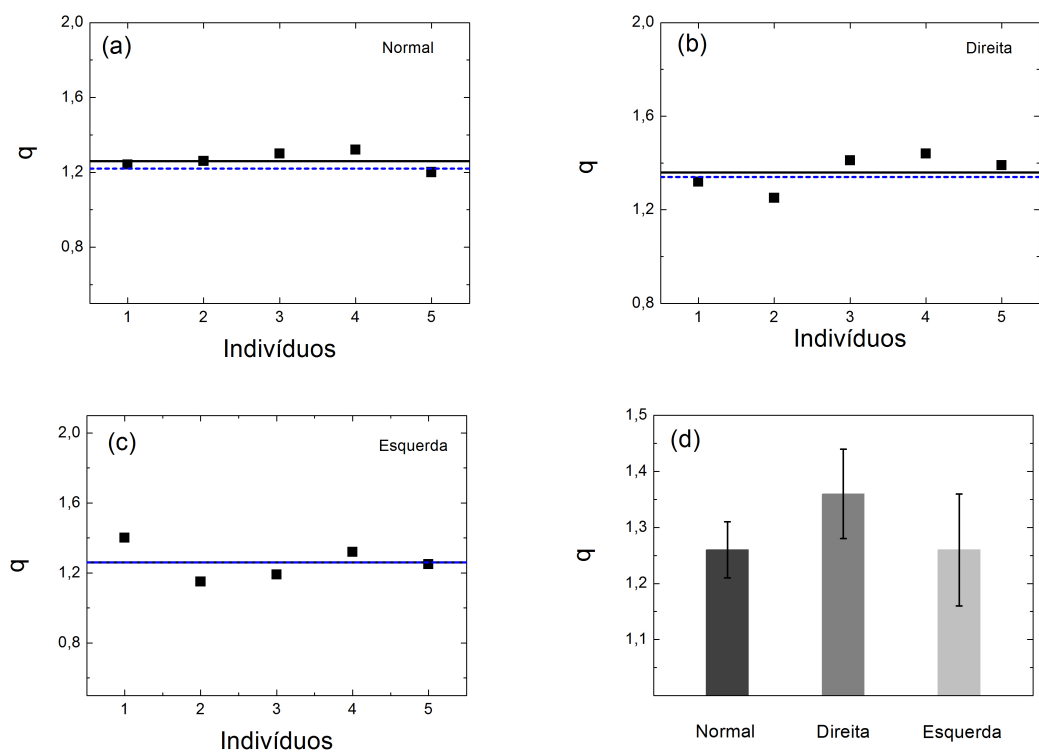


Figura 4.3: (a), (b) e (c) mostram o valor do parâmetro  $q$  da distribuição de ajuste (Eq. 4.1) para cada um dos participantes nos casos normal, direita e esquerda respectivamente. A linha sólida representa o valor médio calculado sobre os 5 participantes e a linha tracejada se refere ao valor global obtido na análise anterior. (d) Apresenta a comparação dos valores médios do parâmetro  $q$ :  $q = 1,26 \pm 0,05$  (normal),  $q = 1,36 \pm 0,08$  (direita) e  $q = 1,26 \pm 0,10$  (esquerda).

Todas as análises apresentadas nesse capítulo referem-se às velocidades na direção ântero-posterior,  $\Delta y$ . O mesmo procedimento foi utilizado na análise das velocidades na direção médio-lateral  $\Delta x = (\Delta X - \mu)/\sigma$ . De uma forma geral, observamos um comportamento similar: tanto  $P(\Delta y)$  quanto  $P(\Delta x)$  apresentam comportamento não-Gaussiano, bem aproximado por Gaussianas generalizadas do tipo q-Gaussiana. Apresentamos uma comparação das análises de  $P(\Delta y)$  e  $P(\Delta x)$  na Tabela 4.1.

	Ântero-posterior	Médio-lateral
Normal	1,22	1,20
Direita	1,34	1,28
Esquerda	1,26	1,26

Tabela 4.1: Valor global de  $q$  para as direções ântero-posterior e médio-lateral.

## Distribuição dos Intervalos de Tempo de Retorno da Velocidade

Neste capítulo, investigaremos a dinâmica das velocidades do CP do ponto de vista da distribuição dos intervalos de tempo de retorno e a sua conexão com as correlações temporais na série das velocidades. A partir das trajetórias normalizadas do CP, obtemos as velocidades não normalizadas definidas como  $\Delta Y_t = y_{t+1} - y_t$ . O intervalo  $\Delta t$  é estendido como o período de tempo em que  $\Delta Y_t$  permanece positiva ou negativa, sem mudança de sinal. Na Figura 5.1, ilustramos a obtenção dos intervalos de tempo  $\Delta t$  a partir de  $\Delta Y_t$ . A seguir, obtemos a variável normalizada  $\tau$  definida como  $\tau = (\Delta t - \mu)/\sigma$ .

Iniciamos calculando a distribuição dos intervalos de tempo normalizados  $P(\tau)$ . Para isso, utilizamos todas as  $N = 20$  séries em cada situação: normal, direita e esquerda. Verificamos que  $P(\tau)$  apresenta um comportamento não exponencial. Em particular, comparamos  $P(\tau)$  com a distribuição exponencial alongada definida como (veja Apêndice B)

$$P_a(\tau) = c \exp \left[ - \left( \frac{\tau}{b} \right)^a \right]. \quad (5.1)$$

Se  $a \rightarrow 1$ , temos a distribuição exponencial. Assim, o parâmetro  $a$  pode ser interpretado como uma medida de quanto a distribuição se afasta da exponencial.



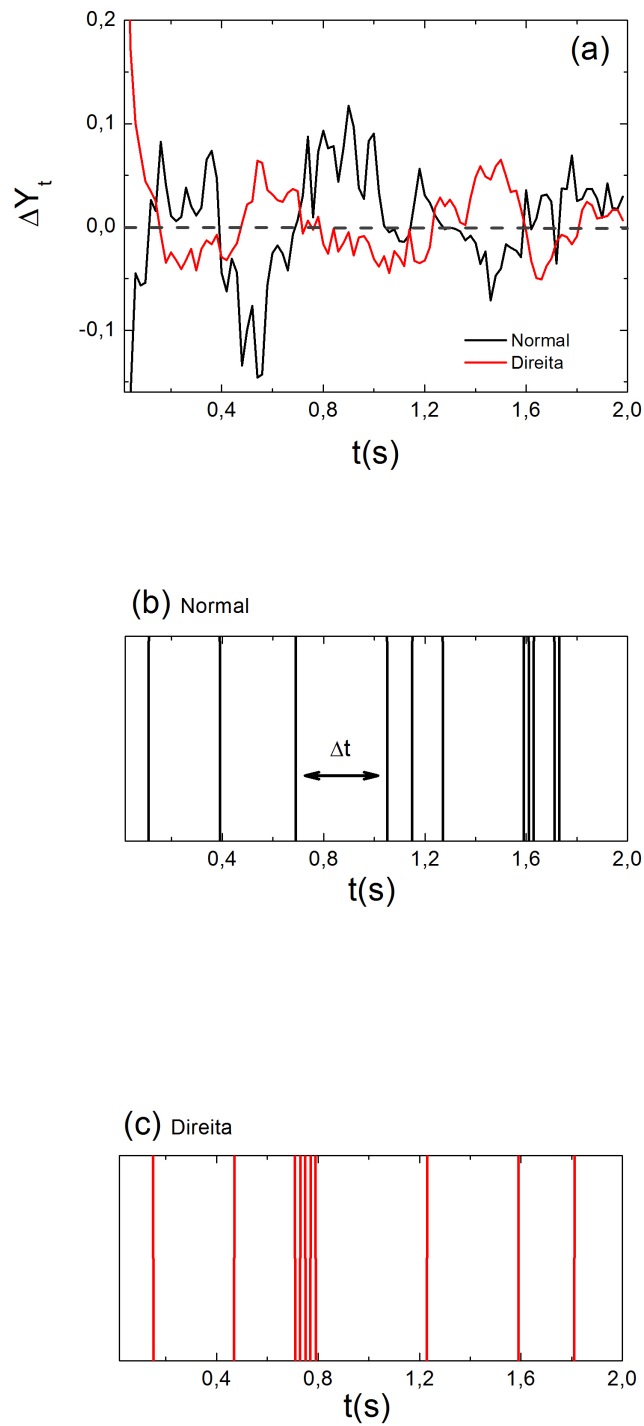


Figura 5.1: (a) Velocidades não normalizadas  $\Delta Y_t$  em função do tempo para uma amostra de 2s, para os casos normal e direita. (b) e (c) Intervalos de tempo de retorno  $\Delta t$  obtidos das respectivas séries em (a). O valor de  $\Delta t$  corresponde ao tempo em que a velocidade volta à origem ( $\Delta Y_t = 0$ ) ou ao tempo em que  $\Delta Y_t$  inverte o sinal.

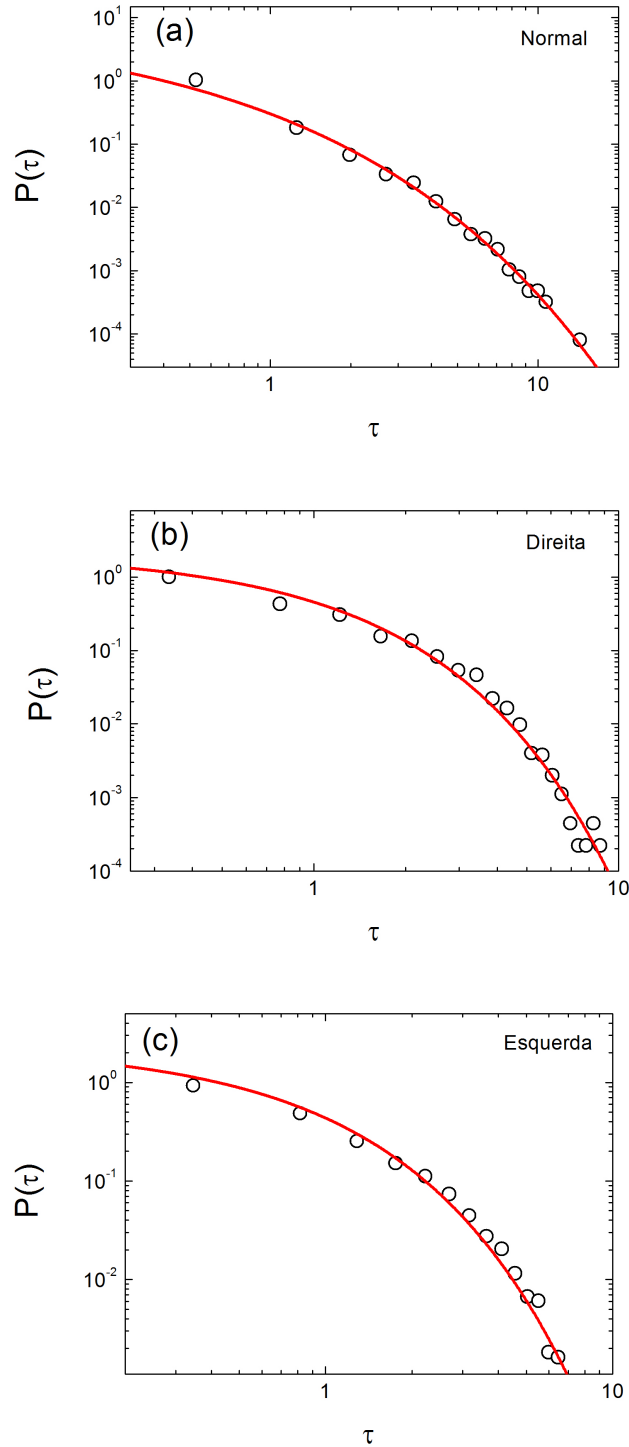


Figura 5.2: Distribuição dos intervalos de tempo de retorno da velocidade,  $P(\tau)$ . (a) Distribuição,  $P(\tau)$ , para a situação normal em comparação com a distribuição exponencial alongada (Equação 5.1), com  $a = 0,46$  e  $b = 0,07$ . (b) De maneira similar, temos a distribuição para a perna direita com os parâmetros:  $a = 0,84$  e  $b = 0,60$ ; e em (c) para a perna esquerda, com  $a = 0,78$  e  $b = 0,51$ .

Além disso, o parâmetro  $a$  pode conter informações sobre as correlações temporais na série das velocidades. De fato, o parâmetro  $a$  tem sido relacionado ao expoente de Hurst ( $H$ ) pela seguinte expressão [60]:  $a = 2(1 - H)$ .

Na Figura 5.2, vemos  $P(\tau)$  calculado para os casos normal, direita e esquerda. Em cada caso, comparamos  $P(\tau)$  com a distribuição exponencial alongada, definida pela Equação 5.1. Nos ajustes, fixamos o parâmetro  $a$  obtendo seu valor a partir da expressão  $a = 2(1 - H_{<})$ , sendo  $H_{<}$  o expoente de Hurst para escalas de tempo entre 0,2 e 10 segundos (veja as Figuras 3.2, 3.3 e 3.4).

Cada valor de  $H_{<}$  (0,77; 0,58; 0,61) fornece um valor para  $a$  (0,46; 0,84; 0,78), os demais parâmetros,  $c$  e  $b$ , foram deixados livres. Todas as curvas se aproximam bem da distribuição empírica  $P(\tau)$ .

Utilizando o mesmo procedimento, analisamos  $P(\tau)$  para a direção médio-lateral. Os resultados estão expostos na Tabela 5.1, juntamente com os obtidos para a direção ântero-posterior.

Parâmetro	Ântero-posterior			Médio-lateral		
	Normal	Direita	Esquerda	Normal	Direita	Esquerda
$a$	0,46	0,84	0,78	0,54	0,98	1,00
$b$	0,07	0,60	0,51	0,14	0,84	0,86

Tabela 5.1: Valores globais de  $a$  e  $b$  para as direções ântero-posterior e médio-lateral.

# Considerações Finais

Neste trabalho, exploramos a existência de padrões nas flutuações posturais que caracterizam o equilíbrio estático utilizando conceitos e técnicas empregadas em física estatística.

Conforme descrito no capítulo 3, nossos resultados indicam correlações temporais nas velocidades do CP. Especificamente, os expoentes  $H_< > 0,5$  e  $H_> < 0,5$  indicam um comportamento persistente e antipersistente respectivamente. O *cross-over* ocorre para escalas de tempo de aproximadamente 1s. Esses resultados são consistentes com a literatura [48].

No capítulo 4, investigamos a distribuição das velocidades  $P(\Delta y)$ . Verificamos que  $P(\Delta y)$  apresenta comportamento Gaussiano apenas para pequenos valores de  $|\Delta y|$ , sendo que a distribuição se desvia da forma Gaussiana para valores maiores de  $|\Delta y|$ . Observamos, também, que a distribuição q-Gaussiana de Tsallis fornece um bom ajuste para todo o intervalo  $\Delta y$ . Esses resultados sugerem que as velocidades do CP apresentam um comportamento não-Gaussiano.

De acordo com os resultados descritos no capítulo 5, a distribuição dos intervalos de tempo de retorno da velocidade exhibe comportamento do tipo exponencial alongada. Verificamos que este comportamento é consistente com os resultados descritos no capítulo 3 relacionados às correlações temporais na velocidade do CP.

Em cada uma das análises, comparamos as posições normal e perna única (direita e esquerda). De modo geral, encontramos diferenças significativas, principalmente ao comparar a posição normal com a de perna única direita ou esquerda. Por outro

lado, as diferenças entre as posições de perna única direita e esquerda foram menos expressivas.

Especificamente, destacamos os valores de  $H_<$  e  $q$  como aqueles com as diferenças mais significativas, principalmente na direção ântero-posterior. Por exemplo, observamos que  $H_< \simeq 0,8$  para a posição normal e  $H_< \simeq 0,6$  para perna única. Esse resultado indica que as velocidades do CP tornam-se mais aleatórias na posição de perna única. Isso é consistente com a maior instabilidade que é observada nessa posição.

Como outro exemplo, considere o valor ajustado do parâmetro  $q$  na distribuição das velocidades. Obtivemos  $q \simeq 1,2$  na posição normal e  $q \simeq 1,3$  na de perna única. Esse resultado aponta que a distribuição das velocidades afasta-se mais da Gaussiana na posição de perna única. Consequentemente, grandes valores da velocidade têm maior probabilidade de ocorrer, o que também é consistente com a maior instabilidade da posição de perna única.

Por fim, nossos resultados também podem ser úteis na modelagem da trajetória do CP. Por exemplo, recentemente foi proposto um modelo estocástico para a velocidade do CP [49], que reproduz os resultados gerais apresentados no capítulo 3 ( $H_< > 0,5$  e  $H_> < 0,5$ ). Entretanto, a distribuição das velocidades no modelo é aproximadamente Gaussiana.

## Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

DFA é um método usado para quantificar as propriedades de correlação em séries não-estacionárias. O DFA foi introduzido no contexto da análise de sequências de DNA [61] e vem sendo amplamente utilizado no estudo de fenômenos em diversos campos do conhecimento.

O método é baseado na ideia de que uma série temporal correlacionada pode ser mapeada num processo auto-similar. As vantagens do DFA em relação aos métodos convencionais (por exemplo, análise espectral e análise de Hurst) são que ele permite a detecção de correlações de longo alcance embutidas em uma série temporal não estacionária, evitando, assim, a falsa detecção de correlações. Naturalmente, nem todos os tipos de não-estacionariedade podem ser satisfatoriamente removidos com DFA [62].

A seguir, descreveremos de forma breve as principais características do método. Seja  $X_i$  com  $i = 1, 2, \dots, N$  a série temporal original a ser estudada. A série integrada é obtida usando a expressão

$$x(k) = \sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X}), \quad (\text{A.1})$$

em que  $\bar{X}$  é a média dos valores de  $X_i$  com  $i = 1, 2, \dots, N$  e  $k$  é um número inteiro. Em seguida, divide-se a série integrada em intervalos não sobrepostos e de mesmo tamanho  $n$ . Em cada um dos intervalos de tamanho  $n$ , ajustamos um polinômio de grau  $m$  à série integrada.

Com o objetivo de remover a tendência local, obtemos as diferenças entre a série integrada e o polinômio de ajuste,  $x - x_n$ . Repetimos este procedimento para todos os intervalos de tamanho  $n$  e calculamos a função de flutuação  $F(n)$ , definida como

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [x(k) - x_n(k)]^2}. \quad (\text{A.2})$$

Obtendo  $F(n)$  para diferentes valores de  $n$ , investigamos a dependência  $F(n)$  versus  $n$ . Tipicamente, processos fractais (auto-similares) fornecem uma lei de potência do tipo

$$F(n) \sim n^H. \quad (\text{A.3})$$

O expoente de auto-similaridade ou expoente de Hurst ( $H$ ) pode ser obtido pelo coeficiente angular da reta calculada por regressão linear do gráfico  $\log F(n)$  versus  $\log(n)$ . O expoente  $H$  pode ter as seguintes interpretações [62]:

- (a)  $H = 0,5$  indica comportamento não correlacionado. A série integrada corresponde a uma caminhada aleatória;
- (b) Valores de  $0,5 < H < 1$  apontam correlações de longo alcance ou comportamento persistente;
- (c) O valor  $H = 1$  representa um ruído do tipo  $1/f$  (para outros valores de  $H$ , o espectro de potência também tem uma forma do tipo lei de potência, isto é,  $S(f) \sim 1/f^\beta$ , com a relação  $\beta = 2H - 1$ );
- (d) Valores de  $0 < H < 0,5$  sugerem comportamento antipersistente;
- (e) Quando  $H > 1$ , as correlações ainda existem, mas deixam de ser da forma lei de potência. O caso especial  $H = 1,5$  indica um ruído Browniano, que é a integração do ruído branco.

Na Figura A.1, temos um exemplo do procedimento de DFA aplicado em séries temporais de volatilidade do índice S&P 500 da Bolsa de Valores de Nova Iorque (NYSE).

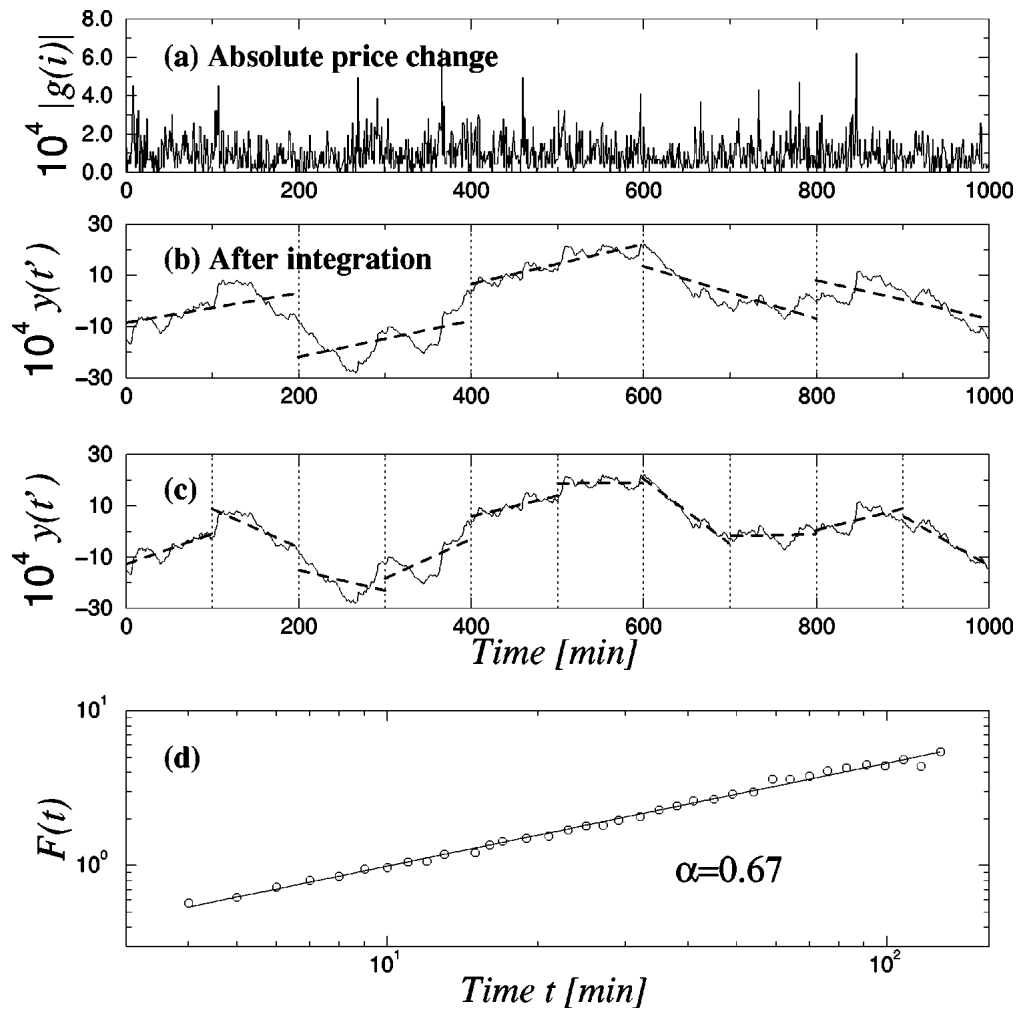


Figura A.1: Ilustração da aplicação do DFA. (a) Série temporal em estudo (neste caso, uma típica série de volatilidades muito utilizada em economia). Após a integração, divide-se a série em janelas de comprimento (b)  $t = 200$ , (c)  $t = 100$  e assim por diante. (d) Função de flutuação  $F(t)$  versus  $t$  na escala log-log. Nesse caso específico, o expoente obtido é maior que 0,5 ( $\alpha = 0,67$ ) [62].



# Apêndice **B**

## Distribuições de Probabilidades

Apresentaremos aqui alguns tipos de distribuições de probabilidades que são utilizados no texto do presente trabalho.

### B.1 Distribuição Gaussiana ou Normal

Uma distribuição normal na variável  $x$ , com média  $\mu$  e variância  $\sigma^2$  é definida pela densidade de probabilidade

$$P(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{[x - \mu]^2}{2\sigma^2}\right). \quad (\text{B.1})$$

A também conhecida *distribuição normal padrão* é dada tomando  $\mu = 0$  e  $\sigma^2 = 1$  na distribuição normal geral. Uma distribuição normal arbitrária pode ser convertida para uma normal padrão mudando as variáveis para  $z \equiv (x - \mu)/\sigma$ , então,  $dz = dx/\sigma$ , fornecendo

$$P(x)dx = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-z^2/2} dz. \quad (\text{B.2})$$

### B.2 Distribuição q-Gaussiana

A distribuição q-Gaussiana é descrita pela densidade de probabilidade

$$P_q(x) = p_0 [1 - b(1 - q)x^2]^{\frac{1}{1-q}}, \quad (\text{B.3})$$

quando  $1 - b(1 - q)x^2 \geq 0$  e  $P_q(x) = 0$  para todos os outros casos. A q-Gaussiana apresenta variância unitária se  $b = 1/(5 - 3q)$ , com  $q < 5/3$ . Em geral,  $p_0$  é escolhida de modo que  $P_q$  esteja normalizada.

No limite  $q \rightarrow 1$ , a equação B.3 recupera a distribuição da Gaussiana usual. Para  $q > 1$ , a cauda de uma q-Gaussiana decresce como lei de potência [63],

$$P_q(|x|) \sim |x|^{-\beta}, \quad (\text{B.4})$$

em que  $\beta = 2/(q - 1)$ .

A Figura B.1 mostra a distribuição  $P_q(x)$  para típicos valores de  $q$  na escala mono-log.

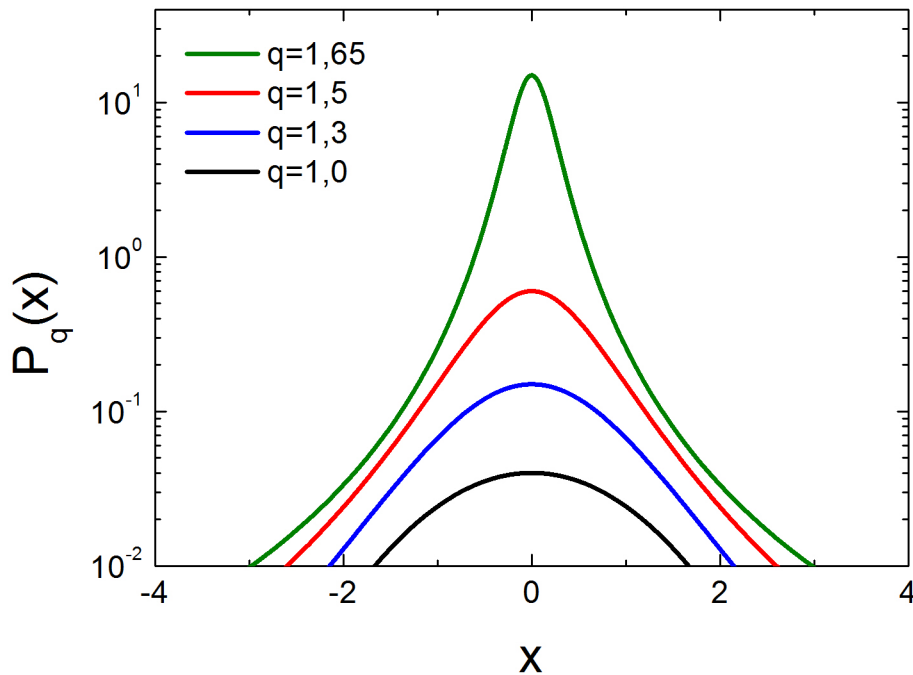


Figura B.1: Distribuição q-Gaussiana. Gráfico de  $P_q(x)$  versus  $x$ , com  $p_0 = 1$  e  $b = 1/(5 - 3q)$ , na escala mono-log para alguns valores de  $q$ . Observe que algumas curvas foram deslocadas verticalmente para uma melhor visualização.

A distribuição q-Gaussiana surge naturalmente no contexto da mecânica estatística generalizada de Tsallis [56–59]. Ela tem sido amplamente utilizada no estudo de sistemas complexos dos mais variados tipos [63].

### B.3 Distribuição Exponencial Alongada

A distribuição exponencial alongada é dada pela densidade de probabilidade

$$P_a(x) = c \exp \left[ - \left( \frac{x}{b} \right)^a \right]. \quad (\text{B.5})$$

Se  $a = 1$ , temos a distribuição exponencial;  $c$  é uma constante de normalização.

A Figura B.2 ilustra a distribuição exponencial alongada para alguns valores de  $a$  na escala log-log.

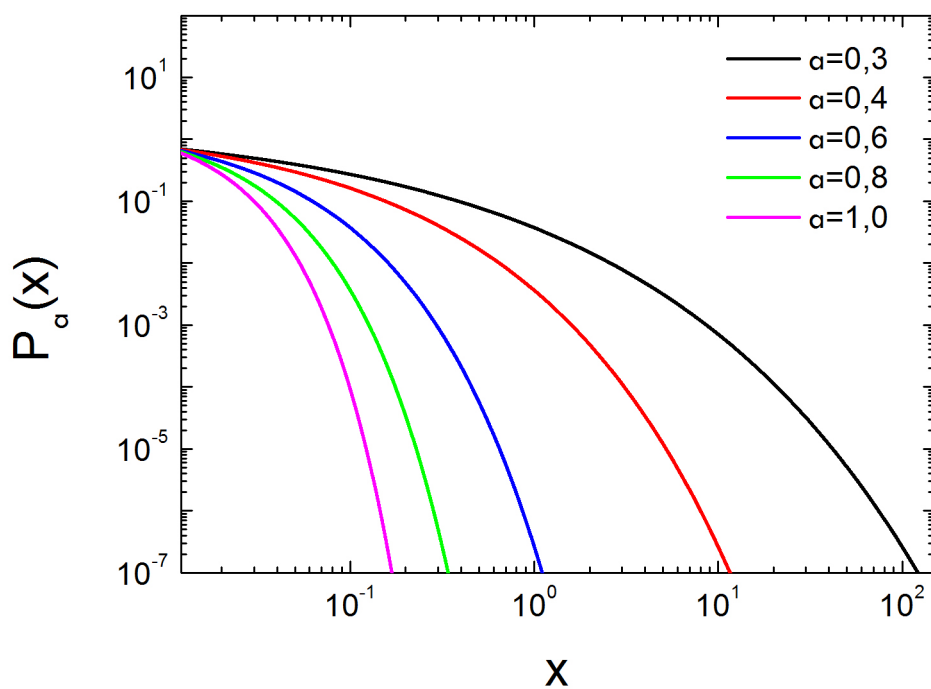


Figura B.2: Distribuição exponencial alongada. Gráfico de  $P_\alpha(x)$  versus  $x$ , com  $b = 0,01$ , na escala log-log para alguns valores de  $a$ . Observe que as curvas estão igualmente deslocadas na vertical para uma melhor visualização.

## Referências Bibliográficas

- [1] H. Johansson; P. Sjölander; P. Sojka. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 18:341–368, 1991.
- [2] J. Laherrere; D. Sornette. Does the nervous system use equilibrium-point control to guide single and multiple joint movements? *Behavioral and Brain Sciences*, 15:603–613, 1992.
- [3] M. Schieppati; A. Nardone; M. Schmid. Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neuroscience*, 21:277–285, 2003.
- [4] G. Torres-Oviedo; J. M. Macpherson; L. H. Ting. Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *Journal of Neurophysiology*, 96:1530–1546, 2006.
- [5] R. J. van Beers; A. C. Sittig; J. J. D. van der Gon. Integration of proprioceptive and visual position-information: an experimentally supported model. *Journal of Neurophysiology*, 81:1355–1364, 1999.
- [6] W. R. Ferrell; B. Craske. Contribution of joint and muscle afferents to position sense at the human proximal interphalangeal joint. *Experimental Physiology*, 77:331–342, 1992.
- [7] G. Burnstock. P2x receptors in sensory neurones. *British Journal of Anaesthesia*, 84:476–488, 2000.

- [8] K. E. Cullen; J. E. Roy. Signal processing in the vestibular system during active versus passive head movements. *Journal of Neurophysiology*, 91:1919–1933, 2004.
- [9] R. Zätterström et al. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *American journal of sports medicine*, 22:531–536, 1994.
- [10] R. Fitzpatrick; D. I. McCloskey. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology-london*, 478:173–186, 1994.
- [11] D. A. Winter. Unified theory regarding a/p and m/l balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75:2334–2343, 1996.
- [12] W. E. McIlroy; B. E. Maki. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics*, 12:66–70, 1997.
- [13] P. Gatev et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology-london*, 514:915–928, 1999.
- [14] S. L. Rozzi et al. Balance training for persons with functionally unstable ankles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29:478–486, 1999.
- [15] K. M. Guskiewicz; S.E. Ross; S. W. Marshall. Postural stability and neuropsychological deficits after concussion in collegiate athletes. *Journal of Athletic Training*, 36:263–273, 2001.
- [16] M. G. Carpenter et al. The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, 138:210–218, 2001.
- [17] M. Woollacott; A. Shumway-Cook. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16:1–14, 2002.

- [18] S. J. Garland et al. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84:1753–1759, 2003.
- [19] M. Landers et al. An external focus of attention attenuates balance impairment in patients with parkinson’s disease who have a fall history. *Physiotherapy*, 91: 152–158, 2005.
- [20] M. E. Tinetti et al. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *New England Journal of Medicine*, 331:821–827, 1994.
- [21] H. Gomi; M. Kawato. Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement. *Science*, 272:117–120, 1996.
- [22] W. C. Graafmans et al. Falls in the elderly: a prospective study of risk factors and risk profiles. *American Journal of Epidemiology*, 143:1129–1136, 1996.
- [23] F. B. Horak. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, 6:76–84, 1997.
- [24] K. O. Berg; S. L. Wooddauphinee; J. I. Williams. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health: Revue canadienne de santé publique*, 83:S7–S11, 1992.
- [25] K. O. Berg et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73:1073–1080, 1992.
- [26] E. Isakov et al. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, 9:258–262, 1994.
- [27] T. A. McGuine et al. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10:239–244, 2000.

- [28] S. P. Messier et al. Long-term exercise and its effect on balance in older, osteoarthritic adults: results from the fitness, arthritis, and seniors trial (fast). *Journal of the American Geriatrics Society*, 48:131–138, 2000.
- [29] K. M. Guskiewicz. Postural stability assessment following concussion: one piece of the puzzle. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11:182–189, 2001.
- [30] E. E. Butler et al. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 195:1104–1108, 2006.
- [31] H. Kollegger et al. Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision - posturographic study in 30 healthy - adults. *European Neurology*, 32:253–259, 1992.
- [32] J. O. Judge et al. Balance improvements in older women - effects of exercise training. *Physical Therapy*, 73:254–265, 1993.
- [33] T. E. Prieto et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43: 956–966, 1996.
- [34] B. E. Maki; W. E. McIlroy. Influence of arousal and attention on the control of postural sway. *Journal of Vestibular Research - Equilibrium & Orientation*, 6:53–59, 1996.
- [35] A. Shumway-Cook et al. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *Journals of Gerontology, Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52:M232–M240, 1997.
- [36] A. Nardone et al. Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 105:309–320, 1997.

- [37] J. J. Buchanan; F. B. Horak. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology*, 81:2325–2339, 1999.
- [38] M. I. V. Mientjes; J. S. Frank. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*, 14:710–716, 1999.
- [39] A. Kavounoudias et al. From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental Brain Research*, 124:80–88, 1999.
- [40] A. L. Adkin et al. Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait & Posture*, 12:87–93, 2000.
- [41] L. Rocchi; L. Chiari; F. B. Horak. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in parkinson’s disease. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 73:267–274, 2002.
- [42] T. Mergner; C. Maurer; R. J. Peterka. A multisensory posture control model of human upright stance. *Neural Control of Space Coding and Action Production*, 142:189–199, 2003.
- [43] M. de Haart. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85:886–895, 2004.
- [44] F. B. Horak; D. Dimitrova; J. G. Nutt. Direction-specific postural instability in subjects with parkinson’s disease. *Experimental Neurology*, 193:504–521, 2005.
- [45] J. A. Raymakers; M. M. Samson; H. J. J. Verhaar. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21:48–58, 2005.



- [46] M. Kaneko et al. A kinematic analysis of walking and physical - fitness testing in elderly women. *Canadian Journal of Sport Sciences - revue Canadienne des Sciences du Sport*, 16:223–228, 1991.
- [47] J. J. Collins; C. J. De Luca. Open-loop and closed-loop control of posture - a random - walk of center - of - pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95:308–318, 1993.
- [48] J. J. Collins; C. J. De Luca. Random walking during quiet standing. *Physical Review Letters*, 73:764–767, 1994.
- [49] D. Delignières; K. Torre; P. L. Bernard. Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control. *Plos Computational Biology*, 7:1–10, 2011.
- [50] E. V. Bobrova et al. Comparative analysis of the dynamics of human postural control during fixation and pursuit of a visual target. *Biophysics*, 52:248–252, 2007.
- [51] B. B. Mandelbrot; J. W. Van Ness. Fractional brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM Review*, 10:422–437, 1968.
- [52] M. Duarte; V. M. Zatsiorsky. Long-range correlations in human standing. *Physics Letters A*, 283:124–128, 2001.
- [53] M. Duarte; D. Sternad. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, 191:265–276, 2008.
- [54] T. Minamisawa; K. Takakura; T. Yamaguchi. Detrended fluctuation analysis of temporal variation of the center of pressure (cop) during quiet standing in parkinsonian patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 21:287–292, 2009.
- [55] <http://www.emgsystem.com.br/plataforma-de-forca>. Acesso em: 20 dez. 2012.

- [56] C. Tsallis. Possible generalization of Boltzmann—Gibbs statistics. *Journal of Statistical Physics*, 52:479–487, 1988.
- [57] E. M. F. Curado; C. Tsallis. Generalized statistical mechanics: connection with thermodynamics. *Journal of Physics A: Mathematical and General*, 24:L69–L72, 1991.
- [58] C. Tsallis; R. S. Mendes; A. R. Plastino. The role of constraints within generalized nonextensive statistics. *Physica A*, 261:534–554, 1998.
- [59] C. Tsallis. Nonextensive statistics: Theoretical, experimental and computational evidences and connections. *Brazilian Journal of Physics*, 29:1–35, 1999.
- [60] A. Bunde et al. The effect of long-term correlations on the return periods of rare events. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 330:1–7, 2003.
- [61] C. K. Peng et al. Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49:1685–1689, 1994.
- [62] Y. H. Liu et al. Statistical properties of the volatility of price fluctuations. *Physical Review E*, 60:1390–1400, 1999.
- [63] S. Picoli Jr. et al.  $q$ -distributions in complex systems: a brief review. *Brazilian Journal of Physics - SBF*, 39:468–474, 2009.