



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
DOUTORADO MULTI-INSTITUCIONAL E MULTIDISCIPLINAR EM
DIFUSÃO DO CONHECIMENTO

Ana Paula Andrade Gomes Quixadá Carneiro

**MEDIDAS DE SCALING NA AVALIAÇÃO MOTORA DE TAREFAS DOS
MEMBROS INFERIORES.**

Salvador

2020

Carneiro, Ana Paula Andrade Gomes Quixadá.

Medidas de scaling na avaliação motora de tarefas dos membros inferiores [recurso eletrônico] / Ana Paula Andrade Gomes Quixadá Carneiro. - 2020.
1 CD-ROM : il. ; 4 ¾ pol.

Orientador: Prof. Dr. José Garcia Vivas Miranda.

Tese (Doutorado Multi-institucional e Multidisciplinar em Difusão do Conhecimento) - Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Educação, Salvador, 2020.

1. Locomoção humana - Medição. 2. Membros inferiores - Movimentos - Avaliação. 3. Sistemas não-lineares. 4. Complexidade. 5. Marcha humana. 6. Métodos. I. Miranda, José Garcia Vivas. II. Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Educação. Programa de Doutorado Multi-institucional e Multidisciplinar em Difusão do Conhecimento. III. Título.

ANA PAULA ANDRADE GOMES QUIXADÁ CARNEIRO

**MEDIDAS DE SCALING NA AVALIAÇÃO MOTORA DE TAREFAS DOS
MEMBROS INFERIORES.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação Multidisciplinar e Multi-institucional em Difusão do Conhecimento, Faculdade de Educação, Universidade Federal da Bahia como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Difusão do Conhecimento.

Orientador: Prof. Dr. José Garcia Vivas Miranda

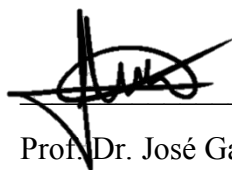
Salvador

2020

Ana Paula Andrade Gomes Quixadá Carneiro

**MEDIDAS DE SCALING NA AVALIAÇÃO MOTORA DE TAREFAS DOS
MEMBROS INFERIORES.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação Multidisciplinar e Multi-institucional em Difusão do Conhecimento, Faculdade de Educação, Universidade Federal da Bahia como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Difusão do Conhecimento.



Prof. Dr. José Garcia Vivas Miranda – UFBA (Orientador)



Prof. Dr. Hugo Saba – UNEB (Banca Examinadora)



Profa. Dra. Luciana Oliveira Rangel Pinheiro – EBMSP (Banca Examinadora)



Prof. Dr. Luis Mochizuki – USP (Banca Examinadora)



Profa. Dra. Katia Nunes Sá – EBMSP (Banca Examinadora)

Salvador, 20 de julho de 2020

AGRADECIMENTOS

Trabalhar nesta tese com dedicação exclusiva só foi possível pelo apoio da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado da Bahia (FAPESB), instituição que eu agradeço bastante o suporte.

Agradeço aos professores do Doutorado Multidisciplinar e Multi-institucional em Difusão do Conhecimento (DMMDC) e todos os colegas, pelo conhecimento compartilhado e pela ajuda a enxergar o mundo e a ciência de uma forma diferente a partir da beleza da diversidade e da arte.

Agradeço ao Núcleo de Inovação Tecnológica em Reabilitação (NITRE), grupo de pesquisa que faço parte e que conta com pessoas incríveis, geniais, generosas, criativas e engaçadas! Muito obrigada, meus amigos, pois sem vocês esse caminho não seria tão especial!

O NITRE conta com a coordenação do Prof. Dr. José Garcia Vivas Miranda, meu orientador, e não é por acaso que o NITRE é um grupo tão especial. Garcia, obrigada pela orientação e ensinamentos e por acreditar no meu potencial quando eu nem sabia usar o excel. Obrigada por me mostrar a beleza da complexidade e a presença desta em todos os aspectos da vida, inclusive no movimento humano.

Agradeço à Comissão *Fulbright* Brasil, por ter dado o suporte financeiro que possibilitou a minha ida ao *Motion Analysis Lab* (MAL) do Hospital de Reabilitação *Spaulding* (Afiliado a *Harvard Medical School*). Agradeço ao prof. Dr. Paolo Bonato por me aceitar como pesquisadora visitante no seu laboratório e muito obrigada a todos os membros do MAL, em especial a Dra. Gloria Vergara-Diaz que foi minha parceira na coleta de dados deste estudo. Este período também trouxe duas pessoas muito especiais na minha vida, Dr. Rodrigo Morato e Dra. Aracele Torres, que me ajudaram a minimizar os pesares da distância e que me inspiram a ser uma pessoa/pesquisadora/professora melhor todos os dias.

Agradeço muito à minha família (Sérgio, Marialice, Luciana, Marta e Pituquinha), que sempre apoiou as minhas escolhas e compreendeu as minhas ausências nos eventos familiares. Também agradeço a duas grandes amigas que vingaram, Bruna e Nathalia, por todo apoio e suporte em momentos de crise e de alegria, sem vocês eu não conseguiria terminar essa tese!

“My soul is spiraling in frozen fractals all around”

(ANDERSON-LOPEZ; LOPEZ, 2013)

RESUMO

Os métodos tradicionais empregados no estudo do controle motor e da biomecânica têm usado relações lineares entre componentes do sistema. Contudo, as relações destes vão além do que as equações lineares podem oferecer (crescimento, decaimento e manutenção de estado estável), surgindo a necessidade de uma abordagem que explore a riqueza da interação dos elementos do sistema motor. A teoria de sistemas complexos aplicada à ciência do movimento tem trazido uma nova perspectiva para esse último campo do conhecimento e pode ser mais uma forma de tentar explicar o resultado que surge da interação dos elementos do sistema neuromuscular. Admitindo a aplicabilidade da teoria dos sistemas complexos para compreensão do comportamento motor esta tese tem como objetivo geral compreender o comportamento do movimento humano de membros inferiores através de medidas de *scaling*. Na revisão de escopo mapeou-se a literatura dos métodos de *scaling* aplicados à análise da marcha e da corrida e os resultados mostraram uma diversidade de interpretações conceituais das métricas e métodos utilizados, bem como diferentes hipóteses de explicação motora para os resultados dos trabalhos. Foram encontrados 11 métodos de *scaling* e 6 métricas associadas a eles. A análise da relação entre métodos e interpretação motora evidenciou que a maior parte dos trabalhos usa a *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) e explica os resultados desta através de hipóteses sobre influência ou origem supraespinal das correlações de longo alcance, adaptabilidade e estabilidade da marcha e da corrida. Os resultados contribuíram para sugestão de novas pesquisas que possam responder questões que ainda estão abertas na literatura. O último capítulo é um estudo transversal no qual são avaliadas diferentes tarefas dos membros inferiores para verificar se existe relação não linear entre velocidade média dos elementos de movimentos e deslocamento. Encontrou-se que a relação não linear está presente nas tarefas, porém modifica com o tipo de tarefa e com as restrições impostas à tarefa. A não linearidade pode ter origem na prioridade do sistema nervoso central em cumprir o objetivo da tarefa e na propriedade fractal do movimento humano. A hipótese que explica a diferença no índice de *scaling* entre diferentes tarefas e nas restrições destas, é a mudança do foco atencional durante as atividades. Os métodos de *scaling* podem ser úteis para medir o movimento humano e devem ser mais explorados para aprofundar a compreensão do movimento humano, bem como servir de ferramenta de avaliação para identificar e monitorar disfunções no movimento e auxiliar no tratamento destas.

Palavras-chave: Não linearidade; *Scaling*; Movimento Humano; Complexidade; Marcha; Métodos.

ABSTRACT

Traditional methods employed in the study of motor control and biomechanics have used linear relationships between system components. However, these relationships go beyond the linear equations can offer (growth, decay and steady state maintenance), requiring an approach that explores the richness of the interaction of the motor system elements. The theory of complex systems applied to movement science has brought a new perspective to this last field of knowledge and may be another way of trying to explain the result that arises from the interaction of the elements of the neuromuscular system. Assuming the applicability of the theory of complex systems for understanding the behavior motor, this thesis's general aim is to understand the behavior of human movement of the lower limbs through scaling measures. The scope review mapped the literature of scaling methods applied to the analysis of gait and running and the results showed a wide range of conceptual interpretations of metrics and methods used and different assumptions of motor explanation for the results of the work. Eleven scaling methods and 6 metrics associated with them were found. The analysis of the relationship between methods and motor interpretation showed that most of the papers uses the Detrended Fluctuation Analysis (DFA) and explains the DFA results through hypotheses about the supraespal influence and origin of long-range correlations adaptability and stability during gait and running. The results contributed to the suggestion of new research that can answer questions that are still open in the literature. The last chapter is a cross-sectional study in which various lower limbs tasks are assessed to verify if there is nonlinear relationship between the average velocity of motion and displacement elements. It was found that the nonlinear relationship is present in the task, but changes according to the type of task and restrictions imposed on the task. Nonlinearity can stem from the central nervous system's priority in fulfilling the task objective and the fractal property of human movement. The hypothesis that explains the difference in scaling ratio between different tasks and under restrictions, is changing the attentional focus during activities. The scaling methods can be useful for measuring human movement and should be further explored to deepen understanding of human movement, as well as serve as an assessment tool to identify and monitor movement disorders and help in the treatment of these.

Keywords: Nonlinearity; Scaling; Human Movement; Complexity; Gait; Methods.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Esquema de representação da decomposição do movimento em elementos.	22
Figura 2: Etapas de construção do conjunto de Koch	26
Figura 3: Recortes das trajetórias (lado esquerdo da figura) e series temporais (lado direito da figura) do estabilograma de um sujeito em 18, 180 e 1800 segundos.....	26
Figura 4: Ajuste de uma lei de potência a uma serie temporal.	27
Figura 5: Representação duplamente logarítmica dos mesmos dados da figura 4.....	27
Figura 6: Quadro explicativo do significado de origem de métricas e métodos de <i>scaling</i>	28
Figura 7: Quadro com categorizações e os critérios pertencentes a estas.	34
Figura 8: Fluxograma dos artigos incluídos seguindo os critérios de elegibilidade.	35
Figura 9: Infográfico das frequências das variáveis extraídas dos estudos incluídos na revisão. ECR = Ensaio clínico Randomizado; DFA=Detrended Fluctuation Analysis; AFA= Adaptive Fractal Analysis; PSD=Power Spectral Density; SDA= standardized dispersion analysis; RRA= rescaled range analysis; MLE=Minimum Likelihood Estimator.....	37
Figura 10: Mapa conceitual dos métodos, métricas e interpretação conceitual das métricas. DFA= <i>Detrended Fluctuation Analysis</i> ; AFA= <i>Adaptive Fractal Analysis</i> ; PSD= <i>Power Spectral Density</i> ; SDA= <i>standardized dispersion analysis</i> ; RRA= <i>rescaled range analysis</i> ; CCA= Correlações de curto alcance; CLA= Correlações de longo alcance; ALA= Autocorrelações de Longo Alcance;	37
Figura 11: Quantidade de artigos que usam a interpretação motora da categorização.	38
Figura 12: Rede de interação entre métodos usados nos artigos e as interpretações motoras associadas a eles.	39
Figura 13: Quantidade de publicações utilizando métodos de <i>scaling</i> com e sem uso da Detrended Fluctuation Analysis (DFA) entre 1995 e 2018.	40
Figura 14: Quadro com recomendações de pesquisa EPICOT para uso de métodos de <i>scaling</i> na marcha humana.....	55
Figura 15: Conjunto de marcadores do modelo Plug-in Gait Full Body Model do Software Nexus, na região anterior do copo.....	59
Figura 16: Conjunto de marcadores do modelo Plug-in Gait Full Body Model do Software Nexus, na região posterior do copo.	60

Figura 17: Conjunto de marcadores do modelo Plug-in Gait Full Body Model do Software Nexus, na região lateral do copo.	60
Figura 18: Esquema de representação da tarefa de movimento de alcance multidirecional. ...	62
Figura 19: Quadro com a classificação temporal das tarefas.....	62
Figura 20: Gráficos com os dados de um indivíduo, sendo representativo dos resultados da tarefa MAM do membro dominante. O gráfico da esquerda representa os elementos de movimento do maléolo direito (RANK) – dominante - e o do lado direito ao do maléolo esquerdo.	64
Figura 21: a) Valores de média e desvio-padrão das diferentes velocidades (Lenta, preferência, rápida e preferencia com dupla tarefa) para cada participante. b) Distribuição das médias de velocidade dos participantes, com comparação estatística. DT=dupla tarefa.	66
Figura 22: Distribuição dos valores do coeficiente da regressão de Pearson (R). MAM= Movimento de alcance multidirecional; MUCA= Movimentos unidimensionais com alvo; CGG= Chute gol grande; CGM= Chute gol médio; CGP=Chute gol pequeno; MVL= Marcha Lenta; MVP= Marcha.....	66
Figura 23: Distribuição dos valores de α para cada tipo de tarefa sem restrição.....	68
Figura 24: Distribuição de α individualmente para as tarefas sem restrições. MAM= Movimento de alcance multidirecional (cor preta); MUCA= Movimentos unidimensionais com alvo (cor vermelha); CGG= chute gol grande (cor azul); MVP= Marcha Velocidade de Preferência (cor rosa).....	69
Figura 25: a) Média das diferenças da comparação de α entre as tarefas de chute; b) Distribuição de α nas tarefas de chute. CGG= chute gol grande; CGM= chute gol médio; CGP= chute gol pequeno.	70
Figura 26: a) Média das diferenças da comparação de α entre as tarefas de marcha; b) Distribuição de α nas tarefas de marcha; MVP= Marcha Velocidade de preferência; MVL= Marcha Velocidade Lenta; MVR= Marcha Velocidade Rápida; MDTM=Marcha com dupla tarefa motora.	70
Figura 27: Gráfico da velocidade em função do deslocamento dos elementos de um movimento complexo.	73
Figura 28: Esquema ilustrativo das relações de custo cognitivo e motor para as tarefas de marcha com restrições. MVL=Marcha Velocidade Lenta; MVP= Marcha Velocidade de Preferência; MVR=Marcha Velocidade Rápida.	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores de média e desvio-padrão do α das tarefas realizadas na coleta de dados. ..67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2MTT	Cabeça do Segundo Metatarso
AFA	<i>Adaptive Fractal Analysis</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CGG	Chute Gol Grande
CGM	Chute Gol Médio
CGP	Chute Gol Pequeno
CLA	Correlação de Longo Alcance
CP	Comprimento da Passada
DF	Dimensão Fractal
DFA	<i>Detrended Fluctuation Analysis</i>
DP	Doença de Parkinson
DRP	Deficiência do Reflexo Postural
DT	Dupla Tarefa
EIAS	Espinha Ilíaca Antero Superior
EIPS	Espinha Ilíaca Pósterio Superior
ELA	Esclerose Lateral Amiotrófica
FRSV	Força de Reação do Solo Vertical
GEM	<i>Goal Equivalent Manifold</i>
GPC	Gerador de Padrão Central
H	<i>Expoente de Hurst</i>
LANK	Maléolo Esquerdo
MAL	<i>Motion Analysis Lab</i>
MAM	Movimento de Alcance Multidirecional
MDTM	Marcha com Dupla Tarefa Motora
MED	<i>Movement Elements Decomposition</i>
MLE	<i>Maximum Likelihood Estimation</i>
MMII	Membros Inferiores
MMSS	Membros Superiores

MUCA	Movimentos Unidimensionais com Alvo
MVL	Marcha Velocidade Lenta
MVP	Marcha Velocidade de Preferência
MVR	Marcha Velocidade Rápida
PRISMA-ScR	Preferred Reporting Items For Systematic Reviews And Meta-Analysis Protocols
PSD	<i>Power Spectral Density</i>
RANK	Maléolo Direito
RRA ou R/S	<i>Reescaled Range Analysis</i>
SDA	<i>Standardized Dispersion Analysis</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
TP	Tempo da Passada

LISTA DE SÍMBOLOS

\propto	Proporcional a
α	Alfa
β	Beta
γ	Gama

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	16
CAPÍTULO 1: REFERENCIAL TEÓRICO.....	17
1.1 CONTROLE MOTOR	17
1.1.2 <i>Geração e controle do movimento</i>	18
1.1.3 <i>Otimização motora</i>	19
1.2 CARACTERÍSTICAS DOS SISTEMAS COMPLEXOS APLICADAS AO ESTUDO DO MOVIMENTO.....	23
CAPÍTULO 2: EXPOENTE DE <i>SCALING</i> DA MARCHA HUMANA: UMA REVISÃO DE ESCOPO..	29
2.1 INTRODUÇÃO	29
2.2 MÉTODOS	30
2.3 RESULTADOS	35
2.4 DISCUSSÃO	40
2.4.1 <i>Conceitos</i>	41
2.4.2 <i>Origem/influência supraespinal</i>	44
2.4.3 <i>Origem mecânica</i>	49
2.4.4 <i>Gerador de Padrão Central (GPC)</i>	49
2.4.5 <i>Estabilidade</i>	50
2.4.6 <i>Adaptabilidade</i>	51
2.4.7 <i>Recomendações para estudos futuros</i>	54
2.5 CONCLUSÃO	56
CAPÍTULO 3: AVALIAÇÃO NÃO LINEAR DE <i>SCALING</i> DE TAREFAS DOS MEMBROS INFERIORES.....	56
3.1 INTRODUÇÃO	56
3.2 MÉTODOS	58
3.3 RESULTADOS	65
3.4 DISCUSSÃO	71
3.5 <i>CONCLUSÃO</i>	79
CONCLUSÃO DA TESE	80
REFERÊNCIAS	81
APÊNDICE A - QUADRO COM INFORMAÇÕES EXTRAÍDAS DE CADA ARTIGO INCLUÍDO NA REVISÃO	92
APÊNDICE B – QUADRO COM INFORMAÇÕES SOBRE MÉTODOS, MÉTRICAS, RESULTADOS DO ESTUDO, INTERPRETAÇÃO MOTORA E CATEGORIZAÇÃO DE CADA ARTIGO INCLUÍDO NA REVISÃO.....	106
APÊNDICE C – FICHA DE COLETA COM INFORMAÇÕES ANTROPOMÉTRICAS, DOMINÂNCIA E FAMILIARIDADE COM CHUTE E JOGO DE BASQUETE.....	137

Introdução

O movimento é uma das características definidoras da vida humana (KANDEL, 2014), uma vez que é necessário para realizar tanto atividades básicas de vida diária, como vestir uma roupa, escovar os dentes ou preparar um alimento para o consumo quanto na comunicação e manifestação das emoções através de posturas e expressões corporais, como ombros curvados para frente, cabeça voltada para o chão e rosto triste.

Por ter um papel tão importante na vida humana, o movimento é estudado desde o desenvolvimento das funções motoras (LOGAN et al., 2012) até as disfunções que acontecem secundárias a doenças (DINGWELL; CUSUMANO, 2000; HAUSDORFF, 2009), trauma (KUHTZ-BUSCHBECK et al., 2003) ou envelhecimento (GOW et al., 2017), incluindo também o estudo dos mecanismos de regulação ou controle do sistema motor. O estudo deste, juntamente com a biomecânica – estudo das forças que são aplicadas ao exterior e ao interior do corpo e a reação do corpo a essas forças (NEUMANN, 2011a) - tenta compreender quais são as regras ou leis que regulam o sistema motor através da análise de variáveis mecânicas observadas nos movimentos humanos (LATASH, 2016).

Os métodos tradicionais empregados no estudo do controle motor e da biomecânica têm usado relações lineares entre componentes do sistema. Contudo as relações destes vão além do que as equações lineares podem oferecer (crescimento, decaimento e manutenção de estado estável), surgindo a necessidade de uma abordagem que explore a riqueza da interação dos elementos do sistema motor (VAN EMMERIK et al., 2016).

Dentro dos métodos não lineares existem as medidas de *scaling*. Estas têm sido usadas na análise do movimento (DUCHARME et al., 2018; GOW et al., 2017; HAUSDORFF et al., 1995; KHANDOKER et al., 2008; KIEFER et al., 2009; RHEA et al., 2014a), porém existe uma diversidade de significados dos seus resultados. Enquanto SEKINE et al. (2004) afirmam que quanto maior a medida de dimensão fractal (DF), mais complexo é o sistema, KIEFER et al. (2009) relata que $DF = 1.5$ equivale a um sinal aleatório. Esta diversidade de interpretação dificulta a difusão e compreensão sobre como esse tipo de avaliação pode ser útil na análise do movimento.

As medidas de *scaling* aplicadas à ciência do movimento têm trazido uma nova perspectiva para esse último campo do conhecimento e pode ser mais uma forma de tentar explicar o resultado que surge da interação dos elementos do sistema neuromuscular (BUSA et al., 2016; DINGWELL; CUSUMANO, 2000; HAUSDORFF, 2009; VAN EMMERIK et al.,

2016). Desta forma, esta tese tem como objetivo geral compreender como as medidas de *scaling* podem contribuir na avaliação movimento de membros inferiores. Os objetivos específicos são: (1) Mapear métodos e interpretações de medidas de *scaling* utilizadas na avaliação da marcha e corrida; (2) Avaliar as relações de *scaling* de tarefas realizadas pelos membros inferiores em diferentes tarefas.

Reconhecendo o caráter interdisciplinar deste trabalho é importante explicar os conceitos básicos de cada área para melhor entendimento do tema. O capítulo um fornece uma breve apresentação e aplicação dos conceitos das características dos sistemas complexos ao comportamento motor e a explicação de conceitos da área de controle motor.

O segundo capítulo é uma revisão de escopo sobre a aplicação de métodos de *scaling* para análise do movimento e as interpretações geradas a partir dos resultados encontrados. Este mapeamento da literatura vai permitir o aprofundamento da compreensão das interpretações relacionadas com os métodos e identificar lacunas no conhecimento para futuras investigações.

O terceiro capítulo é um estudo transversal no qual são avaliadas diferentes tarefas dos membros inferiores (MMII) para verificar se existe uma relação não linear entre velocidade média e deslocamento dos elementos de movimento dos MMII e se esta relação é diferente entre as tarefas avaliadas.

Capítulo 1: Referencial teórico

A presente tese se apoia na interseção de diferentes áreas do conhecimento que possuem muitas características similares, portanto este capítulo será dividido em duas partes. A primeira será uma breve revisão dos conceitos relacionados ao controle motor que serão relevantes para o entendimento dos próximos tópicos. A segunda parte revisa as características dos sistemas complexos e a aplicação destas ao movimento humano.

1.1 Controle motor

O controle do movimento, ou controle motor, pode ser definido como a “área das ciências naturais que explora como o sistema nervoso produz movimentos propositalis e coordenados em sua interação com o resto do corpo e com o ambiente”(LATASH, 2010).

Evidências sobre o como o ser humano controla o movimento foram acumuladas ao longo do tempo, o que permitiu a formulação de muitas teorias sobre o controle do movimento. Uma teoria gera um modelo de interpretação do comportamento de algo. Desta forma,

diferentes modelos foram criados, refletindo a influência das evidências científicas disponíveis e visões e filosofias diversas.

1.1.2 Geração e controle do movimento

O movimento pode ser gerado de diferentes maneiras e possuir diferentes formas de expressão, como velocidade de resposta, estruturas neurais envolvidas, ação de resposta e necessidade de estímulo.

Os movimentos rítmicos podem ter controle voluntário e se diferenciam dos movimentos voluntários por terem frequência e espaço organizados pela medula espinal e tronco encefálico (KANDEL, 2014). Existem programas neuronais específicos de determinadas tarefas, que acionam sinergias musculares que automatizam a função. Um exemplo desse tipo de movimento é tem origem no Gerador de Padrão Central (GPC), associado à marcha humana (LATASH; ZATSIORSKY, 2015a; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Pesquisas com gatos descerebrados provaram que mesmo sem *input* aferente e comando descendente do encéfalo, gatos podiam se locomover (SHIK; ORLOVSKII; SEVERIN, 1966; SIROTA; SHIK, 1973), atribuindo a circuitos medulares descendentes a regulação dessa atividade automática.

O movimento voluntário possui controle consciente no córtex cerebral. É a transformação sensório-motora mais complexa que existe no controle motor, pois envolve planejamento. Precisa de ligações entre praticamente todos os lobos cerebrais e ainda conta com contribuições de núcleos da base, tronco encefálico, cerebelo e medula (KANDEL, 2014).

Para uma determinada tarefa, existem várias possibilidades de execução motora. Ou seja, diversas possibilidades de combinações articulares e musculares para cumprimento da tarefa. Normalmente, há uma estratégia escolhida pelo corpo entre as diversas possibilidades, sendo descartadas outras alternativas, fenômeno conhecido como redundância (KANDEL, 2014). O problema da redundância é um elemento central no estudo do controle motor.

Atribui-se a BERNSTEIN (1967) o pioneirismo em chamar atenção para o fato do movimento voluntário ter diversas formas de ser realizado. O famoso experimento de Bernstein, no qual ele fez a análise cinemática de ferreiros experientes, mostrou a existência de variabilidade nos segmentos através das repetições, e trajetória relativamente invariante do martelo. Note que o martelo também possuía variabilidade em suas trajetórias entre as tentativas, contudo a variabilidade dos segmentos corporais (cotovelo, punho, ombro) era maior que a do martelo (*endpoint*) (LATASH; ZATSIORSKY, 2015b). A partir da interpretação

destes resultados e de um problema de tradução¹ surgiu o que se convencionou chamar de problema da redundância motora: Como o Sistema Nervoso Central (SNC) seleciona um movimento específico, dentre as diversas possibilidades de resolução da tarefa? A premissa da questão é a escolha de um critério, pelo SNC, para selecionar melhor solução para aquela tarefa, a ser realizada por aquele indivíduo e naquele ambiente. Ao escolher a solução ideal, o SNC exclui as outras soluções, pois, uma vez que o objetivo seria alcançado da mesma forma, estas seriam redundantes (LATASH, 2016; TODOROV, 2004).

Uma visão alternativa a escolha da melhor e única estratégia motora é o princípio da abundância. Este sugere a presença não apenas de uma solução para a performance, mas um conjunto de soluções possíveis para cumprimento da tarefa, que permitem flexibilidade e adaptabilidade ao movimento (LATASH, 2010).

Um argumento apresentado pelos teóricos que querem resolver o problema da redundância é a possibilidade do SNC ter evoluído para encontrar uma solução que minimizasse alguma medida para o desempenho para melhorá-la (FLASH; HOGAN; RICHARDSON, 2002; TODOROV; JORDAN, 2002). Na visão da abundância, também é possível ter uma família de soluções que refletem uma combinação de sinergias que obedecem a um critério de otimização (LATASH, 2010). Uma abordagem muito estudada é a otimização motora. Nesta, normalmente a escolha da estratégia de controle é medida com alguma função custo (TODOROV, 2004).

1.1.3 Otimização motora

Diferentes variáveis biomecânicas foram pensadas como fatores que tem o custo minimizado na ação motora, como velocidade, tempo, arranque, força, torque, entre outras (LATASH; ZATSIORSKY, 2015b; TODOROV, 2004). Dentre estas, as variáveis pertencentes à cinemática têm sido bastante exploradas, especialmente dois critérios de minimização, o mínimo tempo e o mínimo arranque. Para fazer um movimento com o mínimo de tempo é preciso ter uma alta aceleração e parada brusca, levando ao controle “bang-bang”² (HOFF, 1994; LATASH; ZATSIORSKY, 2015b). Latash e Zatsiorsky (2015b) explicam esta função com o exemplo do princípio do motorista adolescente³ (ou motorista iniciante). Neste princípio, o motorista pisa no acelerador e quando quer parar tira o pé do acelerador e pisa bruscamente no freio. O perfil de velocidade desta ação seria triangular, que é diferente de perfis em formato de sino encontrados nos dados experimentais (LATASH; ZATSIORSKY, 2015b). A função

¹ O termo abundância foi traduzido do russo para o inglês como redundância. (LATASH, 2000).

² Para ser o gatilho mais rápido do Oeste o pistoleiro precisa atirar no oponente com o menor tempo possível.

³ Original: “*Teenage driver’s principle*”.

custo cinemática que gera um perfil de velocidade muito mais real é a de mínimo arranque ou *jerk*. O arranque é a derivação da aceleração de um ponto no espaço e tem sido a função custo mais utilizada com as variáveis cinemáticas do movimento (LATASH; ZATSIORSKY, 2015b). Apesar de existir uma função custo que gera resultados próximos do perfil de velocidade encontrado nos dados experimentais, é importante considerar o tempo na função custo. Se a minimização do arranque fosse considerada isoladamente, teríamos um movimento muito suave, que demoraria infinitamente para ser realizado, o que não ocorre (HOFF, 1994).

Entendendo a importância da eficiência e da agilidade⁴ para o movimento, HOFF (1994) sugeriu um modelo de minimização de arranque e tempo, que é, segundo ele, “[...]palatável para nossa intuição”⁵. Numa mesma função custo, tempo e arranque são minimizados, ressaltando que a duração do movimento emerge a partir da troca entre eficiência e agilidade². Segue abaixo a função custo proposta por Hoff, a qual foi comparada com movimento de alcance de membros superiores (MMSS):

$$I = tf + R \int_{t=0}^{t=tf} (u_x^2 + u_y^2) dt \quad (1)$$

onde t_f é a duração do movimento, u_x e u_y são os componentes da série temporal do arranque dos eixos x e y , respectivamente, e R é uma constante. Resolvendo a equação (1), Hoff então derivou a relação entre a duração do movimento e o deslocamento associado na equação (2):

$$t_f = (60D)^{1/3} R^{1/6} \quad (2)$$

O autor relata que a duração final do tempo é proporcional à raiz cúbica do deslocamento e a constante R é a ponderação “arbitrária” entre tempo e arranque. Se este é penalizado mais do que a duração, um movimento longo e lento acontecerá.

A partir da equação (2), MIRANDA et al. (2018) deduziram a seguinte relação entre velocidade e deslocamento:

$$vm = \frac{D^{2/3}}{60^{1/3} R^{1/6}} \quad (3)$$

⁴ Original: “*expediency*”

⁵ Original: “[...]palatable to our intuition”.

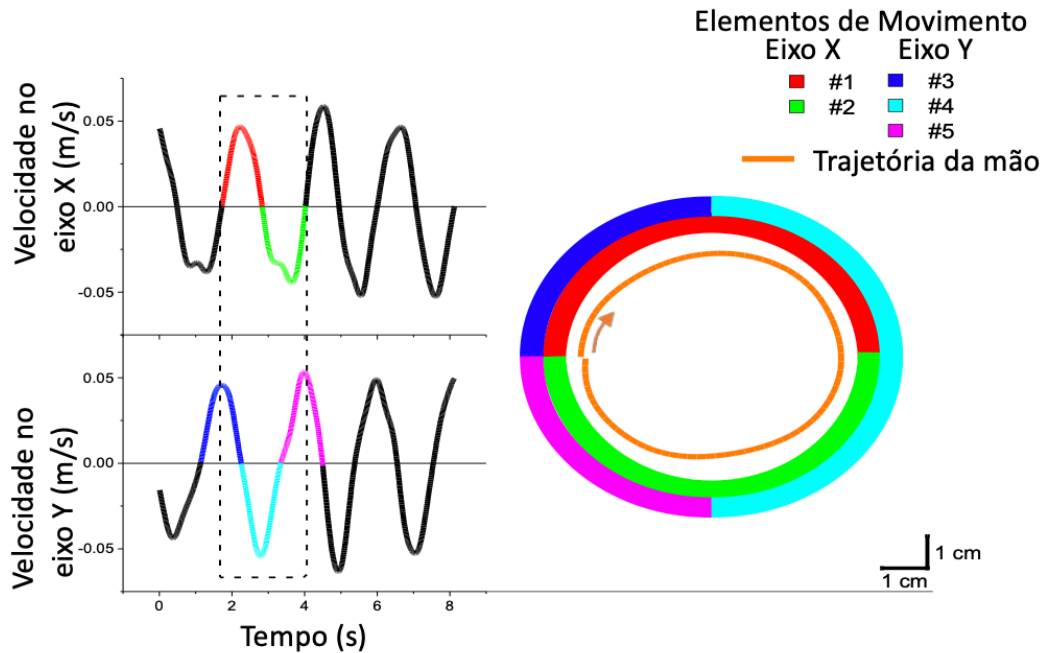
onde v_m é a velocidade média de um alcance, D é o deslocamento e R é a constante. Os mesmos autores constataram, então, que a velocidade média de um movimento de alcance escala com o tamanho do movimento, obedecendo a uma lei de potência com expoente igual a $2/3$. Em termos matemáticos esta relação acontece assim: $v_m \propto D^\alpha$ sendo $\alpha = 2/3$. Portanto, para o modelo de HOFF (1994), o equilíbrio entre eficiência e agilidade durante o movimento de alcance implica em uma lei de potência com expoente igual a $2/3$ entre velocidade média e deslocamento. É importante notar que para HOFF (1994) o R era a medida mais importante, pois retrata a relação entre tempo e arranque para um alcance. O que aconteceria para um movimento funcional que é composto de múltiplos elementos?

Tendo como referência a equação (3) e o princípio de minimização de arranque e tempo, MIRANDA et al. (2018) decidiram ir além dos movimentos de alcance dos MMSS e aplicaram a função custo para diferentes tarefas funcionais dos MMSS, como escrita e desenho. Contudo, para poder aplicar uma equação desenvolvida para apenas um movimento de alcance, os autores decidiram criar um método de decomposição cinemática do movimento (*Movement Elements Decomposition* – MED) e aplicá-lo para movimentos complexos⁶.

Este método identifica os elementos do movimento, que são definidos a partir de um perfil de velocidade que inicia e termina em zero (ver figura 1) em todos os eixos do sistema cartesiano. Um elemento é definido pela variação da velocidade iniciando em velocidade de valor 0, atingindo o pico e terminando também em valor 0 em um eixo específico. Como pode-se ver na figura 1, um círculo foi desenhado num papel e a trajetória deste movimento aparece em laranja. No eixo X, a mão vai para a direita (em vermelho) e depois para a esquerda (em verde), portanto possui 2 elementos. No eixo Y a mão sobe (azul escuro), depois desce (azul claro) e em seguida sobe novamente (roxo), exibindo 3 elementos neste eixo. Para tarefas em que o corpo está parado (por exemplo: pessoa sentada escrevendo num papel), é usado o sistema de referência do laboratório e quando o corpo está em movimento, como no caso da marcha, é utilizado o ponto médio entre as duas espinhas ilíacas póstero-superiores, ponto próximo ao centro de massa.

⁶ Movimentos funcionais ou não, realizados em diferentes escalas de tamanho.

Figura 1: Esquema de representação da decomposição do movimento em elementos.



Fonte: Elaborada pela autora.

O estudo experimental de MIRANDA et al. (2018) mostrou que para tarefas funcionais de membros superiores (escrita, desenho, alcances múltiplos), os movimentos obedecem a lei de $2/3$, gerando o expoente 0,66, aproximadamente.

Em HOFF (1994) e MIRANDA et al. (2018), a trajetória rastreada foi a da mão, que representa o *endpoint* no movimento de alcance de membros superiores. Ou seja, o princípio de otimização idealizado por HOFF (1994) que gerou uma lei de potência comprovada por MIRANDA et al. (2018) é válido para as trajetórias mais complexas do ponto final da cadeia cinética. Segundo VAN EMMERIK et al. (2016), tal variabilidade é diferente da variabilidade dos segmentos que estão envolvidos na execução do movimento avaliado, a qual é maior, pois reflete a flexibilidade do sistema para tornar a trajetória do ponto final da cadeia cinética menos variável.

Apesar de usar a otimização motora de dois parâmetros (tempo e arranque), o MED não tem como objetivo indicar a melhor estratégia motora da tarefa. Ainda que o método avalie a aquisição de novas habilidades pelo formato e dos números de elementos (o número de elementos reduz e se torna mais suave com a aquisição das habilidades) (LEMOS FONSECA et al., 2020), o foco são os elementos e não o formato da trajetória do movimento. Portanto, a proposta do MED não é indicar a melhor solução para a tarefa, mas revelar a natureza fractal da otimização motora dos elementos do movimento, a qual usa uma regra simples e o aplica em múltiplas escalas. Essa característica fractal é encontrada em diversos sistemas complexos.

1.2 Características dos sistemas complexos aplicadas ao estudo do movimento

Um sistema complexo é formado pelo conjunto de unidades que, se analisadas isoladamente, não explicam o comportamento do sistema como um todo. A análise da função de um neurônio não explica o funcionamento cerebral, por exemplo. O sistema evolui com o tempo e suas unidades interagem de forma auto organizada para a emergência de diferentes padrões de comportamento. Para este tipo de sistema pequenas mudanças nas condições iniciais podem gerar efeitos gigantes, e vice-versa, mostrando desproporcionalidade entre causa e efeito, característica não-linear marcante destes sistemas (NUSSENZVEIG, 2008).

Em contraste com o sistema complexo, um sistema complicado pode ser compreendido por seus componentes. Se um relógio só funciona com a bateria, é previsível concluir que ele pare de funcionar ao retirar a bateria e volte a funcionar ao recolocar a bateria. Para este tipo de sistema, a técnica do reducionismo é muito usada para entender o funcionamento da tecnologia. Nesta técnica o sistema é desmontado em partes, para que, a partir das partes, compreenda-se o funcionamento do todo (RICKLES; HAWE; SHIELL, 2007).

O estudo dos sistemas complexos tem sido cada vez mais explorado por diferentes áreas do conhecimento, como Biologia (LANDI et al., 2018), Economia (ROSSER, 2016), Pedagogia (JÖRG; DAVIS; NICKMANS, 2007) e Ciência do Movimento (BITTENCOURT et al., 2016; BUSA et al., 2016; DINGWELL; CUSUMANO, 2000; HAUSDORFF et al., 1996; KELSO, 1995; STERGIOU; DECKER, 2011; VAN EMMERIK et al., 2016). Estas áreas possuem problemas que desafiam a lógica linear tradicional, e recorrem ao estudo dos sistemas complexos para tentar explicar o comportamento de seus objetos de estudo. Serão apresentadas abaixo características de sistemas complexos e suas aplicações para análise do movimento.

Não linearidade

Um sistema linear possui duas características fundamentais, proporcionalidade e superposição. A primeira indica que o valor do *input* é proporcional ao do *output*. Na superposição, a soma dos elementos do sistema representa o todo. É possível explicar o todo a partir do conhecimento das partes, se desmontar o sistema e compreender o funcionamento das partes, saberá como funciona o sistema (RICKLES; HAWE; SHIELL, 2007).

Um comportamento característico de um sistema complexo é a não linearidade, onde a relação entre as unidades do sistema não revela proporcionalidade à condição inicial, portanto é não linear. (LADYMAN; LAMBERT; WIESNER, 2013; NUSSENZVEIG, 2008; RICKLES; HAWE; SHIELL, 2007). Segundo BITTENCOURT et al. (2016), a característica não linear

também aparece no comportamento das lesões no esporte. Os autores citam o valgo dinâmico do joelho que é associado a fraqueza dos músculos do quadril. Para o pensamento linear, quanto mais fraco o grupo muscular, maior o desvio do joelho. Contudo, se houver muita rigidez de rotação interna do quadril, mesmo com um grupo muscular forte, o desvio do joelho vai acontecer (BITTENCOURT et al., 2012).

A não linearidade do movimento humano pode ser encontrada nas séries temporais de variáveis biomecânicas, ou seja, medindo a variação do movimento no tempo. MIRANDA et al. (2018) evidenciaram que o movimento de tarefas funcionais de MMSS obedece a uma lei de potência de expoente $2/3$ entre a velocidade média e o deslocamento dos elementos que compõem o movimento. Se a lógica linear for aplicada, quanto maior for o deslocamento, maior será a velocidade média do movimento. MIRANDA et al. (2018) evidenciaram que para deslocamentos maiores a velocidade não aumenta de forma proporcional. Portanto, para um mesmo deslocamento grande a velocidade é menor em relação ao que seria se a relação entre as variáveis fosse linear.

Dinâmica, adaptação e emergência

Um sistema dinâmico complexo está sendo modificado o tempo todo, em constante evolução. Isso acontece porque o sistema é aberto e interage o tempo inteiro com o ambiente. Além disso, as unidades interagem entre si, mudando suas características com a experiência e se adaptam a um novo modelo de conexões, ou não, de acordo com o resultado. Essa memória do sistema é muito importante para o mesmo pois torna possível a evolução (LADYMAN; LAMBERT; WIESNER, 2013; NUSSENZVEIG, 2008).

A interação das partes do sistema entre si e com o ambiente e suas adaptações vão gerar um novo estado que emerge espontaneamente a partir da auto-organização do sistema (NUSSENZVEIG, 2008). As propriedades emergentes do sistema são diferentes das propriedades das somas das partes isoladas (Morin apud LEITE, 2004). Ao atingir um ponto crítico, o sistema precisa se reconfigurar e um novo estado emergente da auto-organização das partes que compõem o sistema. Quando uma parte de um sistema complexo é removida, o sistema consegue sobreviver pois se adapta a uma nova condição e é possível enxergar diversos exemplos disso na natureza. O comportamento de um cardume emerge a partir de duas regras simples: ficar perto do vizinho - mas não tão perto a ponto de bater nele - e continuar nadando. Se alguns peixes viram comida de predador, o resto do cardume se adapta à mudança em sua estrutura e o funcionamento do sistema continua, pois a falta de um peixe não afeta a regra de proximidade. O mesmo não acontece com sistemas não complexos. Se o ponteiro de minutos

de um relógio for removido, o sistema para de realizar sua função de informar os minutos, as outras partes não podem compensar o comportamento daquela parte que foi retirada (RICKLES; HAWE; SHIELL, 2007).

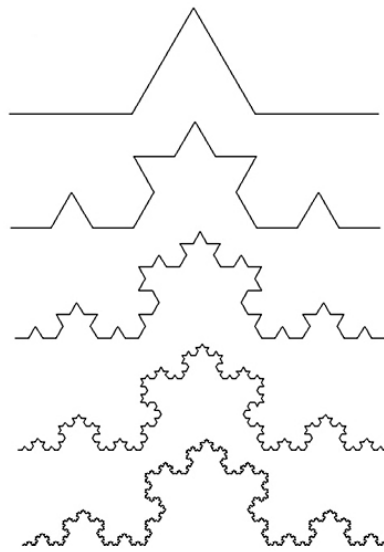
A variabilidade dos segmentos corporais encontrada nas múltiplas execuções de um movimento, gerando “repetição sem repetição” (BERNSTEIN Apud STERGIOU; DECKER, 2011), mostra que há um vasto repertório de possibilidades para execução da tarefa. Isso permite um alto nível de flexibilidade e adaptabilidade para desafios inerentes à tarefa a ser cumprida. Por exemplo, imagine que você está segurando uma caneca com chá bem quente de camomila com mel enquanto caminha. De repente, você tropeça num batente e apesar da posição final dos segmentos corporais ter variado totalmente das suas posições iniciais, o chá permanece na caneca. Isso significa que a tarefa (segurar a caneca sem derramar o conteúdo) continuou a ser executada e devido à flexibilidade do sistema, diferentes combinações articulares e musculares foram usadas para adaptar os segmentos a uma nova realidade, a fim de manter o objetivo da estabilidade do *endpoint*.

Estrutura fractal

A geometria clássica euclidiana, na qual predominam formas regulares, como o círculo, cilindro, triângulo, entre outras, é usada para descrever fenômenos físicos e possui variadas aplicações. Contudo, nem sempre estas formas geométricas são suficientes para descrever as formas na natureza, por conta das irregularidades (KENKEL; WALKER, 1996). A célebre frase de Benoit Mandelbrot ilustra esta explicação: “Nuvens não são esferas, montanhas não são cones, linhas costeiras não são círculos, cascas de árvores não são suaves nem o raio se propaga em linha reta” (MANDELBROT, 1983). O termo fractal vem do adjetivo em Latim *fractus* e o verbo correspondente é *frangere* que significa “quebrar”, ou seja, criar fragmentos irregulares (MANDELBROT, 1983). Segundo NUSSENZVEIG (2008), os fractais podem ser definidos como “(...) conjuntos cuja forma é extremamente irregular ou fragmentada e que têm essencialmente a mesma estrutura em todas as escalas”. Os objetos ou processos fractais podem ser classificados de acordo com as suas propriedades, podendo ser auto-similares ou auto-afins. Na primeira, o objeto mantém a mesma estrutura independentemente da direção da mudança da escala (KENKEL; WALKER, 1996). No Conjunto de Koch (Figura 2), o segmento intermediário de uma reta é substituído por mais duas retas iguais ligadas uma na outra. A estrutura do conjunto de Koch se mantém a mesma nos eixos X e Y independente da escala (NUSSENZVEIG, 2008). O reescalonamento dos objetos auto-afins depende da direção que está sendo analisada, portanto o que muda na direção horizontal é diferente do que muda na

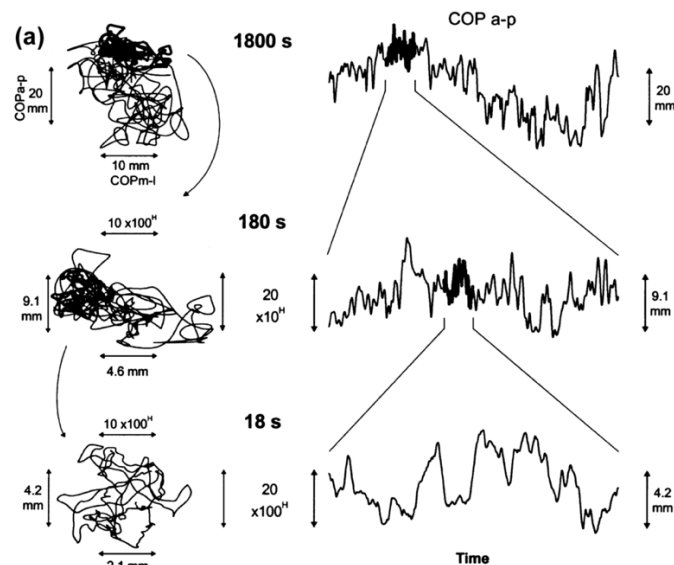
direção vertical (KENKEL; WALKER, 1996). Quando series temporais (objetos auto-afins) são medidas e analisadas, pode existir um comportamento invariante no tempo, onde variações em segundos são parecidas com as variações em horas. Ao analisar o estabilograma de pessoas em pé numa plataforma de força, DUARTE e ZATSIORSKY (2000) concluíram que o comportamento do centro de pressão é similar em 10 segundos e em 10 minutos, mostrando o comportamento invariante no tempo deste tipo de sinal que pode ser visto na figura 3.

Figura 2: Etapas de construção do conjunto de Koch



Fonte: (FORMANDA, 2013)

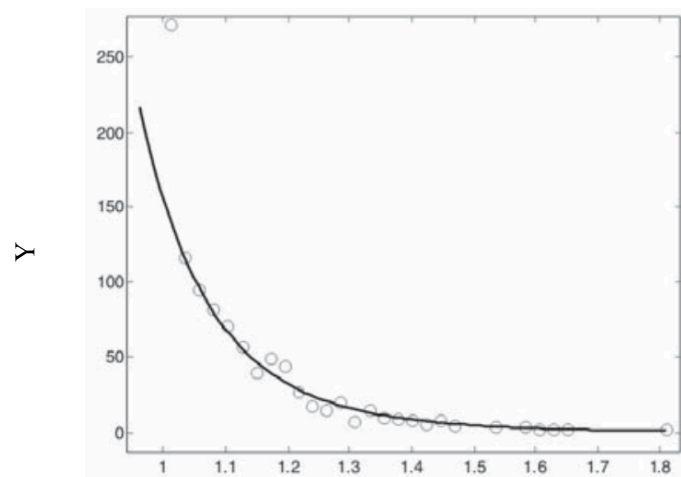
Figura 3: Recortes das trajetórias (lado esquerdo da figura) e series temporais (lado direito da figura) do estabilograma de um sujeito em 18, 180 e 1800 segundos.



Fonte: (DUARTE e ZATSIORSKY, 2000)

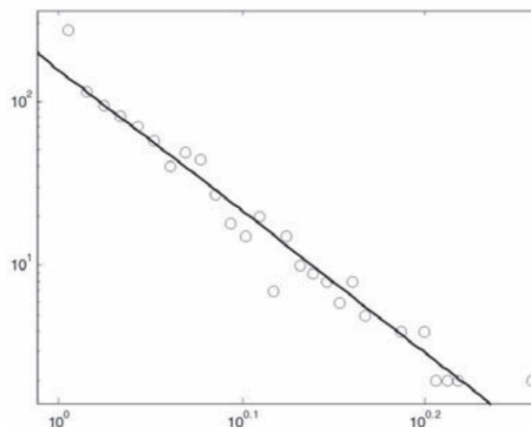
Devido a não-linearidade e independência de escala, estruturas ou relações entre variáveis de um sistema complexo normalmente apresentam uma lei de potência. Esta lei é uma forma de caracterizar fenômenos livre de escala característica, como os fractais (GLERIA; MATSUSHITA; SILVA, 2004). Ao fotografar uma pedra, é preciso colocar ao lado um objeto para definir a escala, pois a estrutura da pedra permanece na escala pequena ou grande (GARCÍA-MANSO, 2008). O comportamento da lei de potência evidencia a relação não-linear (figura 4). Outra forma de representar esses mesmos dados é mostrar os valores de $\log(X)$ e $\log(Y)$, que vai gerar uma reta no gráfico (figura 5). Depois, é possível estimar como parâmetros estatísticos o quanto os pontos se ajustam à reta (GARCÍA-MANSO, 2008).

Figura 4: Ajuste de uma lei de potência a uma serie temporal.



Fonte: (GARCÍA-MANSO, 2008)

Figura 5: Representação duplamente logarítmica dos mesmos dados da figura 4.



Fonte: (GARCÍA-MANSO, 2008)

Sinais biológicos que são livres de escala apresentam leis de potência, característica predominante de um fractal, que podem ser representações de dados de tempo e espaço. Para análises de series temporais os sinais podem apresentar correlações de longo alcance, como foi evidenciado nas sequências de nucleotídeos do DNA (PENG et al., 1994), batimentos cardíacos (GOLDBERGER et al., 2002) e tempo da passada da marcha humana (HAUSDORFF et al., 1995, 1996). Considerando o exemplo da marcha, podemos interpretar que o tempo de uma passada realizada agora está correlacionada com o tempo da próxima que foi feita há 2 minutos atrás (efeito de memória).

Diferentes medidas podem apresentar este *scaling*, que muitas vezes é atribuído a uma natureza fractal do sinal medido. A figura 6 apresenta métodos, métricas geradas por eles e o significado usado no artigo original do método.

Figura 6: Quadro explicativo do significado de origem de métricas e métodos de *scaling*.

Método	Métrica	Significado	Fonte
<i>Detrended Fluctuation Analysis</i> (DFA)	α	Correlações de longo alcance	(PENG et al., 1994)
<i>Power Spectral Density</i> (PSD)	β	Correlações de longo alcance	(MANDELBROT; NESS, 1968)
<i>Rescaled Range Analysis</i> (RRA ou R/S)	Hurst (H)	Persistência, aleatoriedade ou anti-persistência da dinâmica geradora da série	(HURST; BLACK; SIMAIKA, 1965) e (FEDER, 1988)
<i>Box-counting de Hal e Wood</i>	Dimensão Fractal	Rugosidade	(HALL; WOOD, 1993)
Algoritmo de Higuchi	Dimensão Fractal	Irregularidade e Autossimilaridade	(HIGUCHI, 1988)
Dispersão relativa ou <i>Standardized Dispersion Analysis</i> (SDA)	Dimensão Fractal	Irregularidade e rugosidade	(BASSINGTHWAIGHTE, 1988)
<i>Maximum likelihood estimation</i> (MLE)	Hurst (H)	Persistência, aleatoriedade e anti-persistência da dinâmica geradora da série	Deriche and Tewfik (1993) apud (DELIGNIERES et al., 2006)
Wavelet	β	Correlações de longo alcance	(WORNELL; OPPENHEIM, 1992)
<i>Adaptive Fractal Analysis</i> (AFA)	Hurst (H)	Correlações de longo alcance	(GAO; HU; TUNG, 2011)

Fonte: Elaborada pela autora

Os métodos DFA, PSD, Wavelet, RRA, MLE e AFA medem propriedades de correlação que podem ser caracterizadas pela direção da correlação. Se forem persistentes ($0,5 < H < 1,0$), significa que a probabilidade do próximo ponto da série temporal seguir a mesma direção é alta. A chuva é um exemplo de persistência, pois quando cai uma gota de chuva é muito provável que mais gotas cairão. Se os valores forem anti-persistentes ($0 < H < 0,5$), a probabilidade do próximo ponto da série temporal seguir a direção contrária é alta. Se o valor for igual a 0,5 o sinal é aleatório (KENKEL; WALKER, 1996).

O movimento pode ser visto como um sistema complexo por diferentes formas, seja como um componente do raciocínio clínico não-linear (BITTENCOURT et al., 2016) ou como um sinal biológico que reflete as condições de controle motor feito pelo Sistema Nervoso Central (HAUSDORFF et al., 1995, 1996). A saúde de um sistema tem sido associada com características complexas do sinal biológico deste, enquanto que a presença de doença ou o envelhecimento tem sido associados com regularidade ou aleatoriedade do sinal, o que revela uma nova forma de entender a fisiologia e o comportamento motor humano (AMARAL et al., 1998; HAUSDORFF, 2009). Essa relação entre regularidade do sinal e o funcionamento adequado dos sistemas tem sido utilizada na literatura como uma forma de auxílio a diagnóstico e uma melhor compreensão do controle motor, principalmente para a marcha humana. Desta forma, esta tese vai testar e revisar as ferramentas de análise que usam o *scaling* não-linear para medir características complexas do movimento.

Capítulo 2: Expoente de *Scaling* da marcha humana: uma revisão de escopo.

2.1 Introdução

O comportamento motor tem sido estudado sob a perspectiva dos sistemas complexos nos últimos 30 anos (DINGWELL et al., 2000; GOW et al., 2017; HAUSDORFF et al., 1996; KELSO, 1995). As características destes sistemas, como não linearidade, robustez, emergência, estrutura fractal e adaptação, têm sido aplicadas ao estudo do movimento, especialmente à marcha humana. Medidas de análise do comportamento complexo para descrever a marcha, como entropia (LAMOTH et al., 2010), *detrended fluctuation analysis* (DFA) (GOW et al., 2017; HAUSDORFF et al., 1996) e expoente de *Lyapunov* (DINGWELL; CUSUMANO, 2000) dão suporte ao conhecimento interdisciplinar entre a saúde, matemática, física e computação.

Um trabalho interdisciplinar normalmente gera a necessidade de transferência de conceitos entre diferentes áreas do conhecimento (FIORIN, 2008). A partir destas interações é comum surgirem diferentes interpretações para um mesmo conceito. MONSCH, FRANZ e DEAN (2012) ressaltam que a interpretação das métricas não lineares usadas em seu trabalho não é igual para diferentes autores que já publicaram estudos com os mesmos métodos, tornando a aplicabilidade clínica destes, mais desafiadora. Por exemplo, a diminuição do expoente de *scaling* α derivado da DFA já foi interpretado como consequência de doenças (HAUSDORFF et al., 1997, 2000), envelhecimento (HAUSDORFF et al., 1997b) e como habilidade de melhor adaptação motora na marcha e na corrida (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006, 2007b). Essas aplicações de conceitos de diferentes áreas podem gerar interpretações equivocadas sobre o funcionamento do objeto de estudo. Ignorar essas diferenças pode afetar a qualidade e reprodutibilidade das pesquisas (JANOWICZ et al., 2015).

Considerando que a aplicação dos conceitos de sistemas complexos à perspectiva da marcha humana tem caráter interdisciplinar, é preciso mapear o conteúdo para identificar diferentes definições, métodos, aplicações e interpretações relacionadas a este novo campo do conhecimento. Além disso, o mapeamento permite encontrar lacunas no conhecimento que devem ser preenchidas para melhor compreensão do tema. Portanto será feita uma revisão de escopo para compreender como a área do conhecimento que aplica análises de *scaling* para entender a marcha humana está difundindo conceitos, métodos e interpretações. Os objetivos desta revisão de escopo são 1) mapear a produção científica na aplicação do expoente de *scaling* na análise da marcha e da corrida; 2) identificar os métodos de *scaling* realizados nesses estudos e a interpretação dos resultados; 3) identificar lacunas do conhecimento para estudos futuros.

2.2 Métodos

O protocolo desta revisão foi escrito seguindo as recomendações da extensão para *Scoping Reviews* do *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis Protocols* (PRISMA-ScR), foi baseado nas orientações do manual de revisores de 2015 do Instituto Joanna Briggs (THE JOANNA BRIGGS INSTITUTE, 2015) e pelas recomendações de LEVAC, COLQUHOUN e BRIEN, (2010). O protocolo foi publicado no Open Science Framework (<https://osf.io/mt4na/>) (QUIXADA; CASTRO; MIRANDA, 2018)

Crítérios de Elegibilidade

Para ser selecionado para esta revisão o artigo precisava apresentar a aplicação de

medidas de *scaling* para análise da marcha e corrida. A população destes estudos poderia ser de sujeitos com e sem disfunção ou distúrbios do movimento. Foram excluídos crianças e adolescentes (menores que 18 anos), porque o interesse da pesquisa é no controle motor adulto e não no desenvolvimento. Foram incluídos artigos revisados por pares e publicados em jornais acadêmicos. Todos os tipos de estudo foram incluídos, exceto publicações de conferências, artigos de opinião, como comentários, entrevistas, cartas e revisões narrativas e sistemáticas.

A coleta de dados foi finalizada em outubro de 2018, e a única língua pesquisada foi o inglês. Artigos com métodos qualitativos foram excluídos, pois um dos objetivos do estudo é identificar os instrumentos de medida usados nas análises de escala.

Processo de busca

Tipos de bases de dados

As bases de dados usadas para selecionar os estudos foram Scopus, Web of Science e Pubmed. As palavras-chave utilizadas nas estratégias de busca foram as seguintes: Fractal, Dynamic complexity, Complexity, Fractal dimension, Hurst Exponent, Fractal property, Nonlinear dynamic, Long-range correlation, Lyapunov exponent, Scaling exponent, Gait, Running, Balance, standing, Postural transition, Human Movement, Sit to stand, Child*, Infant, Motor development, Eye movement, Activities of Daily Living, Adolescent.

Estratégia de busca da Scopus:

```
(TITLE-ABS (fractal OR "Fractal dimension" OR "fractal properties" OR "Dynamic complexity" OR "nonlinear dynamic" OR "long range correlation" OR "Hurst Exponent" OR "Lyapunov Exponent" OR "Scaling Exponent") AND TITLE-ABS (gait OR running OR balance OR standing OR "postural transition" OR "movement" OR "sit-to-stand" OR stand OR "sit to stand" OR "sitting to stand" OR "activities of daily living" ) AND NOT ( child* OR infant OR adolescent ) AND NOT cell AND NOT "motor development" AND NOT "eye movement" ) AND ( humans ) AND ( LIMIT-TO ( LANGUAGE , "English " ) )
```

Estratégia de busca da Web of science:

```
(#2 AND #1) AND LANGUAGE: (English)
```

```
#1: (TI=((Gait OR running OR Balance OR standing OR postural transition OR movement OR sit-to-stand OR stand OR sit to stand OR sitting to stand OR "Activities of daily living") NOT (child* OR infant OR adolescent) NOT (cell) NOT (motor development) NOT (eye movement))) AND LANGUAGE: (English)
```

#2: (TS=(Fractal OR “Fractal dimension” OR “fractal properties” OR “Dynamic complexity” OR “nonlinear dynamic” OR “long range correlation” OR “Hurst Exponent” OR “Lyapunov Exponent” OR “Scaling Exponent”)) AND LANGUAGE: (English)

Estratégia de busca da Pubmed:

((Fractal OR “Fractal dimension” OR “fractal properties” OR “Dynamic complexity” OR “nonlinear dynamic” OR “long range correlation” OR “Hurst Exponent” OR “Lyapunov Exponent” OR “Scaling Exponent”) AND (Gait OR running OR Balance OR standing OR “postural transition” OR “movement” OR sit-to-stand OR stand OR “sit to stand” OR “sitting to stand” OR “Activities of daily living”) NOT (child* OR infant OR adolescent) NOT cell NOT “motor development” NOT “eye movement”)

Estratégias adicionais

Após a seleção dos artigos, foi realizada a busca manual na lista de referências dos artigos selecionados para incluir artigos relevantes que não foram encontrados na busca das bases de dados.

Avaliação da qualidade metodológica

Após a coleta de dados foi necessária a retirada de artigos que usassem exclusivamente o expoente de Lyapunov, pois foi verificado *a posteriori* que este não é um tipo *scaling*. Além disso, decidiu-se que as tarefas em foco seriam marcha e corrida, devido ao foco em tarefas dos membros inferiores nesta tese e pela importância funcional da locomoção bípede, o que reflete no grande número de estudos incluídos na revisão. A qualidade metodológica dos artigos não foi avaliada, o que é consistente com a metodologia das revisões de escopo.

Seleção de fontes de evidência

Equipe de revisão

A equipe responsável pela busca foi composta de duas pesquisadoras com conhecimento prévio em análise do movimento e sistemas complexos. O terceiro revisor é mais experiente nos temas e foi solicitado para resolver quaisquer discordâncias entre os outros revisores. A seleção dos estudos aconteceu em três fases. A primeira foi a busca e definição das palavras-chave mais indicadas para conduzir a busca final. A segunda fase selecionou os artigos a partir da leitura dos títulos e dos resumos. A terceira fase foi a avaliação dos textos completos para a seleção dos artigos que realmente atendessem aos critérios de inclusão.

Antes de iniciar a busca e extração dos dados foi realizado um teste de confiabilidade para verificar se as duas revisoras estavam selecionando os artigos e preenchendo o banco de dados previamente elaborado, de forma correta e sincronizada. Foram selecionados 5 artigos pelo terceiro revisor nos quais foram aplicados os critérios de elegibilidade pelos 2 outros revisores. A primeira parte foi selecionar quais artigos seriam incluídos e a segunda a extração das informações destes para compor o banco de dados. Qualquer discrepância entre as revisoras foi resolvida pelo terceiro revisor. Se o percentual de concordância fosse maior que 75% as avaliadoras continuavam para o próximo passo (TRICCO et al., 2016). Se o percentual fosse menor, o teste era refeito com 5 artigos diferentes, até a concordância ser maior que o limiar mínimo. A confiabilidade foi de 100% para seleção de quais artigos seriam incluídos e 91% para preenchimento do banco de dados.

Extração dos resultados

As duas revisoras preencheram independentemente um banco de dados previamente elaborado no excel, discutiram os resultados que foram discordantes (o terceiro revisor foi consultado em casos de discordância) e atualizaram continuamente este banco de dados, que possuía os seguintes elementos:

Características do estudo: Autores; Ano de publicação; País de origem; Nome da revista; Título; Resumo; Palavras-chave.

Objetivos: Objetivos; Hipóteses.

Métodos: População e tamanho da amostra; Desenho de estudo; Tarefa; Instrumentos de medida; Tipos de análise; Variáveis:

Resultados/Conclusão: Resultados; Teoria que explica os resultados; Limitações; Notas:

Análise

Os resultados foram apresentados em forma de gráficos e tabelas e a sumarização do conteúdo foi feita de forma qualitativa com divisão temática (LEVAC; COLQUHOUN; BRIEN, 2010) e com composição de um mapa conceitual para ajudar a identificar padrões (NITTAS et al., 2019). As informações retiradas dos artigos, para posterior análise, foram inspiradas na estratégia de busca PICO (SANTOS; PIMENTA; NOBRE, 2007), na qual identifica-se População, Intervenção, Comparação e Resultado. Uma vez que a maioria dos estudos coletados são transversais e exploratórios, adicionou-se no item “Intervenção” alterações ou restrições impostas à tarefa principal, além de relatar as intervenções clínicas –

caso presentes. Por exemplo, em um determinado estudo a tarefa foi avaliar a marcha na velocidade de preferência e a intervenção foi modificar as velocidades (80% e 120% da velocidade de preferência). O item “Comparação” foi incorporado ao item “Intervenção”, quando se comparou o resultado da marcha com uma restrição com o valor de base (*baseline*) ou ao item “População”, quando o estudo comparou populações diferentes. Além destes itens, foram relatados no quadro: Autor/ano, tarefa, instrumento de coleta, variável avaliada e método de análise.

Um mapa conceitual foi elaborado, mostrando as ligações entre métodos de *scaling*, métricas derivadas destes métodos e a interpretação conceitual da métrica (forma como os autores descrevem o significado das métricas, ex.: complexidade, índice fractal, correlação de longo alcance). Foi construída também uma rede para mostrar a interação dos métodos com a interpretação motora apresentadas nos artigos. Uma vez que muitos estudos convergiram em sua interpretação motora foram criadas categorias para melhor compreensão dos dados. A figura 7 mostra as categorizações criadas e os critérios que se enquadram em cada uma. Houve estudos em que os autores não faziam interpretação motora do tema, apenas reportavam o comportamento da métrica. Nestes casos os artigos não foram incluídos nas categorizações.

Figura 7: Quadro com categorizações e os critérios pertencentes a estas.

Categorizações	Crítérios
Origem mecânica	Pesquisas que relatam origem unicamente biomecânica (não de controle central) para as métricas avaliadas
Gerador de Padrão Central (GPC)	Estudos que associam a métrica ao GPC e controle motor espinal
Origem/influência supraespinal	Origem encefálica da métrica, integração sensório motora, maior demanda de controle voluntário da tarefa, aumento da demanda cognitiva e interações dos subcomponentes do sistema
Estabilidade	Pesquisas que atribuem o resultado das métricas a maior ou menor estabilidade
Adaptabilidade	Estudos que relatam um ou outro termo como interpretação motora da variação da métrica (ex: maior α , maior adaptabilidade) e relacionam esses termos a alteração dos graus de liberdade

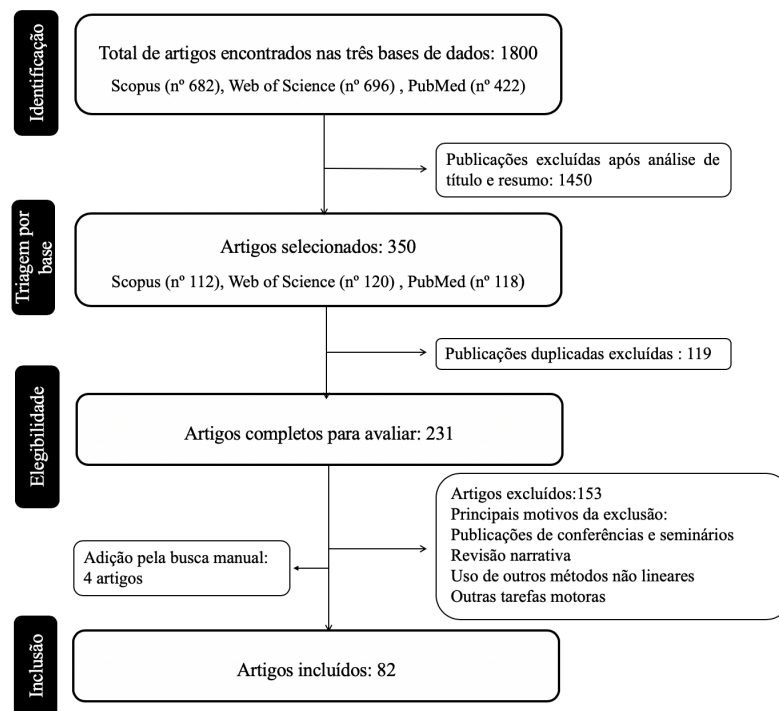
Fonte: Elaborado pela autora.

Para montagem do mapa conceitual utilizou-se o software CmapTools versão 6.04 e a construção da rede o software Gephi versão 0.9.2. Na rede o tamanho dos nós é modulado pelo grau ponderado (soma dos pesos das arestas conectadas a um nó) e a espessura da aresta representa o peso da conexão (quanto maior a espessura, maior frequência de conexão entre aqueles nós).

2.3 Resultados

A busca inicial encontrou total de 1800 artigos e após a aplicação dos critérios de elegibilidade foram selecionados 82 artigos para compor o banco de dados dos resultados desta pesquisa (Figura 7).

Figura 8: Fluxograma dos artigos incluídos seguindo os critérios de elegibilidade.



Fonte: Elaborado com dados extraídos da pesquisa.

O quadro do Apêndice A apresenta os resultados dos 82 artigos incluídos dispostos em ordem cronológica e com as informações extraídas dos artigos. O quadro do Apêndice B exibe as interpretações conceituais e motoras que estão relacionadas aos métodos e métricas estudadas pelas pesquisas coletadas.

A figura 9 apresenta as proporções das seguintes variáveis: desenho de estudo, populações estudadas, instrumentos de avaliação, local de avaliação, variável analisada, métodos e métricas. Na variável População, o item denominado de “outros” representa as populações que foram avaliadas em apenas um estudo, cada uma: Sujeitos muito idosos (maior que 70 anos), idosos com disfunção da marcha, idosos com histórico de queda, sujeitos com doenças como Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA), Huntington, Acidente Vascular Cerebral (AVC), Diabetes, Disfunção Muscular e Ataxia Cerebelar. Na variável intitulada “variável”, o item “outras variáveis” representa as variáveis utilizadas em 4 ou menos estudos: tempo do passo,

tempo do balanço, largura do passo, ângulo da perna no balanço, ângulo do quadril, *clearance* do dedo mínimo, aceleração do corpo, aceleração dos membros inferiores (MMII), força, velocidade da marcha, velocidade angular da tibia, velocidade angular do tronco, comprimento do passo, frequência do passo, frequência da passada, duração do apoio, impulso do pé, pico de Força de Reação do Solo Vertical (FRSV), pico de impacto ativo e inicial, tempo até os picos de FRSV e de impacto inicial e magnitude da diferença dos picos de aceleração de cada passada.

Foram encontrados 11 métodos de *scaling* para análise dos dados cinético e/ou cinemático (caixas pretas da figura 10) e identificou-se que a partir destes métodos são derivadas 6 métricas. A figura 10 mostra a complexa teia que tece as relações entre métodos, métricas e interpretações conceitual destas. Nas caixas pretas, estão os métodos de *scaling* usados para medir as métricas das caixas coloridas. Analisando o mapa conceitual, identifica-se que mais de um método pode gerar a mesma métrica (dimensão fractal pode ser gerada com PSD, MLE ou *box-counting*) e um mesmo método gerar mais de uma métrica (PSD pode medir β e dimensão fractal). Alguns métodos estão associados de forma indireta à métrica, por exemplo, o PSD mede o Expoente de Hurst indiretamente, devido à relação matemática entre β e expoente ($H=(\beta-1)/2$) (SEKINE et al., 2002). As caixas coloridas apresentam as métricas descritas nos artigos e nas caixas laranjas estão dispostas as interpretações conceituais das métricas, ou seja, o que determinada métrica analisa (por exemplo: A DFA mede o α , que analisa as correlações de longo alcance). A métrica β teve seis significados associados a ela, o expoente de Hurst cinco, a dimensão fractal quatro, γ e o índice fractal apenas um e o α 22. De todas as interpretações conceituais expostas (caixas laranjas) três (propriedade fractal, CLA e Ruído rosa) estão atribuídas a duas métricas diferentes e três (complexidade, auto similaridade, ALA e estrutura temporal) podem ser a análise de três medidas.

A figura 10 mostra a diversidade de significados atribuídos às métricas. O α pode analisar a persistência estatística, a propriedade fractal e complexidade, além de ter mais significados do que as outras métricas. É possível que essa diversidade de significados para o α seja decorrente da quantidade maior de publicações com a DFA (81,7% dos estudos desta revisão utilizaram a DFA), pois diferentes autores podem usar distintos significados para a métrica.

Além da interpretação conceitual designada a cada métrica, as pesquisas analisadas nesta revisão atribuíram uma interpretação do ponto de vista da análise do movimento, classificada aqui como interpretação motora das métricas. O apêndice A apresenta os estudos em ordem cronológica, bem como seus respectivos métodos, métricas e interpretação motora.

Figura 9: Infográfico das frequências das variáveis extraídas dos estudos incluídos na revisão. ECR = Ensaio clínico Randomizado; DFA=Detrended Fluctuation Analysis; AFA= Adaptive Fractal Analysis; PSD=Power Spectral Density; SDA= standardized dispersion analysis; RRA= rescaled range analysis; MLE=Minimum Likelihood Estimator

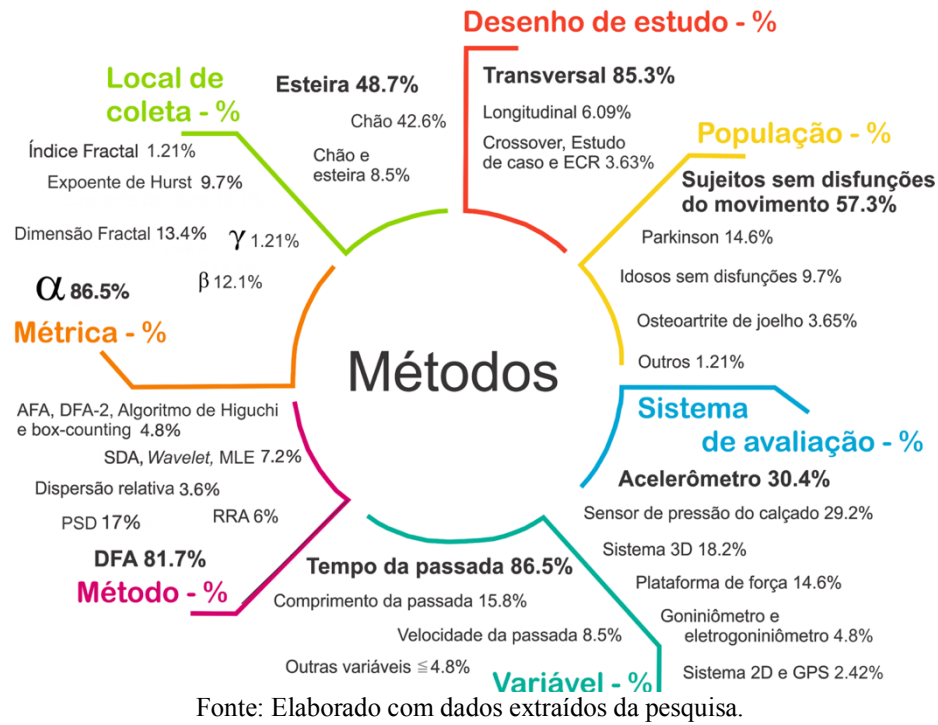
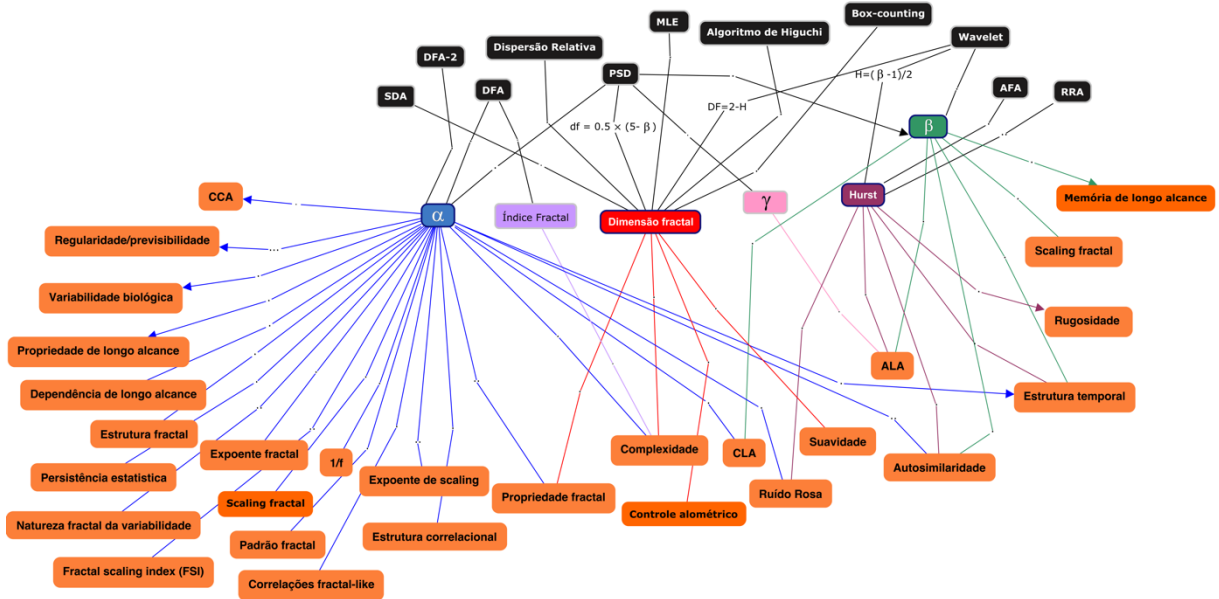
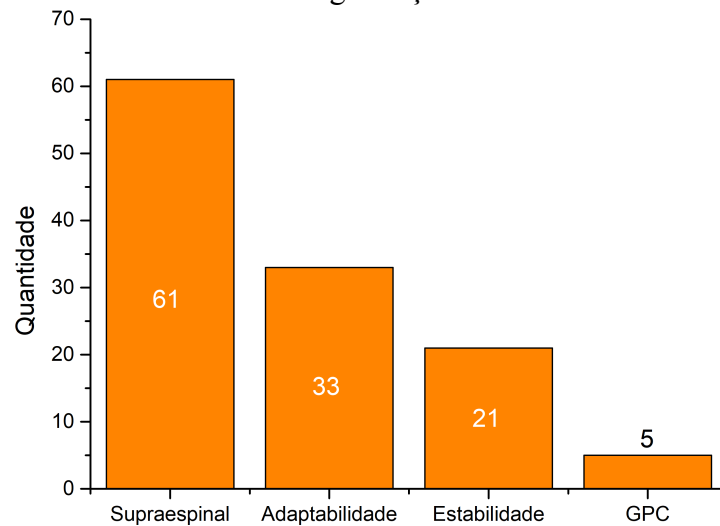


Figura 10: Mapa conceitual dos métodos, métricas e interpretação conceitual das métricas. DFA=Detrended Fluctuation Analysis; AFA= Adaptive Fractal Analysis; PSD=Power Spectral Density; SDA= standardized dispersion analysis; RRA= rescaled range analysis; CCA= Correlações de curto alcance; CLA= Correlações de longo alcance; ALA= Autocorrelações de Longo Alcance;



A figura 11 mostra que as categorias “Supraespinal”, “Adaptabilidade” e “Estabilidade” foram as mais utilizadas pelos artigos desta revisão para interpretar as métricas geradas pelos métodos de *scaling*. A primeira foi usada em 61 artigos, a segunda em 33 e a terceira em 21, sendo que alguns autores usavam mais de uma categorização para interpretar os resultados.

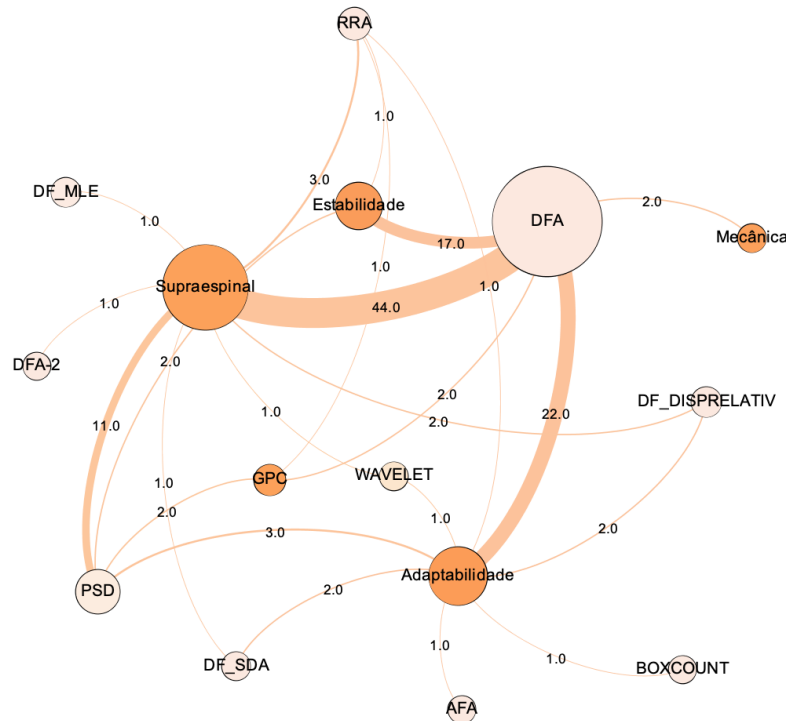
Figura 11: Quantidade de artigos que usam a interpretação motora da categorização.



Fonte: Elaborado com dados extraídos da pesquisa.

A figura 12 representa a interação entre métodos (nó da cor bege) e interpretações motoras das métricas não lineares (nó da cor laranja). O tamanho dos nós representa o grau ponderado de conexões e a espessura das arestas indica o número de artigos (indicados pela numeração) que conectou o método com a interpretação motora. É possível notar através do tamanho dos nós, que as categorizações que mais fazem conexões com diferentes métodos e são mais frequentemente usadas na literatura são “Supraespinal”, “Adaptabilidade” e “Estabilidade”. Isso significa que a maior diversidade de métodos está associada a essa interpretação, o que revela certa versatilidade para a avaliação motora não linear.

Figura 12: Rede de interação entre métodos usados nos artigos e as interpretações motoras associadas a eles.



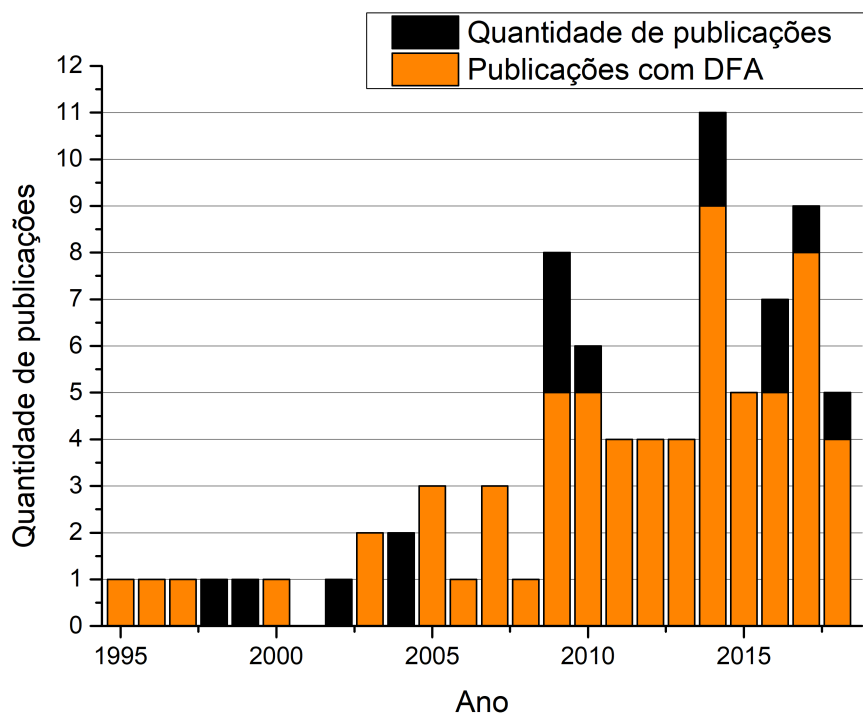
Fonte: Elaborado com dados extraídos da pesquisa.

Os métodos RRA, PSD e DFA são os que mais têm conexões (4, 4 e 5, respectivamente), ou interpretações motoras associadas a eles, o que mostra a versatilidade desses métodos na pesquisa aplicada ao movimento humano, mas ao verificar a espessura das arestas é notório que o método DFA é muito mais usado na literatura. Isso pode estar ligado a maior facilidade de uso e acesso da ferramenta, bem como facilidade de compreensão de como funciona a análise. Os pesquisadores que desenvolveram a DFA (PENG et al., 1994) participaram da equipe que criou o *Physionet*, um projeto colaborativo interdisciplinar de difusão do conhecimento de sinais fisiológicos complexos disponibilizando banco de dados (*PhysioBank*), biblioteca de softwares gratuitos e abertos (*PhysioToolkit*) e fonte de informações com tutoriais e materiais educativos (*Physionet*) (GOLDBERGER et al., 2000). A utilização de dados do *PhysioBank* e citação do banco de dados em estudos da marcha humana (HAUSDORFF et al., 2000) provavelmente ajudou a disseminar a técnica da DFA na comunidade científica. A figura 13 deixa claro o predomínio do uso da DFA nos estudos que utilizam métodos não lineares de *scaling* para avaliação da marcha humana. Mesmo com crescimento do número de pesquisas ao longo dos anos, especialmente a partir de 2009, as publicações que utilizam a DFA como

um dos métodos de análise são a maioria ao longo dos anos. A partir de 2005 pelo menos um estudo utilizou a DFA em seu método.

As interpretações motoras mais associadas aos resultados da DFA são Origem/influência supraespinal, Estabilidade e Adaptabilidade. O grande número de interações entre este método e as interpretações motoras sugere que existe robustez no uso do método para a avaliação motora não linear.

Figura 13: Quantidade de publicações utilizando métodos de *scaling* com e sem uso da *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) entre 1995 e 2018.



Fonte: Elaborado com dados extraídos da pesquisa.

2.4 Discussão

O perfil da maioria dos estudos que usa uma medida não linear de *scaling* para avaliar a marcha humana é de um estudo transversal com adultos/jovens sem disfunção, que avalia marcha ou corrida na esteira ou no chão, mede o tempo da passada utilizando acelerômetro ou sensor de pressão no calçado e analisa os dados usando a DFA.

As vantagens deste perfil são que a possibilidade do uso de tecnologia vestível, com excelente confiabilidade para avaliação do tempo da passada (KOB SAR et al., 2020) e de baixo custo gera independência de ter um laboratório especializado e/ou investimento alto para fazer

as avaliações, que poderiam ser feitas no ambiente clínico. Usar em esteira e no chão gera versatilidade, pois o avaliador pode testar em pista quanto na esteira de um consultório. A análise com DFA gera uma enorme vantagem, pois é gratuita e aberta para uso – disponível no *PhysioToolkit* – o Physionet disponibiliza conteúdo sobre a ferramenta, para os leitores compreenderem o método, e tutorial sobre como usar o software (GOLDBERGER et al., 2000).

As desvantagens deste perfil é que o desenho de estudo não é robusto o suficiente para auxiliar na tomada de decisão clínica. Estudos transversais são interessantes para explorar novos instrumentos de avaliação, mas não definem a temporalidade, pois a avaliação é em apenas um momento no tempo (DIAS; SÁ, 2018). Para indicar se uma ferramenta de avaliação é boa para avaliar o risco de queda, por exemplo, é preciso avaliar uma vez, acompanhar os sujeitos, reavaliar e verificar se a avaliação identifica o grupo que caiu ou não. A realização de estudos em pessoas sem disfunção ou doenças com distúrbios do movimento dificulta o uso clínico destas ferramentas, pois não há robustez necessária nos resultados para embasar o uso clínico em diferentes patologias. Os estudos que usam a DFA para avaliar a marcha de pacientes com Parkinson em comparação com sujeitos do grupo controle evidenciam alta variabilidade no valor absoluto do α (SIRAGY; NANTEL, 2018), mas com valor sempre menor que o grupo controle, como evidenciado pela meta-análise de (MOON et al., 2016) que encontrou diferença estatística entre controles (0.91 [0.85-0.97]) e pacientes com Parkinson (0.80 [0.73-0.87]).

2.4.1 Conceitos

O mapa conceitual (Figura 10) desta pesquisa identificou padrões nas relações entre método, métrica e interpretação conceitual da métrica. O mapa pode auxiliar a escolha de métodos para um estudo. Por exemplo, se uma pesquisadora quer analisar a suavidade de um sinal, sugere-se medir a Dimensão fractal por meio do método Box-Counting (ou outro de sua escolha). Essa figura mostra que o PSD foi o método que mais teve métricas associadas a ele, direta ou indiretamente, seguido de Wavelet e DFA. No PSD, quando as métricas são calculadas diretamente (α , β e γ), utiliza-se a mesma equação, contudo o nome da métrica, originalmente denominada de β (MANDELBROT; NESS, 1968), foi substituída por α (BOLLENS et al., 2010, 2014; WARLOP et al., 2016, 2017, 2018) e γ (DIERICK et al., 2017). Quando associada indiretamente, a dimensão fractal foi calculada a partir de uma relação matemática posterior ao cálculo do β (HOOS et al., 2014). No método *Wavelet*, o cálculo do β foi direto (KHANDOKER et al., 2008) e o da dimensão fractal e do expoente de Hurst indiretos (SEKINE et al., 2002). Na DFA todos os cálculos foram feitos diretamente, contudo alguns artigos apesar de medirem

o α , atribuem a este o nome de expoente de Hurst (DIERICK et al., 2017; LINDSAY; NOAKES; MCGREGOR, 2014) e Dimensão fractal (WUEHR et al., 2013a), conceitos que não estão ligados à proposta da DFA, que mede correlações de longo alcance (PENG et al., 1994). Além disso, em um estudo foi calculada a DFA e colocado o termo índice fractal como métrica da medida (FRENKEL-TOLEDO et al., 2005), não adotando a nomenclatura original do expoente, que é α (PENG et al., 1994).

A análise de dispersão relativa e SDA são a mesma análise, apenas com nomes diferentes. Quem utiliza a SDA cita o método SDA estudos usam a dispersão relativa (KIEFER et al., 2009; RHEA et al., 2014a), inclusive citam o autor que é a fonte da primeira publicação sobre uso da dispersão relativa para análise fractal (BASSINGTHWAIGHTE, 1988).

A versatilidade de um método em gerar diferentes métricas é fornecer mais opções de medidas, sem que seja necessário aprender novas ferramentas, contudo é preciso verificar se o método realmente é capaz de medir o que está sendo proposto.

O mapa conceitual expõe a diversidade de interpretações conceituais atribuídas a cada métrica, sendo o α a mais diversa de todos. Muitas interpretações podem ser entendidas como sinônimos, como propriedade fractal e estrutura fractal. Além disso, algumas interpretações do α refletem a origem do sinal, como natureza fractal da variabilidade e expoente fractal, enquanto outras descrevem o comportamento da série temporal, como CLA e persistência/anti-persistência estatística. O termo mais utilizado para definir o α da DFA é correlações de longo alcance, que é apresentado no primeiro artigo do método (PENG et al., 1994). As correlações de longo alcance necessitam de uma série temporal de milhares de passadas para serem identificadas. Reconhecendo a limitação do tamanho pequeno da série temporal do tempo da passada (512 passadas coletadas em aproximadamente 6 minutos) sugeriu-se usar o termo correlações do intervalo da passada (HAUSDORFF et al., 1997). DELIGNIÈRES e TORRE (2009) afirmam que a DFA identifica quando as CLA estão na série, mas não validam a sua presença, gerando falsos positivos, e que a diferenciação entre a série experimental (dado original) e série aleatorizada (*shuffled*) não garante a presença de correlações de longo alcance, pois correlações de curto alcance podem acontecer. Desta forma os autores indicam o uso das técnicas *autoregressive moving average* (ARMA) e *autoregressive fractionally integrated moving average* (ARFIMA) para comprovar a presença das correlações de longo alcance ou indicam o uso mais apropriado de “persistência ou anti-persistência estatística” para descrição dos resultados da DFA pura. Outros autores corroboram com esta afirmação e classificam o α como persistência estatística (DINGWELL; CUSUMANO, 2010; TERRIER; DÉRIAZ, 2012).

Apesar de diversos autores atribuírem às métricas não lineares um significado sobre a natureza daquele sinal, gerando classificações como padrão fractal, estrutura persistente tipo fractal e natureza fractal da variabilidade (DUCHARME et al., 2018; ECHEVERRIA et al., 2010; GOW et al., 2017; HUNT; MCGRATH; STERGIOU, 2015; RHEA et al., 2014b; TERRIER; TURNER; SCHUTZ, 2005), outros autores afirmam que a presença das autocorrelações de longo alcance (medidas neste estudo com RRA e PSD) não reflete uma dinâmica não linear e, por isso, o termo fractal não deve ser usado para caracterizar o resultado das ferramentas de análise usadas na pesquisa (BOLLENS et al., 2010).

O termo “complexidade” é atribuído a duas métricas, α e dimensão fractal (AKAY et al., 2004; KAIPUST et al., 2013; MO; CHOW, 2018; SEKINE et al., 2002, 2004). Como discutido acima, o significado do α está relacionado às correlações de longo alcance persistentes ou não persistentes, indicando a influência do passado nas ações do presente. Embora esta seja uma das características de um sistema complexo, sozinha não é capaz de definir a complexidade de um sistema (NUSSENZVEIG, 2008).

Alguns artigos associaram a medida de Dimensão Fractal (DF) com o conceito de complexidade (AKAY et al., 2004; SEKINE et al., 2002, 2004). A medida de dimensão fractal corresponde ao quanto o objeto considerado preenche o espaço que está imerso (MANDELBROT, 1983; NUSSENZVEIG, 2008) de forma que uma dimensão fractal no valor entre 1 e 2 quantifica o quanto uma linha preenche um plano (KENKEL; WALKER, 1996), que seria a linha da série temporal usada para as análises não lineares. Ainda que a dimensão fractal esteja presente em sistemas complexos, a exemplo do cérebro dos mamíferos, a definição de complexidade requer mais elementos além da DF, para classificar o sistema como complexo ou não (NUSSENZVEIG, 2008). Desta forma, é mais prudente classificar a medida como uma propriedade fractal ou suavidade, já que superfícies mais rugosas ou irregulares têm valor de DF maior. Os artigos que associam DF com complexidade afirmam que quanto maior o valor da DF, maior a complexidade, contudo os resultados mostraram que a DF reduziu com a recuperação motora (AKAY et al., 2004) e é significativamente maior em pacientes com Parkinson (SEKINE et al., 2004). Estes resultados seriam mais coerentes se interpretassem a DF como medida de irregularidade, considerando que a suavidade (oposto de irregularidade) é uma característica de um movimento hábil e coordenado, é menor em pacientes com AVC e aumenta com a reabilitação (BARTOLO et al., 2014; KIELY; PICKERING; COLLINS, 2019), o movimento dos pacientes com Parkinson seria mais irregular que o dos controles e a recuperação motora teria produzido suavidade no movimento.

O termo complexidade é utilizado na análise de sinais biológicos, como variabilidade cardíaca (GOLDBERGER, 1996), e é considerado como a habilidade de um sistema se adaptar a um ambiente que muda constantemente, ou seja, um sinal que se encontra entre o regular e o aleatório (HSU et al., 2017). A complexidade ainda não tem um índice definido para sua medição, contudo algumas pesquisas sugerem entropia como medida de complexidade (HOLLMAN et al., 2016; KATSAVELIS et al., 2010), sendo a Entropia da Entropia a que mais se aproxima do conceito de complexidade (HSU et al., 2017).

2.4.2 Origem/influência supraespinal

A evidência que a marcha humana produz correlações de longo alcance (CLA) persistentes é robusta (DUCHARME et al., 2018; GOW et al., 2017; HAUSDORFF et al., 1995; JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007a; MARMELAT et al., 2014a; RHEA et al., 2014b). Para entender se esta pode ser uma forma útil de avaliação do movimento, foram elaboradas investigações com diferentes métodos testando o impacto destes nas CLA.

Diversos estudos mostram o impacto do envelhecimento e das doenças neurológicas com distúrbios motores nas medidas de *scaling* da marcha destes pacientes. Algumas destas pesquisas, inclusive, apresentam a mudança da métrica com a gravidade da doença. As CLA (medidas mediante o método DFA) estão menos persistentes em idosos, pacientes com doença de Huntington (HAUSDORFF et al., 1997; KOB SAR et al., 2014), doença de Parkinson (DP) e pacientes com ELA (HAUSDORFF et al., 2000; HOVE et al., 2012; HUNT; MCGRATH; STERGIOU, 2015). Contrastando com os estudos anteriores, HENMI et al. (2009) encontraram que o valor de β (PSD) não foi diferente entre pacientes com DP e os outros grupos, mas foi diferente entre jovens e idosos. As correlações de longo alcance (DFA) da velocidade de preferência dos pacientes com Ataxia Cerebelar eram mais persistentes em comparação com as outras velocidades, sendo o oposto para os controles (WUEHR et al., 2013b).

O α (DFA), α (PSD) e H (RRA) diminuem com o aumento da gravidade da doença de Huntington (HAUSDORFF et al., 1997) e Parkinson (WARLOP et al., 2016) e o valor de β aumentou com a gravidade da DP (HENMI et al., 2009). A métrica α foi capaz de diferenciar os pacientes com Parkinson que tinham deficiência do reflexo postural leve ($mHY=2.5$ e $\alpha \geq 1$) da óbvia ($mHY=3$ e $\alpha \geq 0.6$) (OTA et al., 2014). A marcha nórdica aumentou significativamente H (RRA) e α (PSD) nos pacientes com Parkinson, mas não teve diferença para os controles. Idosos com desordens na marcha (de origem desconhecida) têm o padrão mais aleatório e

menos organizado temporalmente (α da DFA menos persistente) do que os controles pareados por idade. Ao estratificar os idosos com histórico de quedas no ano anterior (caidores) e sem histórico de quedas (não caidores), verificou-se que o α (DFA) foi menos persistente no grupo de caidores (HERMAN et al., 2005). O resultado oposto também foi encontrado, com valor de α e β significativamente maior e persistente para os caidores em comparação com jovens sem disfunções (KHANDOKER et al., 2008). Uma explicação para esta incompatibilidade seria o tipo de variável escolhida, pois este estudo avaliou a distância entre o dedo mínimo e o chão e a maioria das pesquisas avalia o tempo da passada, portanto diferentes variáveis podem ser consequências de diferentes mecanismos de controle da locomoção (KHANDOKER et al., 2008).

O fato das pesquisas com pacientes com alterações periféricas como neuropatia periférica (GATES; DINGWELL, 2007), amputação de membro inferior (LAMOTH et al., 2010), Osteoartrite (CLERMONT; BARDEN, 2016; TANIMOTO et al., 2017) não mostrarem diferença na persistência estatística na comparação com controles, sugere que as CLA têm origem ou influência central. A maior parte destas evidências corroboram com a teoria que as CLA se tornam menos persistentes com o aparecimento de doenças (ao menos as que tem algum comprometimento do SNC) e com o envelhecimento. O surgimento das correlações de longo alcance seria devido a um processo fisiológico complexo, livre de escala, com efeito de memória, no qual o comportamento da passada executada no presente depende das passadas realizadas no passado. A quebra deste processo fisiológico seria a regularidade (frequência específica) ou aleatoriedade completa. (GOLDBERGER et al., 2002; LIPSITZ, 1992, 2002).

Além do envelhecimento e doenças em geral, a literatura apresenta o impacto de diferentes estímulos ou situações no *scaling* do movimento da marcha. O metrônomo fixo ou isócrono deixa o sinal aleatório e descorrelacionado (HAUSDORFF et al., 1996) ou reduz significativamente a persistência do α (DFA) de sujeitos saudáveis (HOVE et al., 2012). Em outras pesquisas o metrônomo isócrono produz anti-persistência no tempo da passada (CHOI et al., 2017; MARMELAT et al., 2014a, 2014b) e também na velocidade da passada, no comprimento da passada (ROERDINK et al., 2015; TERRIER; DÉRIAZ, 2012) e na frequência do passo (TERRIER; TURNER; SCHUTZ, 2005).

O metrônomo com ritmo $1/f$ (persistente), também denominado de ritmo fractal, mantém a persistência encontrada na marcha em velocidade de preferência (MARMELAT et al., 2014a, 2014b). Quando o estímulo não isócrono era baseado em diferentes valores do Expoente de Hurst (H), o α (DFA) tinha uma tendência de modificar de acordo com o valor de H

(MARMELAT et al., 2014a), por exemplo, se o H era aleatório ($H=1/2$), o α era aproximadamente aleatório e se o H tinha ritmo persistente, o mesmo acontecia com o α .

As pesquisas com metrônomo descritas usavam o estímulo auditivo. Outras pistas sensoriais foram testadas e diferentes comportamentos para as métricas de *scaling* foram encontrados. Pistas auditivas sozinhas ou aplicadas junto com outras (auditivo + visual + tátil) reduzem significativamente o valor do α da DFA, modificando o valor persistente da avaliação sem estímulo para anti-persistente e as pistas visual e tátil não mudaram (SEJDIĆ et al., 2012). Em outro estudo, as pistas auditiva e visual geraram um comportamento anti-persistente, diferente da avaliação sem pista nas variáveis tempo e comprimento da passada, mas afetaram a velocidade da passada, que teve valor anti-persistente (TERRIER, 2016). Na marcha com metrônomo visual, o α só mudou com os idosos, que aumentou nas variáveis (Tempo da passada, Comprimento da passada e Largura do passo) e não houve retenção após o estímulo visual (WITTSTEIN et al., 2019). Além disso, um outro artigo mostrou que o estímulo interativo com a marcha do participante aumenta a persistência do α de pacientes com Parkinson, que retém o comportamento do α após 5 minutos (HOVE et al., 2012). O valor de α não muda ao ser exposto na marcha com realidade virtual (KATSAVELIS et al., 2010).

O uso do estímulo visual no ritmo fractal demonstrou α persistente e maior que a marcha sem estímulo, com retenção do efeito 15 minutos após a exposição ao estímulo visual discreto (RHEA et al., 2014b). Quando o ritmo não isócrono tinha $\alpha=0.9$ a Velocidade da Passada continuou anti-persistente e comprimento da passada (CP) e tempo da passada (TP) se tornaram persistentes, sendo que estas duas últimas variáveis tiveram correlação positiva fraca, mostrando acoplamento entre elas (ROERDINK et al., 2015). Apesar de serem necessárias mais evidências para indicar o uso desses tipos de estímulos na prática clínica, os resultados demonstram potencial para uso na avaliação e treino de marcha.

A influência da dupla tarefa varia entre estudos, com redução de β (PSD) e deixando o sinal menos correlacionado (GRABINER et al., 2018) ou não afetando α (DFA) na marcha com velocidade de preferência (GRUBAUGH; RHEA, 2014). Também reduz a persistência de α no grupo com cognitivo intacto, o que não aconteceu no grupo com cognitivo comprometido (*Mini Mental State Examination* e *Seven Minute Screen*) (LAMOTH et al., 2011) e a dupla tarefa (DT) de subtração reduziu α do tempo da passada (TANIMOTO et al., 2016).

O α também pode ser menos persistente (embora não estatisticamente significativo) pela fadiga em corredores (FULLER et al., 2017), inclusive no andamento da corrida, sendo menos persistente em corredores com lesões prévias (MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011). O

valor de α dos experts em Tai Chi foi mais persistente que o dos inexperientes e, apesar de não ser significativo, houve aumento da persistência do α com o treinamento (GOW et al., 2017). A retirada da visão (marcha com olhos fechados) reduziu a persistência do α (DFA), mas só houve diferença nas velocidades mais lentas (WUEHR et al., 2013a).

A esteira aumenta a persistência de α e β (LINDSAY; NOAKES; MCGREGOR, 2014), mas também foi encontrado que α é maior na marcha realizada no chão (TERRIER; DÉRIAZ, 2011). Avaliação em sujeitos sem disfunção não é diferente entre esteira e chão, contudo pacientes com Parkinson aumentaram a persistência de α e H, principalmente os que tinham o valor mais próximo do aleatório na marcha no chão (WARLOP et al., 2018). O trabalho de CHOI et al. (2017) utilizou esteira com velocidade fixa e esteira com ritmo gerado pelo participante. Nesta última condição as 3 variáveis analisadas (tempo, comprimento e velocidade da passada) revelaram valores persistentes do α (DFA) e quando acrescentaram o metrônomo fixo, o tempo da passada se torna anti-persistente. Quando a esteira com velocidade fixa é usada apenas o tempo da passada é persistente, as outras 2 variáveis assumem valores próximos do aleatório e ao adicionar o metrônomo o tempo da passada tem valor anti-persistente e as outras 2 variáveis não mudam.

O uso da esteira pode exigir maior controle voluntário ou atuar como o gerador de ritmo externo, como um metrônomo, portanto a caracterização dinâmica do sinal depende do ambiente da tarefa. (LINDSAY; NOAKES; MCGREGOR, 2014; WARLOP et al., 2018).

De uma forma geral todos os artigos citados neste tópico assumem uma interferência supraespinal do SNC. As CLA refletem mecanismos auto-organizados de processos complexos que geram as flutuações em diversas escalas temporais e resultam de interações sutis e complexas dos subcomponentes dos sistemas dinâmicos. (WARLOP et al., 2016, 2017). A marcha é composta de diversos *loops de feedback e feedforward* através de múltiplas escalas temporais, desde o controle neuromuscular periférico, o sistema espinal, gânglios da base e redes centrais. A perda ou lesão em um desses sistemas pode reduzir a dinâmica fractal saudável ($1/f$) e comprometer a função locomotora (GOW et al., 2017; HERMAN et al., 2005; HUNT; MCGRATH; STERGIOU, 2015; IVANOV et al., 2009; KOBASAR et al., 2014; MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011; TANIMOTO et al., 2016). A retenção da persistência na marcha pode significar uma reorganização da coordenação do padrão neuromotor, permitindo a retenção do padrão fractal após a retirada do estímulo (RHEA et al., 2014b).

Alguns artigos identificaram que tempo e comprimento da passada oscilavam de forma combinada entre persistência e anti-persistência, enquanto velocidade da passada se mantinha

anti-persistente independente do estímulo (ROERDINK et al., 2015; TERRIER, 2016; TERRIER; DÉRIAZ, 2012). A explicação para estes resultados está na teoria do *Goal Equivalent Manifold* (GEM) (DINGWELL; JOHN; CUSUMANO, 2010). Para manter a velocidade da passada estável (quando a velocidade da esteira é fixa), uma pessoa andando tem a possibilidade de fazer diversas combinações entre tempo e comprimento da passada. O SNC permite alta variabilidade (mais liberdade e abundância de possibilidades) aos parâmetros para que o objetivo seja alcançado (DINGWELL; CUSUMANO, 2010). O desvio em uma das variáveis pode ser facilmente compensado pela outra, para que atinjam o objetivo principal, ou GEM, que é manter a velocidade estável. No entanto, quando há duas restrições e é necessário alcançar dois GEM, há desvios corretivos em todas as variáveis, de forma que não há mais combinações que levam a uma abundância de estratégias (DINGWELL; JOHN; CUSUMANO, 2010; TERRIER; DÉRIAZ, 2012).

Para TERRIER e DÉRIAZ (2012), os resultados demonstram dois estados da marcha: um mais automatizado/inconsciente, que produz um padrão mais persistente e tipo-fractal, o qual está relacionado com a redundância entre os parâmetros da marcha para alcançar uma marcha estável. O segundo é um modo voluntário/consciente no qual ocorrem correções rápidas de desvios na variável de controle, que produz um perfil de anti-persistência na marcha. Somado a isso, a combinação de 2 restrições (tempo e velocidade), com a esteira e estímulo auditivo, nas 3 variáveis pode ser o resultado de uma regulação cruzada de CP e TP e a ausência de redundância entre os parâmetros.

Existem evidências acerca da origem e/ou influência supraespinal na persistência estatística. Além da maioria das métricas de diferentes pacientes com patologias do SNC estarem reduzidas em comparação a controles, estas não estão alteradas em sujeitos com doenças de causa periférica. Além disso, o envelhecimento também modifica os valores das métricas e com os outros resultados apoiam a hipótese de que as CLA reduzem no envelhecimento e na presença de doença, por conta de alteração em alguma parte das interações sutis e complexas dos subcomponentes dos sistemas envolvidos no controle da marcha.

Ao testar a resposta das CLA com diferentes estímulos (metrônimos fixos, ritmo persistente, pista visual, etc.) existe variabilidade nos resultados dos artigos, mas a pista auditiva parece ter mais efeito nas CLA. Além disso o uso do ritmo persistente, que imita a persistência encontrada na marcha sem restrições, parece ter efeito nas CLA, mas existem poucos artigos que investigaram essa opção, que deve ser mais explorada, pois tem potencial como intervenção clínica para o treino de marcha.

2.4.3 Origem mecânica

Os estudos que adotam a explicação mecânica assumem que as métricas decorrentes dos métodos não lineares de *scaling* são consequência de alteração na mecânica do movimento, sem interferência do SNC (seja no nível supra espinal ou espinal). DOTOV et al., (2017) mostraram que as medidas convencionais (média de velocidade e comprimento da passada) distinguíram pacientes com Parkinson e sujeitos controles e as CLA não, portanto os autores concluem que a origem das CLA deve ser mecânica e não central. Apesar de apresentarem este argumento, os autores afirmam que os pacientes do estudo estavam na fase inicial da doença e isso pode ter influenciado nos resultados. MEARDON, HAMILL; e DERRICK (2011) suscitam a possibilidade das alterações no α acontecerem por influência de fatores biomecânicos, assumindo o processamento central preservado nos corredores com lesão prévia. Contudo lesões ortopédicas, como lesão no ligamento cruzado anterior, podem alterar a excitabilidade cortical motora, portanto não há como ter certeza se o processamento central está preservado (LEPLEY et al., 2015; PIETROSIMONE et al., 2015).

2.4.4 Gerador de Padrão Central (GPC)

Esta interpretação motora das métricas de *scaling* é usada na marcha livre, sem restrições, quando há menos controle cortical e predominância do GPC (TERRIER; TURNER; SCHUTZ, 2005). Desta forma, quando há alguma restrição na tarefa, como mudança de velocidade ou sincronização com um metrônomo, o controle cortical aumenta, modificando α . WARLOP et al., (2018) analisaram a marcha de pacientes com Parkinson e de sujeito do grupo controle na esteira e no chão. Os autores encontraram que α (PSD) e H (DFA)⁷ dos pacientes aumentaram quando utilizaram a esteira, e concluíram que a marcha na esteira pode ativar o GPC e melhorar a marcha dos pacientes. Um outro artigo (BOLLENS et al., 2014) verificou a presença de Autocorrelações de Longo Alcance (ALA) pelo Expoente de Hurst (RRA) e α (PSD) na marcha na esteira nas direções anterior, com e sem DT, e posterior. Os autores não encontraram diferença entre as condições e afirmam que a persistência nas duas direções indica controle maior supra espinal e persistência com e sem DT indica presença de GPC.

⁷ Importante lembrar que as relações entre métodos e métricas, como α (PSD) e H (DFA), são feitas pelos autores citados. No item “conceitos” desta discussão são apresentadas as limitações neste tipo de relação, pois a DFA mede o α e o PSD mede β .

2.4.5 Estabilidade

Os artigos que interpretam as métricas de *scaling* como indicador de estabilidade sugerem que a marcha com estrutura $1/f$ é mais estável e, ao mesmo tempo, flexível com capacidades adaptativas para caminhada no mundo real (HUNT; MCGRATH; STERGIOU, 2015; KAIPUST et al., 2013; LAMOTH et al., 2011; WARLOP et al., 2016, 2018). Uma marcha totalmente aleatória perderia a capacidade preditiva da próxima passada e, portanto, a habilidade de correção do movimento, equilíbrio e estabilidade (HOVE et al., 2012).

O expoente de *Lyapunov* mede a estabilidade dinâmica. Ao ser comparado com este, o α (DFA) se correlacionou moderada ($r=0.51$) e positivamente, principalmente na transição de corrida para marcha (JORDAN et al., 2009), o que foi interpretado como evidência de que o α (DFA) é uma medida de estabilidade. Na avaliação da marcha sem restrição, relaxada, de forma cautelosa e conservadora, apesar de não ter diferença significativa, o α reduziu à medida que a estratégia da marcha foi ficando mais conservadora, o que foi interpretado como mais instabilidade (MONSCH; FRANZ; DEAN, 2012).

Ao avaliar e conseguir diferenciar os pacientes com deficiência do reflexo postural (DRP) leve da DRP óbvia, foi sugerido que na ocorrência da combinação de Coeficiente de Variação alto e α (DFA) baixo, o estado da marcha é instável (OTA et al., 2014). A marcha com Olhos Fechados teve α (DFA) com valor menos persistente nas velocidades mais lentas, o que foi interpretado como estabilização da marcha. O efeito da retirada da visão significa que o controle por feedback ativo contribui para estabilidade da locomoção (WUEHR et al., 2013a).

No estudo que avaliou a marcha de idosas e fez um acompanhamento para investigar as que caíram ou que não caíram no período de 1 ano não foi encontrada diferença no valor de α da DFA entre caídas e não caídas. Contudo, quando a população foi estratificada em caídas maiores e menores que 70 anos, encontrou-se diferença, sendo o membro inferior direito consistentemente maior que o esquerdo. A hipótese dos autores é de que a dinâmica da passada pode refletir a estabilidade do sistema locomotor e é possível que a coordenação reduzida da dinâmica entre os membros reduza estabilidade e aumente risco de queda (PATERSON; HILL; LYTHGO, 2011). Esta hipótese é contrária a de ECHEVERRIA et al., (2010) que sugerem que a assimetria entre os membros inferiores durante a marcha poderia ser resultado de uma habilidade de adaptação a diferentes ambientes e condições e revela a natureza dinâmica da variabilidade da marcha e a CLA menos persistente na velocidade de preferência é sinal de adaptabilidade e estabilidade.

Em CHIEN et al. (2016), foi demonstrado que o valor de α (DFA) é mais persistente nas velocidades que não são a de preferência (comportamento em formato de U). Os autores explicam que, com base na teoria de sistemas dinâmicos, a velocidade de preferência pode ser interpretada como um atrator estável e que quando a velocidade migra para outros estados (velocidades mais rápidas e lentas) resulta em instabilidade, que pode causar o aumento de consumo energético destas velocidades. Em relação à comparação entre marcha na esteira e no chão, verificou-se que em um artigo o valor de α foi menos persistente na esteira do que no chão e num outro os valores foram iguais quando os participantes andaram sem apoio dos membros superiores e aumentou quando os mesmos apoiaram as mãos na esteira. O primeiro estudo argumenta que o chão é mais desafiador e instável, necessitando mudanças no feedback proprioceptivo (HOLLMAN et al., 2016). No segundo estudo, os autores argumentam que o α pode estar associado com estabilidade dinâmica, pois andar na esteira com mão apoiada gera mais estabilidade (CHANG; SHAIKH; CHAU, 2009).

A maioria dos estudos que assumem a estabilidade do sistema motor como interpretação para mudança de valores das métricas faz isso considerando que um sinal com estrutura $1/f$ emerge de um sistema estável. Contudo poucos usam métodos que possam afirmar alteração na estabilidade da tarefa. O estudo prospectivo com análise das quedas (PATERSON; HILL; LYTHGO, 2011), a retirada da visão na marcha (WUEHR et al., 2013a), a identificação da deficiência do reflexo postural (OTA et al., 2014) e associação com expoente de Lyapunov (JORDAN et al., 2009) contribuem para a compreensão do α com a estabilidade.

2.4.6 Adaptabilidade

A adaptabilidade é a segunda interpretação motora mais conectada com as métricas de *scaling* e foram encontradas diferentes formas de abordar a adaptabilidade da marcha em relação ao valor das métricas envolvidas nos estudos.

Alguns estudos identificaram que o comportamento do α nas diferentes velocidades da marcha e da corrida modificava no formato de ‘U’, ou seja, as velocidades mais lentas e mais rápidas tinham α mais persistentes que a velocidade de preferência (HAUSDORFF et al., 1996; JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006, 2007a, 2007b). Uma explicação para este comportamento é que correlações mais fortes indicam séries mais previsíveis e regulares e correlações menores indicam séries aleatórias e entre esses extremos existe um valor onde há mais flexibilidade e adaptabilidade. Nas velocidades que não são preferidas há mais restrições

e menos opções para coordenação da marcha, o que sugere uma marcha na velocidade de preferência mais adaptável (por ter mais graus de liberdade disponíveis) do que nas outras velocidades (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006, 2007a, 2007b).

As CLA têm sido estudadas em outros sinais fisiológicos, como a frequência cardíaca (GOLDBERGER et al., 2002) e neste contexto o sinal flexível e adaptável, gerado por indivíduos sem alterações cardíacas, apresenta α próximo de 1 e por isso associou-se esse valor à condição fisiológica do sinal (LIPSITZ, 2002). Na avaliação do tempo da passada da marcha, os valores medidos em jovens sem disfunção indica valores entre 0,5 e 1 (aproximadamente 0,75), sugerindo que valores próximos de 1 não sejam os mais otimizados na marcha (JORDAN; NEWELL, 2008). Medidas de previsibilidade, como a DFA, quando consideradas no contexto de uma tarefa fornecem uma medida de adaptabilidade do que uma avaliação geral do sistema, como na avaliação da variabilidade cardíaca, o que pode explicar a diferença de valor fisiológico entre os sistemas cardíaco e locomotor (JORDAN; NEWELL, 2008).

Pesquisas justificam os resultados se apoiando na hipótese da variabilidade “ideal” do valor da métrica de *scaling* (aproximadamente 0,75), o qual é mais adaptável a perturbações (MARMELAT et al., 2014a, 2014b; WARLOP et al., 2017). A marcha na esteira na direção para trás teve α mais persistente que marcha para frente, o que pode ser fruto de aprendizagem, pois α mais próximo de 1 é mais previsível e dependente dos movimentos anteriores (DIERICK et al., 2017). O mesmo estudo analisou a dimensão fractal (DF), que foi maior na marcha para frente. Os autores sugerem que uma série temporal mais complexa (maior DF) pode ser a assinatura de um comportamento adaptável. A DF maior está associada com uma serie temporal mais rugosa, com mudanças abruptas de valores e a mudança rápida de comportamento de uma passada para a outra é um sinal de adaptabilidade do sistema (DIERICK et al., 2017).

WEST e GRIFFIN (1998, 1999) apresentam outra visão sobre DF. Em ambos os estudos, a DF estava entre 1 e 1,5, que, segundo os autores, é o ideal para um sistema adaptável a perturbações. A relação entre as escalas temporais curtas e longas é necessária para que o processo de feedback, ao promover adaptação, regule o complexo processo da marcha em ambiente complexo. Entre corredores experientes e amadores, o α apresenta comportamentos opostos, diminuindo a persistência no começo da corrida e aumenta nos experientes. Considerando que a métrica reflete a organização do sistema locomotor, quanto mais forte a CLA, mais previsível será o padrão e menos complexo e menos adaptável o controle locomotor (MO; CHOW, 2018). Já os corredores que modificaram a pisada com o uso de tênis minimalista reduziram o valor da persistência do α , que ficou mais próximo do valor aleatório. Essa

diminuição pode ser interpretada como um afastamento do estado adaptável saudável o que pode aumentar a chance de aparecimento de lesões (FULLER et al., 2016).

Existe uma interpretação alternativa para o comportamento do α em formato de U nas diferentes velocidades. O aumento da persistência do α pode significar um estado de transição de um estado estável para outro, ou seja, de andando para correndo ou de marcha para parado em pé (DUCHARME et al., 2018).

DUCHARME et al. (2018) provocaram uma perturbação (marcha assimétrica na esteira) na marcha de sujeitos sem disfunção e evidenciaram que os indivíduos que aumentaram a persistência do α (DFA) entre aproximadamente 0,2 e 0,3 – ficando o valor próximo de 1 - durante a marcha assimétrica foram os que melhor se adaptaram à perturbação. Aqueles que aumentaram mais que 0,3, diminuíram ou não modificaram o α tiveram uma pior adaptação. Além disso, os valores de α na perturbação reduziram com a maior frequência de exposição à perturbação, sugerindo acomodação do sistema. Para explicar este fenômeno os autores propuseram que o valor normalmente encontrado numa marcha na velocidade de preferência sem perturbação, aproximadamente 0,75, é consequência de um sistema minimamente restrito e não suficientemente desafiado para mostrar as flutuações $1/f$ “puras”. Após uma perturbação, o sistema precisa se reorganizar e aumentar as interações entre os subsistemas, o que reflete na mudança do valor de α . Uma vez que o estímulo já não é mais um desafio para o sistema, o valor de α tende a retornar ao seu valor de base. Os autores também argumentam que quando $\alpha = 0,75$, talvez a dinâmica fractal não seja a prioridade na otimização daquela tarefa, mas outro sistema, como o custo metabólico ou a estabilidade dinâmica (DUCHARME et al., 2018).

A última interpretação relacionada a adaptabilidade está relacionada com os graus de liberdade disponíveis para realização da tarefa. Diversos autores concordam com a hipótese que a redução dos graus de liberdade tende a aumentar o expoente de *scaling* pois aumentam a regulação necessária para o sucesso da execução da tarefa (DOTOV; BARDY; DALLA BELLA, 2016; LINDSAY; NOAKES; MCGREGOR, 2014; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010; WUEHR et al., 2014), exceto (TANIMOTO et al., 2016) que defendem maior valor de α (DFA) significa mais graus de liberdade.

Há uma hipótese alternativa à que é apoiada por diferentes pesquisadores. A hipótese alternativa propõe que o α aumenta como consequência de uma necessidade do sistema de mais adaptação nesse estado de perturbação, dessa forma o aumento da persistência estatística promove habilidades adaptativas nessas velocidades. (DUCHARME et al., 2018).

Em comparação às outras categorizações, a adaptabilidade, como interpretação motora, tem mais diversidade de explicações para o comportamento das métricas. A ideia da janela de variabilidade ideal, tem como arcabouço teórico estudos que assumem a adaptabilidade no valor da métrica de pessoas jovens sem disfunções do movimento. Outra explicação esclarece que o aumento do *scaling* acontece pela redução dos graus de liberdade consequentes ao aumento de regulação na execução da tarefa. Por último, DUCHARME et al., 2018 publicam hipóteses alternativas para as existentes e afirmam que os experimentos que não causam perturbação na marcha não devem inferir sobre a capacidade de adaptação, pois esta não foi testada.

É importante notar que os estudos que adotam a hipótese de janela de variabilidade ideal usam a variável tempo da passada na premissa de valor persistente ideal (aproximadamente 0.75) (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006, 2007a, 2007b). É preciso cuidado ao comparar diferentes artigos, pois outros mediram a velocidade da passada e encontraram anti-persistência na marcha sem restrições e em velocidade de preferência de pessoas jovens sem disfunções do movimento (DINGWELL; CUSUMANO, 2010; ROERDINK et al., 2015; TERRIER; DÉRIAZ, 2012), o que não poderia ser explicado pela hipótese da variabilidade ideal. O mesmo aconteceu com os trabalhos de HERMAN et al. (2005) e KHANDOKER et al. (2008), que encontraram resultados opostos, mas usando variáveis diferentes.

2.4.7 Recomendações para estudos futuros

A quantidade de estudos transversais publicados é muito maior que a dos outros tipos e apresenta menor robustez e influência clínica, portanto é necessário estimular a publicação de pesquisas com desenho de estudo que auxiliem a escolha do método de avaliação ideal para o objetivo. Se um clínico precisa de um instrumento para identificar o risco de queda em idosos, estudos prospectivos longitudinais são necessários para verificar se o instrumento é capaz de identificar os idosos que caíram ou não.

Em relação aos resultados da parte de conceitos recomenda-se que os pesquisadores utilizem a mesma nomenclatura de métrica (α , β , γ , etc.) e a interpretação (correlações de longo alcance, suavidade, etc.) do artigo original do método que está sendo utilizado ou informar porque está mudando, a exemplo de DELIGNIÈRES e TORRE (2009) que justificaram o uso de persistência estatística no lugar de correlações de longo alcance.

O predomínio do uso da DFA entre os artigos que avaliam o *scaling* da marcha e da corrida sugere que a disponibilização gratuita do software com tutoriais e conteúdo teórico do tema foi importante para a difusão do conhecimento. Desta forma, recomenda-se que outros

grupos disponibilizem softwares e/ou algoritmos de forma gratuita, com tutorial destes.

Recomenda-se mais estudos com pacientes que apresentam distúrbios motores, principalmente proveniente do SNC (Parkinson, Huntington, ELA, dor crônica, etc.) e idosos com histórico e/ou risco de queda. Para compreender melhor o controle das variáveis espaço temporais, seria interessante explorar mais as variáveis tempo, comprimento e velocidade da passada, bem como a interação destas na execução da marcha.

Pesquisas com dupla tarefa (4 estudos), diferentes tipos de terreno (1 estudo) e fadiga (2 estudos) também são recomendados, pois foram pouco exploradas na literatura em comparação com estudos com metrônomo (12 estudos). Além disso, recomenda-se usar métodos que provoquem perturbações, para analisar a adaptabilidade, e comparar resultados das métricas de *scaling* com outras medidas clínicas e funcionais que indiquem estabilidade, por exemplo.

Estudos com pistas ou estímulos auditivos e visuais com ritmo persistente são recomendados, principalmente avaliando a retenção do estímulo, pois podem servir como treinamento para pacientes com redução nas CLA. Pesquisas que avaliem o efeito da reabilitação e que monitorem pacientes com doenças progressivas também são recomendadas, pois têm potencial uso clínico importante. A figura 14 resume essas recomendações de acordo com a sugestão de BROWN et al. (2006).

Figura 14: Quadro com recomendações de pesquisa EPICOT para uso de métodos de *scaling* na marcha humana.

Elementos centrais	Questões a considerar	Recomendações (lacunas)
E Evidência	Qual é a evidência atual?	Um ensaio clínico, quantidade pequena de estudos longitudinais e grande quantidade de estudos transversais.
P População	Patologia, estágio da doença, idade, sexo, critério de inclusão ou exclusão específico, cenário clínico.	Mais estudos com pacientes com distúrbios motores do SNC, idosos com histórico e/ou risco de queda, indivíduos com dor crônica.
I Intervenção	Tipo, frequência, dose, duração, fator de prognóstico	Pistas sensoriais (auditiva ou visual) com ritmo persistente; Perturbação na marcha; Dupla tarefa; Diferentes tipos de terreno; Fadiga;

C Comparação	Placebo, tratamento de rotina, tratamento alternativo	Avaliações clínicas através de testes e questionários.
Outcome / Resultado	Quais desfechos o pesquisador precisa medir, melhorar, influenciar ou realizar? Quais métodos de mensuração deveriam ser usados?	Avaliar retenção de treino com pistas sensoriais; Avaliar efeito de reabilitação; Monitorar doenças progressivas; Padronizar os parâmetros de cada método.
T Tempo de coleta	Data da busca na literatura ou da recomendação	2018

Fonte: Adaptado de (BROWN et al., 2006).

Limitações

A escolha dos descritores das medidas de *scaling* pode ser considerada uma limitação, pois estudos importantes podem ter sido excluídos da revisão. Apesar de não ser obrigação na revisão de escopo, a avaliação da qualidade dos artigos poderia adicionar mais robustez à análise dos resultados, portanto a falta da avaliação foi considerada como limitação do estudo.

2.5 Conclusão

O mapeamento da literatura científica acerca da avaliação da marcha humana por meio de métodos de *scaling* permite o acesso ao estado da arte do tema, auxiliando tomar decisões para pesquisas e uso clínico das métricas apresentadas. A ampla designação de termos para uma só métrica reflete a falta de concordância e uniformização de linguagem nesta literatura.

Existem muitas hipóteses sobre a interpretação motora das métricas e novos estudos precisam ser feitos para testá-las e aprofundar o conhecimento sobre estas ferramentas de análise. O potencial de pesquisa dentro desta área de avaliação do movimento humano é vasto e existem muitas perguntas a serem respondidas.

Capítulo 3: Avaliação não linear de *scaling* de tarefas dos membros inferiores.

3.1 Introdução

A avaliação do movimento humano pode ser feita com diferentes objetivos, como monitorar pacientes com distúrbios do movimento (JALLOUL, 2018) ou verificar a efetividade de um determinado tratamento (CHANG et al., 2006). A avaliação pode ser qualitativa, através de análise observacional (BOREL; SCHNEIDER; NEWMAN, 2011) ou quantitativa, que utiliza ferramentas/equipamentos para medir aspectos cinéticos e cinemáticos

do movimento (FURTADO et al., 2018; RIVAS NEIRA et al., 2017; WILLE et al., 2014). Grande parte dos estudos que fazem avaliação quantitativa leva em consideração o uso de métricas estatísticas, como média, desvio-padrão, coeficiente de variação, entre outras (HAUSDORFF; RIOS; EDELBERG, 2001; STERGIOU; DECKER, 2011; VAN EMMERIK et al., 2016). Apesar da utilidade desta abordagem métrica, existem limitações quanto seu uso, devido à análise de variáveis isoladamente e também pelo fato de que ao utilizá-las assumimos que o sistema apresenta uma dinâmica linear, onde pequenas mudanças na dinâmica do sistema resultam em pequenos efeitos (VAN EMMERIK et al., 2016).

A abordagem teórica dos sistemas complexos para a compreensão de lesões esportivas (BITTENCOURT et al., 2016) e do movimento humano de uma forma geral (DUARTE; ZATSIORSKY, 2000; HAUSDORFF, 2009; STERGIOU; DECKER, 2011; VAN EMMERIK et al., 2016) têm mostrado que, além de avaliar linearmente o movimento, é importante compreender como suas variáveis componentes interagem entre si, surgindo a necessidade de uma abordagem não linear que explore a riqueza da interação dos elementos do sistema motor (VAN EMMERIK et al., 2016). Desta forma, as avaliações não lineares têm sido utilizadas para compreender melhor o movimento humano.

O método *Movement Elements Decomposition* (MED) (MIRANDA et al., 2018) analisa a interação entre velocidade média e deslocamento associado dos elementos que compõem o movimento. Ao medir diferentes movimentos lineares e curvilíneos realizados pelos Membros Superiores (MMSS), os autores encontraram uma relação não linear expressa pela lei de potência com expoente igual a $2/3$, que é o resultado de um processo de otimização que leva em consideração tanto a suavidade como o custo do tempo do movimento (HOFF, 1994). Segundo os autores do MED, para reduzir o custo computacional de uma codificação cinemática do movimento em cada instante, as áreas cerebrais responsáveis pela geração do movimento voluntário produziram sinergias que obedeceriam a lei de potência de $2/3$, resolvendo de forma simples a otimização de movimentos complexos.

Miranda et al (2018) produzem uma hipótese sobre a geração do movimento voluntário que deve ser testada em diferentes configurações motoras, como tarefas realizadas com os membros inferiores (MMII), componentes automáticos e restrições. A medida não linear chamada expoente de Lyapunov achou diferença entre MMSS e membros inferiores (MMII) (KANG e DINGWELL 2009), mostrando que medidas não lineares podem ser diferentes entre os segmentos. Quando uma tarefa cognitiva ou motora é feita concomitantemente a atenção muda rapidamente entre as tarefas (LEZAK, 1995). O foco atencional pode interferir na performance de uma tarefa (WULF, 2013), portanto, a atenção voltada para uma tarefa que não

estava sendo realizada antes pode interferir na execução da tarefa atual. Estudos que aplicaram outro método de *scaling* mostram alteração quando é pedido para os participantes sincronizarem a marcha com a batida de um metrônomo ou pista visual (HAUSDORFF et al., 1996; KAIPUST et al., 2013; RHEA et al., 2014a; UCHITOMI et al., 2013), bem como ao colocar restrições na velocidade da marcha e da corrida (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007a, 2007b; WUEHR et al., 2013b).

Para compreender como a otimização motora acontece nos MMII e considerando o efeito da automatização e de restrições em tarefas funcionais, o objetivo primário deste trabalho é: 1) verificar se os elementos de movimento dos MMII possuem uma relação não linear de otimização motora. Os objetivos secundários deste estudo são: 2) verificar se há diferença do *scaling* entre diferentes tarefas realizadas pelos MMII; 3) examinar o efeito da restrição no *scaling* da tarefa. As hipóteses do estudo são: 1) as tarefas realizadas pelos MMII apresentam uma relação não linear; 2) diferentes tipos de tarefa teriam relações de *scaling* distintas, uma vez que precisam equilibrar a suavidade e o custo de tempo com seus objetivos particulares; (3) restrições nas tarefas irão causar mudança na medida de *scaling*.

3.2 Métodos

Amostra

Foram recrutados 15 voluntários para participar do estudo, dentre os quais 7 eram mulheres (46,6%) e 8 eram homens (53,3%), com média de $28,4 \pm 3,4$ anos de idade, $72,8 \pm 9,2$ kg, $1,72 \pm 0,07$ m de altura. A amostra foi de conveniência e participantes com qualquer condição médica (ex: neurológica, ortopédica) ou restrição física que pudesse impedir as avaliações do estudo foram excluídos. Este estudo descritivo foi conduzido em parceria com o *Motion Analysis Lab* (MAL) do *Spaulding Rehabilitation Hospital*, laboratório de movimento afiliado à *Harvard Medical School* (EUA), onde foram feitos todos os procedimentos experimentais deste trabalho. Todos os participantes leram e assinaram termo de consentimento escrito. O protocolo nº 2016P001620 foi aprovado pelo comitê de ética do Hospital *Spaulding*.

Procedimento experimental

Primeiramente, foram medidas as características antropométricas dos participantes (massa, estatura, espessura da mão, distância entre acrômio e centro articular do ombro, largura de quadril, joelho, tornozelo, pé, cotovelo e punho e comprimento dos MMII), que também foram questionados a respeito da dominância dos membros inferiores e do grau de regularidade

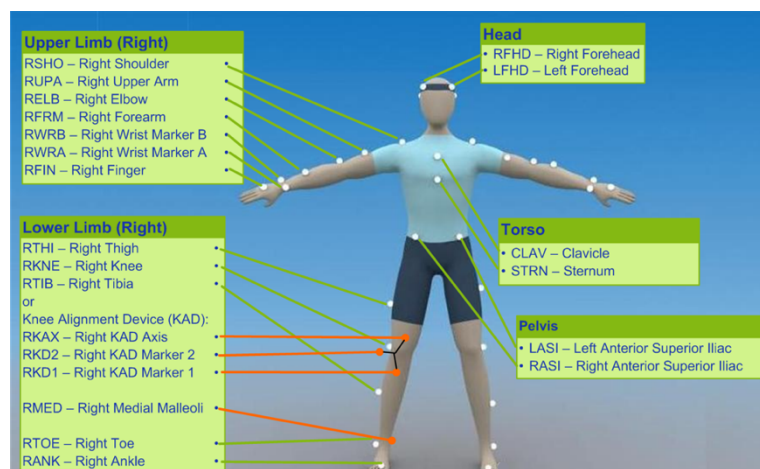
de prática em esportes que demandassem chutar uma bola ou bater em uma bola com os membros superiores. (APÊNDICE C). Para esta última variável, foi questionado se a pessoa pratica o esporte regularmente, ocasionalmente, raramente ou se nunca o praticou.

Foi pedido para que os participantes usassem short, top ou roupas justas, coladas ao corpo, que permitissem a movimentação deste. As propriedades cinemáticas do movimento foram medidas com o sistema de captura em vídeo com 10 câmeras (VICON, Oxford UK), taxa amostral de 120Hz, usando o modelo biomecânico do corpo inteiro (*Plug-in Gait Full Body Model*), representado nas figuras 15, 16 e 17, através dos marcadores da cor branca.

Para obter os dados, foi necessário colocar marcadores reflexivos bilateralmente nos seguintes pontos anatômicos: Cabeça, Acrômio, Manúbrio, Processo Xifóide, C7, T10, Epicôndilo do Cotovelo, Braço, Antebraço, Processos Estilóides da Ulna e do Rádio, Espinha Ilíaca Antero Superior (EIAS), Espinha Ilíaca Pósterio Superior (EIPS), Coxa, Epicôndilo Lateral do Joelho, Perna, Maléolo Lateral, Calcâneo e Cabeça do segundo Metatarso (2MTT).

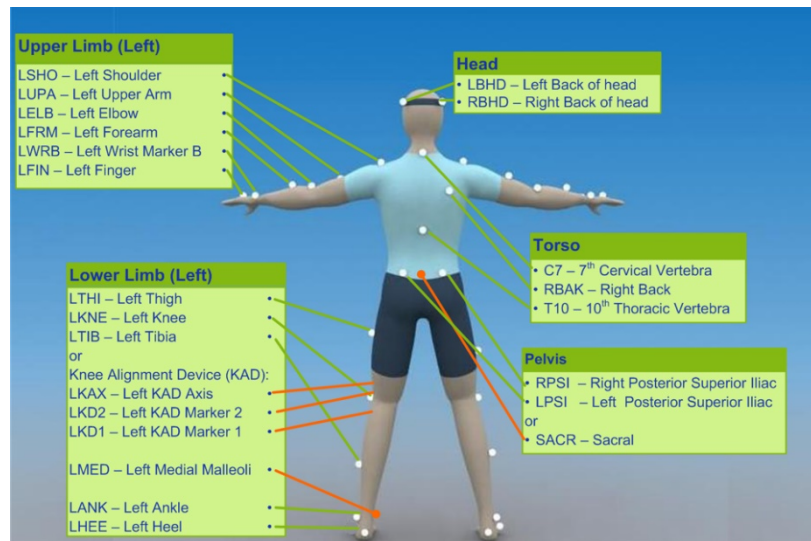
O protocolo usado na coleta de dados foi desenvolvido pelos autores, com base no que foi feito no estudo de MIRANDA et al. (2018) e na classificação temporal de tarefas de GALLAHUE (2002). Foram coletados 10 vídeos para todas as tarefas, exceto movimento de alcance multidirecional e movimentos unidimensionais com e sem alvo, para as quais foram coletados 2 vídeos para cada tarefa, já que cada vídeo apresentava bastante repetições do movimento e, conseqüentemente, pontos necessários para análise. A descrição de cada atividade está relatada a seguir.

Figura 15: Conjunto de marcadores do modelo Plug-in Gait Full Body Model do Software Nexus, na região anterior do corpo.



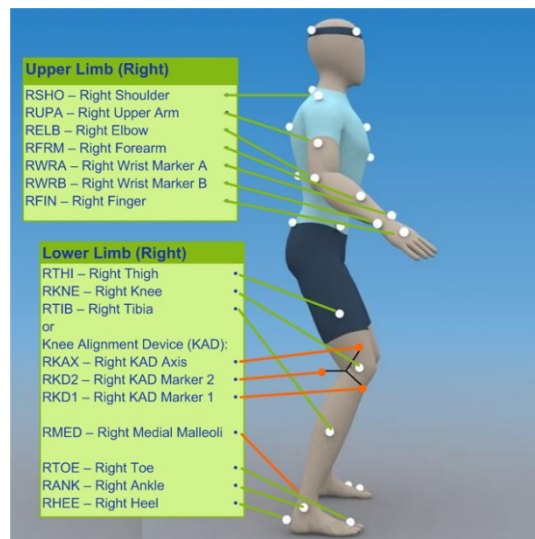
Fonte: (VICON, 2019)

Figura 16: Conjunto de marcadores do modelo Plug-in Gait Full Body Model do Software Nexus, na região posterior do corpo.



Fonte: (VICON, 2019)

Figura 17: Conjunto de marcadores do modelo Plug-in Gait Full Body Model do Software Nexus, na região lateral do corpo.



Fonte: (VICON, 2019)

Marcha

Foi pedido para os participantes caminharem de um ponto a outro do laboratório na velocidade de preferência (Marcha Velocidade de preferência - MVP), depois andar mais devagar que a velocidade anterior (Marcha Velocidade Lenta - MVL) e, por fim, andar o mais rápido que conseguir, sem correr (Marcha Velocidade Rápida - MVR). Importante ressaltar que para cada velocidade foram coletadas 10 tentativas.

Marcha com dupla tarefa motora (MDTM)

Os participantes andaram de um ponto a outro do laboratório em sua velocidade de preferência, enquanto quicavam uma bola de basquete com os membros superiores.

Degrau

Foram usados três bancos de diferentes alturas (10,16cm, 20,36cm e 44cm) para os participantes subirem e descerem por vez, sendo que a ordem de filmagem foi do banco menor para o maior. Os sujeitos colocaram-se em frente ao banco, numa distância de conforto, e foi pedido para colocar os dois pés nos bancos ao subir (um pé após o outro) e os dois pés no chão ao descer. Eles não foram instruídos a escolher o membro inferior para iniciar os movimentos. Foram utilizadas diferentes alturas nos bancos para obter diferentes escalas de deslocamento, de forma que haverá apenas um expoente de *scaling* para esta tarefa.

Chutar uma bola em direção ao gol (chute gol grande – CGG; chute gol médio – CGM; chute gol pequeno – CGP)

Para esta tarefa, dois cones com altura de 18cm fixados ao chão com fita adesiva marcaram a distância da largura do “gol”, que estava a uma distância de 3,30 metros do local inicial da bola. Foram usadas três distâncias diferentes entre os cones (33cm, 60,5cm, 121cm). Foi pedido para que a pessoa chutasse uma bola de futebol de campo entre os cones e retornasse para a posição de partida. Apesar de não informado aos participantes que os erros e acertos dos chutes seriam contados, a pesquisadora os contabilizou. Foi considerado acerto quando a bola passava entre os cones. Não houve episódio em que a bola ultrapassasse completamente a altura dos cones; ainda assim, pra todos aqueles em que a bola a ultrapassou um pouco e passou entre os cones, considerou-se acerto. A tarefa foi feita com o membro dominante, na ordem da maior largura de gol para a menor. Portanto, cada pessoa chutou a bola dez vezes em cada tamanho do “gol”, num total de 30 vídeos para cada participante.

Movimentos unidimensionais com e sem alvo (MUCA e MUSA)

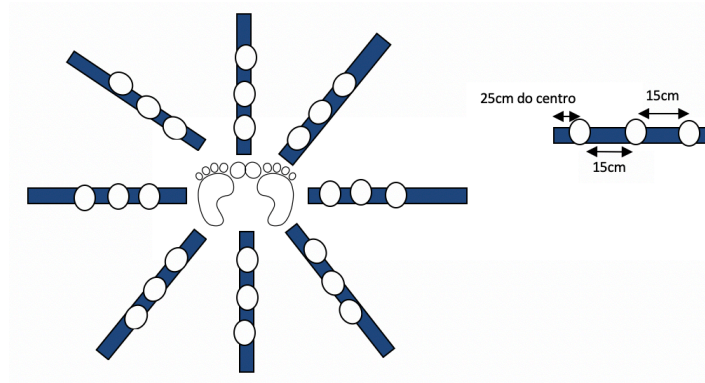
Na tarefa com alvo, foi pedido aos participantes para deslizarem o pé do membro dominante no chão em frente a uma fita de 60cm com números entre 0 e 10. A pesquisadora lia os números em voz alta, o participante deslizava o pé, na velocidade de sua preferência, até o número indicado, e permanecia no mesmo lugar até o próximo número ser dito. A sequência dos números foi gerada aleatoriamente através de um aplicativo de celular e foi a mesma para todos os participantes.

Na tarefa sem alvo, o mesmo movimento de deslizar o pé na fita foi solicitado, mas com a diferença que o participante moveria o pé continuamente na direção de uma seta que estava sendo exibida num computador. Ainda, era pedido aos sujeitos para mudarem a direção do movimento no instante em que a direção da seta mudasse. Foram programadas 45 mudanças de direção para direita e para esquerda. Cada uma destas duas tarefas (movimento com e sem alvo) foi realizada duas vezes. Foi percebido na análise de dados da tarefa sem alvo que devido ao atrito do chão o pé não deslizava apropriadamente, gerando diversas paradas no movimento e criando elementos de movimento que descaracterizavam a tarefa estudada. Ao observar esta ocorrência nos vídeos, foi decidido excluir esta tarefa da análise.

Movimento de alcance multidirecional (MAM)

Nesta última tarefa a pessoa ficava em pé no centro de um desenho de asterisco, que estava posicionado no chão. Cada linha do asterisco possuía três marcações com 15cm de distância entre elas de forma que a primeira marcação estava a 25cm do centro, a segunda 40cm e a última a 44cm, como pode ser observado na figura 18. Foi pedido para que os sujeitos tocassem o pé, na velocidade de preferência, na marcação e depois retornassem ao meio (posição inicial). Os participantes tinham que colocar o pé em todas as marcações da fita, iniciando pela marcação mais próxima do centro, onde ficava o pé de apoio. A figura 19 separa essa tarefa em três grupos (seriada, discreta e continua) de acordo com a classificação temporal de tarefas de Gallahue (2002).

Figura 18: Esquema de representação da tarefa de movimento de alcance multidirecional.



Fonte: Elaborada pela autora

Figura 19: Quadro com a classificação temporal das tarefas.

Tarefas	Classificação	Definição da classe
Chute Gol Grande (CGG)	Discreta	Movimentos que apresentam início e fim bem delimitados

Movimento de Alcance Multidirecional (MAM), Movimento Unidimensional Com Alvo (MUCA)	Seriada	Sequência de movimentos repetidos discretos com duração mais longa
Marcha na Velocidade de Preferência (MVP)	Contínua	Movimentos que não tem início e fim bem determinados e o comportamento se repete por algum tempo

Fonte: Elaborada pela autora

Na análise dos resultados, as tarefas também foram classificadas como tarefa com e sem restrição. As tarefas com restrição foram modificadas em algum aspecto: modificação da distância entre os cones na tarefa de chute, mudança de velocidade e adição de dupla tarefa motora nas tarefas de marcha. Desta forma, considerou-se tarefa com restrição: CGM e CGP, MVR, MVL, MDTM. Foram classificadas como sem restrição as seguintes tarefas: MAM, MUCA, Degrau, MVP, CGG.

Análise de dados

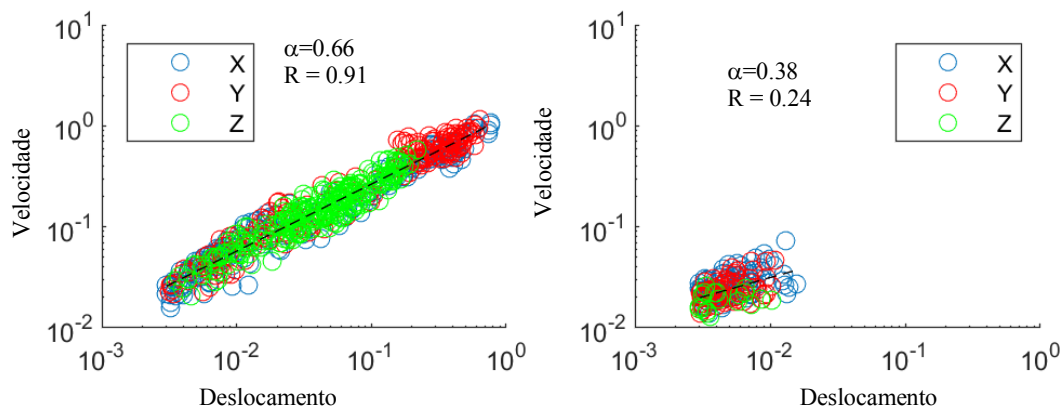
Para as tarefas que envolviam marcha antes da decomposição cinemática, a série temporal dos marcadores foi subtraída da série do ponto médio entre as duas EIPS, para transladar o sistema de referência do laboratório para o sujeito. Essa etapa foi necessária pois o corpo estava completamente em movimento. Se o sistema de referência do laboratório for usado, os pontos acima das EIPS no eixo Y (antero-posterior) terão velocidade constante ao longo do movimento, não sendo possível extrair seus elementos. Esta estratégia assume que o planejamento motor tem como centro de referência o próprio corpo. Para as tarefas que não precisam do deslocamento do corpo inteiro, não houve diferença entre a utilização do sistema de referência local ou do laboratório, sendo escolhido este último para realizar as análises.

O *endpoint* considerado neste estudo foi o marcador da cabeça do 2º metatarso do membro dominante, pois além de ser o último ponto da cadeia cinemática, a análise do α de 2MTT, Maléolo lateral, Calcâneo e Joelho foram significativamente diferentes em algumas atividades. Dessa forma, foi decidido padronizar o marcador do 2º metatarso para todas as tarefas. A partir dos dados cinemáticos extraídos do *endpoint*, foi feita a remoção de ruído dos dados das trajetórias com o filtro passa-baixa butterworth de 4ª ordem, com frequência de 15Hz. Em seguida, foi utilizado o método *Movement Elements Decomposition* (MIRANDA et al., 2018) para decompor o movimento complexo em elementos. Um elemento inicia em velocidade zero e termina em velocidade zero. Para definir a velocidade zero foram estabelecidos três

limites. O da distância (3 milímetros) e o da velocidade (0.01m/s), que representam o limite de erro do sistema tridimensional usado, e o limite do tempo (100ms). Abaixo desses valores, considerou-se ruído do sistema e acima disso, movimento humano. A partir dos dados de velocidade e deslocamento de cada elemento, é feita uma regressão linear no espaço duplo logaritmo para verificar a relação de lei de potência entre estas variáveis, gerando um gráfico com todos os elementos de movimento. A inclinação da reta gera o α .

A figura 20 é um exemplo representativo de um indivíduo na tarefa MAM, sendo o gráfico da esquerda representativo dos elementos do movimento do membro dominante, o marcador do maléolo direito (RANK), e o gráfico da direita do maléolo esquerdo (LANK). Cada ponto do gráfico representa um elemento de movimento em um dos eixos cartesianos, que estão diferenciados por cor. O coeficiente de regressão de Pearson, R, mede o quão próximo os dados estão de um modelo linear, sendo igual a 1 quando os dados estão perfeitamente alinhados ao modelo. Portanto, quanto maior o valor de R, mais próximos da linha estão os dados e mais representativo é o valor de α , que é a inclinação desta reta. O valor do coeficiente de regressão de Pearson precisa ser estatisticamente significativo ($p < 0.05$) para ser utilizado na análise. O gráfico da esquerda exemplifica um valor α de RANK de 0,66, com R 0.91. No lado direito da figura, no entanto, o valor α de LANK é 0,38 e R 0.24, ou seja, o ajuste não é adequado e, portanto, o valor de α deve ser desconsiderado, pois a inclinação da reta não representa a distribuição dos pontos no gráfico. A classificação do coeficiente de correlação de MUKAKA (2012), na qual valores acima de 0,7 são considerados fortes, foi adotada neste estudo. Foi estabelecido como critério mínimo de R os valores de α cujo coeficiente de regressão de Pearson R fosse estatisticamente significativo ($p < 0,05$) e estivesse acima de 0,7.

Figura 20: Gráficos com os dados de um indivíduo, sendo representativo dos resultados da tarefa MAM do membro dominante. O gráfico da esquerda representa os elementos de movimento do maléolo direito (RANK) – dominante - e o do lado direito ao do maléolo esquerdo.



Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

As análises foram feitas no software MATLAB (Mathworks Inc, USA), e as análises estatísticas e gráficos, no software Origin (OriginLab Corp, USA) e no MATLAB.

Análise estatística

Para verificar a normalidade das distribuições, foi realizado o teste Shapiro-Wilk. A descrição das variáveis antropométricas e informações do questionário foram feitas com medidas de tendência central – para distribuições normais - e mediana e intervalo interquartil – para distribuições não normais. Os testes utilizados foram teste t e ANOVA One-way de medidas repetidas nas distribuições normais, e o Kruskal-Wallis, nas não normais.

O teste utilizado para comparar o valor de α entre as tarefas foi o ANOVA One-way de Medidas Repetidas. O teste de esfericidade de Mauchly reportou violação, portanto os valores de p e estatística F relatados neste trabalho são da correção de Huynh-Feldt. Além disso, foi usado o teste t pareado para a comparação de marcha com e sem dupla tarefa motora.

A variável dependente foi o α e as independentes foram as tarefas com e sem restrição. Foi considerado o nível de significância 5%.

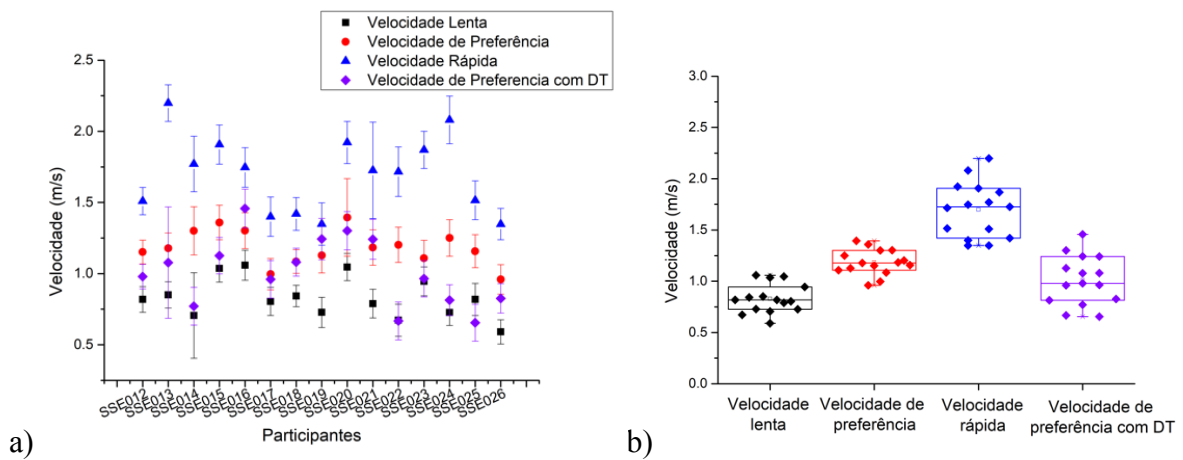
3.3 Resultados

Na tarefa de chute, a média e o desvio-padrão de acertos para o gol grande, gol médio e gol pequeno foi $9,8 \pm 0,41$, $9 \pm 0,75$ e $4 \pm 1,92$, respectivamente. A tarefa do movimento unidimensional com alvo foi adicionada após a coleta do primeiro participante; portanto, nesta tarefa, existe dados de 14 sujeitos.

Para garantir a diferença entre as velocidades na marcha, inclusive na condição de dupla tarefa, foi calculada a média e o desvio padrão de todos os *trials* para cada participante (figura 21) e depois feito o teste ANOVA One-way de medidas repetidas entre velocidade [preferência

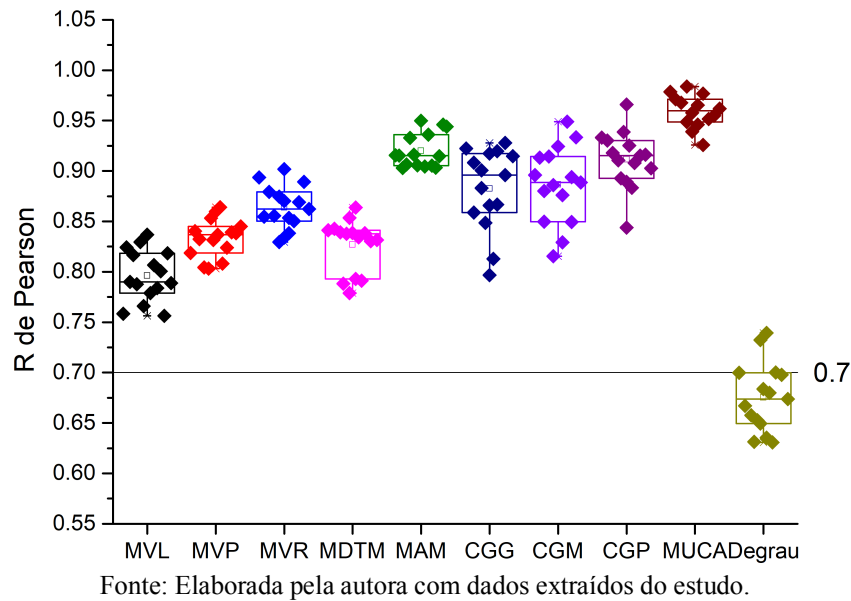
MVP, rápida MVR, lenta MVL] e dupla tarefa motora (MDTM). Houve diferença estatística entre as médias das diferentes velocidades, inclusive na marcha com velocidade de preferência com dupla tarefa motora (MVP= 1,18 (0,123) Intervalo de Confiança (IC)=[1,11-1,25], MVR= 1,69 (0,268) IC=[1,55-1,84], MVL= 0,82 (0,140) IC=[0,75-0,90], MDTM = 1,01 (0,238) IC=[0,87-1,14], $p < 0,05$, $F = 78,2$, pos hoc de Bonferroni). A velocidade da MVR foi 143% da MVP, a MVL 69% e MDTM 85%.

Figura 21: a) Valores de média e desvio-padrão das diferentes velocidades (Lenta, preferência, rápida e preferência com dupla tarefa) para cada participante. b) Distribuição das médias de velocidade dos participantes, com comparação estatística. DT=dupla tarefa.



Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

Figura 22: Distribuição dos valores do coeficiente da regressão de Pearson (R). MAM= Movimento de alcance multidirecional; MUCA= Movimentos unidimensionais com alvo; CGG= Chute gol grande; CGM= Chute gol médio; CGP=Chute gol pequeno; MVL= Marcha Lenta; MVP= Marcha



Para o valor de α ter relevância e significado, o coeficiente da regressão de Pearson considerado precisava ser maior que 0,7, critério que foi contemplado na maioria das tarefas, como pode ser observado na figura 22. A tarefa Degrau teve os valores $R \leq 0,70$ e foi excluída da análise. Este ajuste baixo aconteceu devido à baixa amplitude de deslocamento, oferecendo poucas escalas para a análise do *scaling*. Os valores de p da regressão de Pearson foram todos significativos ($p < 0.001$).

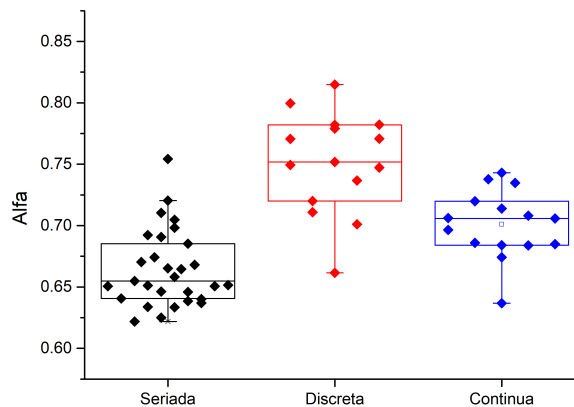
Tabela 1: Valores de média e desvio-padrão do α das tarefas realizadas na coleta de dados.

Tarefa	α Média (DP)
Movimento de alcance multidirecional (MAM)	0.66(0.024)
Movimentos unidimensionais com alvo (MUCA)	0.66(0.038)
Chute gol grande (CGG)	0.75(0.040)
Chute gol médio (CGM)	0.73(0.050)
Chute gol pequeno (CGP)	0.72(0.035)
Marcha Lenta (MVL)	0.65(0.032)
Marcha na velocidade de preferência (MVP)	0.70(0.027)
Marcha rápida (MVR)	0.74(0.027)
Marcha com dupla tarefa motora (MDTM)	0.66(0.036)
Todas as tarefas juntas	0.69(0.039)

Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

A tabela 1 mostra os valores de média e desvio-padrão do expoente α de todas as tarefas. Ao observar estes resultados, podemos concluir que nos membros inferiores existe a mesma interação não linear entre velocidade média e deslocamento dos elementos encontrada nos MMSS. Contudo, os valores médios do α aparentam ser diferentes entre as diferentes tarefas (exemplo: CGG = 0.75 e MAM = 0.66).

Figura 23: Distribuição dos valores de α para cada tipo de tarefa sem restrição.

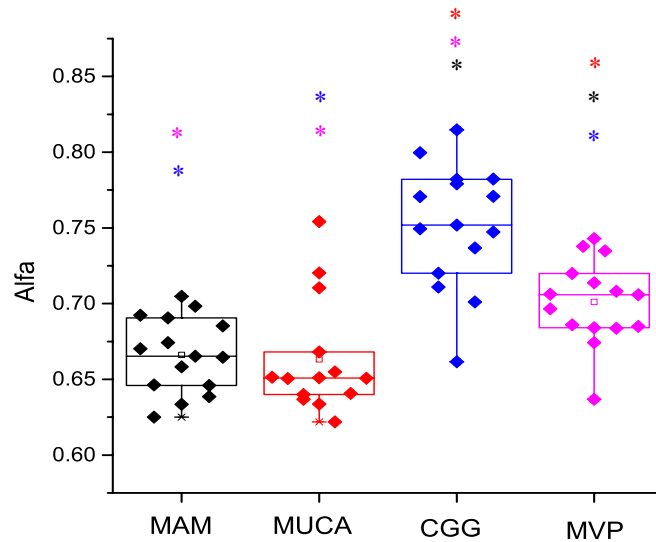


Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

A figura 23 mostra a distribuição dos valores de α das tarefas separadas em classes diferentes. O teste Kruskal-Wallis revelou diferença estatística entre as tarefas. As medianas e intervalos interquartis [Q1-Q3] das tarefas seriada, discreta e contínua foram, respectivamente, 0.65 [0.64-0.68], 0.75 [0.72-0.78] e 0.70 [0.68-0.71], com $p < 0.001$.

O resultado anterior evidenciou que o α muda com o tipo de tarefa. Mas para entender melhor se o α é realmente sensível às diferentes tarefas, foi feita a comparação individual entre as tarefas executadas. Para uma comparação estatisticamente mais acurada, foram retiradas desta análise as tarefas com restrição.

Figura 24: Distribuição de α individualmente para as tarefas sem restrições. MAM= Movimento de alcance multidirecional (cor preta); MUCA= Movimentos unidimensionais com alvo (cor vermelha); CGG= chute gol grande (cor azul); MVP= Marcha Velocidade de Preferência (cor rosa).



Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

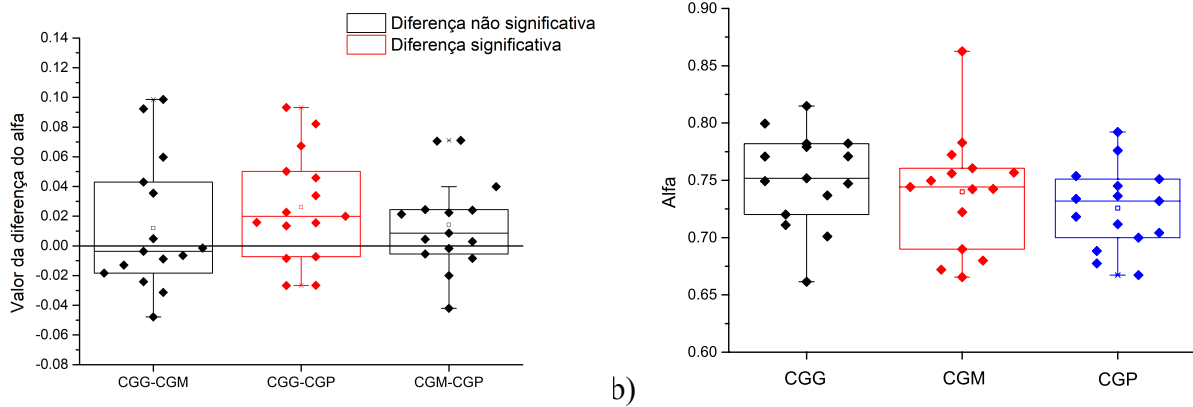
* significância estatística entre a tarefa representada pela cor do asterisco e a tarefa do eixo horizontal.

A figura 24 mostra a distribuição dos valores do expoente (α) de cada tarefa sem restrição, MAM, MUCA, CGG e MVP. As tarefas de chute e marcha possuem uma média de α maior que as outras tarefas. Para verificar se há diferença estatística entre estas tarefas, foi feito teste ANOVA One way de medidas repetidas que revelou significância estatística. O pos hoc de Bonferroni mostrou que as tarefas MAM e MUCA são iguais entre si, todas essas são diferentes de CGG e MVP e estas últimas diferem entre si.

Influência da restrição nas tarefas

Para verificar se a restrição nas tarefas de chute e marcha interferem na medida, comparou-se a tarefa sem e com restrição. Para a tarefa de chute, a restrição considerada foi a

Figura 25: a) Média das diferenças da comparação de α entre as tarefas de chute; b) Distribuição de α nas tarefas de chute. CGG= chute gol grande; CGM= chute gol médio; CGP= chute gol pequeno.

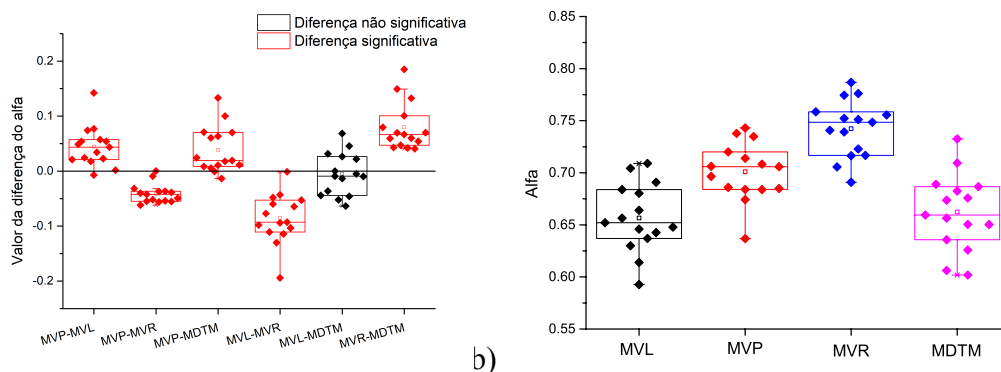


Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

*ANOVA One-way RM

redução do tamanho do alvo (espaço entre os dois cones). A comparação estatística, representada na figura 25, revelou que a única diferença significativa foi entre CGG e CGP ($F=3289.27$; $p=0.003$). O número de acertos de CGG do grupo todo foi de 147, de CGM foi 135 e CGP foi 60, mostrando que a distância entre os cones aumentou a dificuldade da tarefa. É importante notar uma tendência de diminuição geral do valor de α , na medida que a dificuldade da tarefa (redução da largura do gol) aumenta.

Figura 26: a) Média das diferenças da comparação de α entre as tarefas de marcha; b) Distribuição de α nas tarefas de marcha; MVP= Marcha Velocidade de preferência; MVL= Marcha Velocidade Lenta; MVR= Marcha Velocidade Rápida; MDTM=Marcha com dupla tarefa motora.



Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

*ANOVA One-way RM

No caso da marcha, as restrições foram a variação da velocidade e a dupla tarefa motora. O que a análise estatística revelou foi que para o α houve diferença estatística em todas as comparações ($p < 0.001$), exceto dupla tarefa e marcha lenta ($F=32.29$ e $p=1$) (figura 26).

3.4 Discussão

Os objetivos deste trabalho foram verificar se a medida de *scaling* estava presente em movimentos dos MMII e se essa era sensível a diferentes tarefas e a restrições impostas a elas. Foi observado que a relação não linear entre velocidade média e deslocamento dos elementos de movimento emerge nos MMII, muda em diferentes tarefas e também com as restrições impostas a elas.

Comportamento não linear de otimização dos MMII

O experimento de Miranda et al (2018) demonstrou que, na avaliação da interação entre variáveis espaço-temporais através do MED e modelo de Hoff (1994), a velocidade média dos elementos de movimento dos MMSS cresce não linearmente com a distância do deslocamento numa potência de $2/3$. A mesma relação não linear foi encontrada na avaliação dos MMII, ao contrário do trabalho de KANG e DINGWELL (2009), que encontrou diferença entre os membros ao medir a estabilidade dinâmica, usando o expoente de *Lyapunov*. Isso pode ser explicado pela diferença nas medidas, pois o Expoente de *Lyapunov* mede o quanto as trajetórias avaliadas divergem ou convergem no espaço, representando a estabilidade ou instabilidade do sistema avaliado. Já o MED tenta compreender a relação entre velocidade e diferentes escalas de deslocamento no sistema cartesiano e não tem qualquer relação com atração ou divergência dos dados cinemáticos no espaço.

De acordo com os resultados, a relação entre as variáveis gera uma distribuição em lei de potência, o que significa que a velocidade de realização do movimento não cresce proporcionalmente com o tamanho do deslocamento, sendo usado mais tempo para realizar deslocamentos maiores. Isso significa que ao realizar uma tarefa, o intervalo de duração dos diferentes elementos não é constante, contrariando o princípio da isocronia (VIVIANI, P. & FLASH, 1995).

Uma explicação para a não linearidade deste fenômeno pode ser a troca velocidade-precisão, encontrada na Lei de Fitts. Em seu experimento, FITTS (1954) pediu aos participantes para se moverem de forma rápida e acurada, enquanto o pesquisador modulava a distância entre

dois alvos e a largura destes. Fitts elaborou a seguinte equação para calcular o tempo do movimento:

$$TM = a + b[\log_2(2A/W)]$$

onde a e b são constantes, $\log_2(2A/W)$ é o índice de dificuldade, A é a distância entre alvos, W é a largura dos alvos e TM é o tempo de realização do movimento. O resultado do trabalho de Fitts evidenciou a relação linear entre o tempo do movimento e o índice de dificuldade, indicando que quanto mais difícil a tarefa, mais tempo é gasto na execução. Ao observar a equação acima tem-se que TM e A têm uma relação logarítmica, de modo que quanto maior a distância entre os alvos, maior o tempo gasto no movimento. O mesmo efeito pode ser visto na lei de potência achada neste trabalho, pois nas escalas maiores de deslocamento a velocidade aumenta em menor proporção, mostrando que, nos elementos com distâncias maiores, mais tempo é gasto na execução motora.

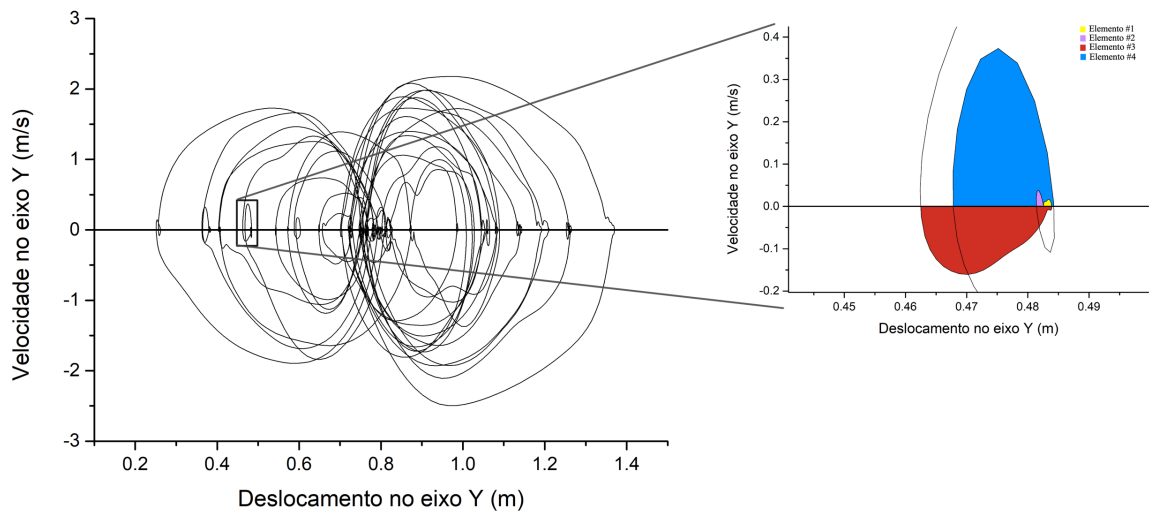
A maioria dos movimentos humanos mostra uma troca entre velocidade e acurácia (BERTUCCO; CESARI, 2010), de forma que a velocidade é reduzida na medida que mais acurácia é exigida. Nas escalas maiores da lei de potência encontrada neste estudo os deslocamentos não acompanham o aumento da velocidade, ou seja, para deslocamentos maiores (que estão no plano principal dos movimentos avaliados nesta pesquisa) o corpo prefere gastar mais tempo para executar o movimento, do que aumentar linearmente com a velocidade. Uma explicação para tal escolha é o compromisso do SNC em cumprir o objetivo da tarefa, que poderia ser interpretado como um dos aspectos/nível acurácia do movimento, mesmo sem a instrução de ser o mais acurado possível.

Outro método usado na análise do movimento para avaliar o *scaling* de determinada variável é a *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) (CHOI et al., 2017; GOW et al., 2017; PENG et al., 1994). Esse método usa séries temporais, que é a análise de apenas uma variável em função do tempo, ao contrário do MED, que analisa a velocidade média dos elementos de movimento em função do espaço. Apesar dos resultados da DFA não serem diretamente comparáveis com o método deste estudo, é importante ressaltar que esses trabalhos apresentaram um *scaling* na avaliação motora, indicando que há uma característica de sistemas complexos em diferentes aspectos (tempo, espaço, cinética, cinemática) do controle motor.

A natureza do *scaling* através do MED pode estar relacionada com a auto similaridade dos elementos de movimento. Ao observar o gráfico de espaço de fase da interação da velocidade média dos elementos com o seu deslocamento, percebe-se um padrão que se repete independentemente das escalas (Figura 27). Ou seja, separando o movimento humano em elementos nos eixos cartesianos, encontram-se movimentos pequenos e movimentos grandes

que acontecem nos três eixos cartesianos e em diferentes velocidades. Essa relação é livre de escala, pois não depende de uma escala específica e o padrão é similar, independentemente da escala.

Figura 27: Gráfico da velocidade em função do deslocamento dos elementos de um movimento complexo.



Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos do estudo.

Muitos padrões auto similares são encontrados na natureza, como a estrutura de uma árvore, de um brócolis e a estrutura dos pulmões (árvore brônquica) (MANDELBROT, 1983). O objetivo dessa organização espacial é a otimização de recursos disponíveis, pois maximiza-se o número de possibilidades para o sistema em um pequeno espaço (MANDELBROT, 1983). Por exemplo, a estrutura pulmonar subdivide-se em ramos, com brônquios e bronquíolos, o que regula o recrutamento dos espaços aéreos terminais de um compartimento anteriormente não ventilado durante a inalação (LENNON et al., 2015). A parte final desses ramos abriga os ductos alveolares e alvéolos que irão fazer a troca gasosa (número de possibilidades) em uma área de superfície interna de aproximadamente 40 a 50m² (HASLETON, 1972; WIEBE; LAURSEN, 1995), enquanto o volume pulmonar é de aproximadamente 4L (WIEBE; LAURSEN, 1995). Desta forma, a estrutura auto similar dos pulmões fornecem uma área de troca gasosa muito maior do que a capacidade de preenchimento do espaço, sendo muito eficiente sem precisar de muito espaço.

Uma hipótese do motivo para a auto-similaridade ser vista tão frequentemente na natureza é que esta é uma tendência que resulta do jeito econômico de alcançar estabilidade

(PASTOR-SATORRAS; WAGENSBERG, 1998). Assim como a estrutura auto similar da árvore brônquica reflete a otimização de recursos disponíveis, o padrão auto similar dos elementos de movimento pode refletir a dinâmica por trás do seu controle, a qual gera uma estrutura fractal. Há aspectos da estrutura e da função dos sistemas complexos que permanecem auto-similares em diversas escalas espaciais e temporais, que são descritos através da lei de potência (BROWN et al., 2002), de forma que é possível entender a dinâmica por trás do fenômeno avaliado.

Assumindo que o movimento humano é composto por elementos de diferentes tamanhos e que são invariantes de escala, a interação não linear entre as variáveis velocidade média e deslocamento talvez seja o resultado de uma otimização do sistema motor. Através de uma regra simples ($v_m \propto D^\alpha$), o sistema motor gera o máximo de possibilidades de movimento (através do aumento de graus de liberdade⁸ do sistema e/ou elementos de movimento, por exemplo) de uma forma eficiente, cumprindo o objetivo da tarefa com mínimo custo.

Além de constatar a presença da lei de potência de dois terços nas tarefas dos MMII, foi observado que os valores foram diferentes entre os tipos de tarefa.

Valores de α dos diferentes tipos de tarefa

O *scaling* tem comportamento similar, independentemente do agrupamento das tarefas ou não. As tarefas seriadas têm os valores de α significativamente menores que os outros tipos e a tarefa discreta (chute) tem o α estatisticamente maior que as outras.

Nas tarefas seriadas MAM e MUCA, foi pedido para os sujeitos deslizarem o pé em cima de uma fita presa ao chão, podendo ter direcionado o foco atencional dos participantes para o pé. Segundo WULF (2013), a direção do foco atencional pode ser externa e interna. A primeira se detém no efeito do movimento pretendido e a segunda nos movimentos dos segmentos corporais (WULF, 2013). No chute, o foco externo foca na trajetória da bola até o gol e o foco interno se preocupa em como o pé vai chutar a bola e qual trajetória o mesmo fará.

FASOLI et al.(2002) mostraram que tacias que tiveram Acidente Vascular Cerebral (AVC) e os controles reduziram o tempo e unidades de movimento e aumentaram o pico de velocidade nas tarefas de alcance de MMSS ao realizar a tarefa com foco externo do que com foco interno. Ao comparar as tarefas seriadas com marcha ou chute, tem-se que, para um mesmo tamanho de deslocamento, o tempo gasto é maior nas tarefas seriadas, pois o α é menor. Ao

⁸ Definidos como número de componentes disponíveis para realização de uma tarefa. (VAN EMMERIK et al., 2016)

serem instruídos a movimentar o pé a um determinado alvo, os participantes deste trabalho podem ter aumentado o foco interno da atividade e, portanto, gastando mais tempo para executar o movimento, corroborando com FASOLI et al. (2002).

A tarefa de marcha, bem como a tarefa CGG, teve valor de α maior ou igual a 0.70 e significativamente maior que as outras tarefas. O resultado das tarefas CGG e MVP também podem ser explicados pelo foco atencional. A instrução destas tarefas não enfatizava partes do corpo, portanto tinha uma característica de foco externo, com o objetivo mais global (chutar bola entre os cones e andar até a outra ponta do laboratório). Uma “teoria” que poderia explicar esta diferença entre tarefas seriadas e de marcha e chute é a hipótese da restrição da ação. Nesta hipótese, o foco desviado para o efeito do movimento (foco externo) promove o uso de um controle mais automático, e o foco interno demanda controle mais consciente do processo (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001), o que causa restrição no sistema motor dado que interfere no processo automático (WULF, 2013). O foco no corpo pode agir aumentando a consciência corporal, o que pode levar a auto-avaliação e ativar processos auto regulatórios implícitos ou explícitos na tentativa de lidar com pensamentos e respostas afetivas (WULF; SHEA; LEWTHWAITE, 2010)

As tarefas seriadas tinham mais controle e menos automatismo, ao contrário da CGG e da marcha, que possuem menos controle e mais automatismo, os quais podem ser demonstrados na marcha através da troca entre energia cinética e potencial durante a marcha, que é uma estratégia que reduz a atividade muscular e minimiza o custo energético (NEUMANN, 2011b).

Influência da restrição nas tarefas

Neste trabalho, os resultados da comparação de tarefas com e sem restrição mostraram que houve diferença significativa entre a tarefa de chute com gol grande e gol pequeno. Além disso, observou-se que a marcha com velocidade lenta e dupla tarefa motora têm valores de α iguais e ambas são diferentes de MVP e MVR, que são diferentes entre si.

Na execução de tarefas que possuem um alvo a ser acertado, os alvos menores exigem mais capacidade de atenção, pois aumenta a necessidade de precisão (SCHMIDT e LEE, 2016). Uma das formas de avaliar a atenção a uma tarefa é colocar uma segunda tarefa e medir o tempo de reação probatória. POSNER e KEELE (1969) verificaram o tempo de reação em diferentes angulações do movimento de apontar, para dois tamanhos de alvo, um grande e um pequeno. Verificou-se no estudo que o tempo de reação no teste com o alvo pequeno era maior, mostrando que movimentos que exigem mais precisão demandam mais atenção.

A revisão de WULF (2013) mostra que a acurácia e a performance são moduladas pela direção do foco atencional. Mais precisamente, a revisão discorre sobre diversos trabalhos que mostram o maior benefício do uso do foco externo na acurácia e performance em relação ao foco interno ou a não dar instruções específicas. A hipótese da restrição da ação associa o foco externo com o controle automático da ação e o foco interno com controle mais consciente da ação (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001, WULF, 2013). Neste estudo, o aumento da dificuldade na tarefa de chute (diminuição do tamanho do alvo) reduziu significativamente o valor do α . Isso pode ter sido consequência do aumento do foco interno e, conseqüentemente, o controle consciente para realização da tarefa. Neste caso, os participantes reduziram a média da velocidade dos deslocamentos em escalas maiores, provavelmente para aumentar a chance de acerto no chute. Além da mudança na performance da tarefa, o foco interno reduz a acurácia da tarefa de chute (WULF et al., 2002). Na tarefa de chute realizada neste trabalho, os acertos diminuíram com o aumento da dificuldade (em média, de 9.8 para 4 acertos), o que sugere que os participantes direcionaram o foco atencional para o corpo e que o foco interno pode estar modificando o valor de α .

O mesmo raciocínio do foco atencional pode ser aplicado para os resultados das restrições na marcha. O α teve valor diferente entre todas as situações da marcha, exceto entre velocidade lenta e dupla tarefa motora. Estas duas tarefas não são comuns no cotidiano das pessoas, portanto a hipótese que pode explicar este comportamento do α é que o foco atencional para a marcha com estas restrições é maior, já que precisa aumentar a concentração para executar a tarefa. Considerando a hipótese de restrição da ação, um maior controle consciente estaria presente nestas duas tarefas e isso as diferenciaria das outras.

NASCIMBENI et al. (2015) analisaram o custo atencional da marcha na esteira (através de tarefa dupla cognitiva) nas velocidades de preferência, lenta (60% da preferência) e muito lenta (20% da preferência). Os autores verificaram que a marcha da velocidade de preferência e a muito lenta tiveram um custo atencional maior, enquanto que a de 60% teve baixo custo atencional. Os autores discutem que isso pode ser o resultado de uma estratégia espontânea de reduzir a velocidade da marcha ao realizar esta tarefa simultaneamente a uma tarefa cognitiva. Quando uma tarefa cognitiva é realizada concomitantemente com a marcha, a tendência é a velocidade desta diminuir, o que seria a estratégia espontânea, e por isso a redução do custo atencional na velocidade lenta. Contudo, ao pedirem para os participantes reduzirem ainda mais a velocidade, estes tiveram custo atencional maior, pois foi preciso controlar mais conscientemente a velocidade, uma vez que a resposta espontânea é a velocidade ficar a 60%

de preferência e não 20%. Resultado similar foi encontrado num trabalho em que a marcha era feita no chão em duas velocidades (de preferência e lenta) e com quatro tipos de dupla tarefa cognitiva (PATEL; LAMAR; BHATT, 2014). O custo cognitivo foi menor na velocidade lenta e o desempenho nas tarefas cognitivas também, exceto o tempo de reação visomotora, que foi igual para velocidade de preferência e lenta. Para justificar este último resultado, os autores do trabalho comentam que a tarefa era menos complexa que as outras e, portanto, os sujeitos priorizaram a tarefa da marcha para manter o desempenho.

Os resultados destes estudos contradizem a explicação de que as restrições na marcha tenham mudado a direção do foco atencional da marcha e mudado o α , pois há o controle consciente maior do movimento. Contudo, as tarefas concorrentes utilizadas eram atividades cognitivas e no estudo atual, a redução da velocidade foi feita voluntariamente/espontaneamente e sem tarefas concorrentes, e a dupla tarefa utilizada foi uma atividade motora e o tipo de tarefa concorrente pode afetar a resposta motora (HIRAGA et al., 2009).

Em SHIMIZU et al. (2018), o tempo de reação foi avaliado em diferentes velocidades da marcha na esteira de adultos jovens. Foi encontrado que, embora não seja estatisticamente significativo, o tempo de reação foi menor na velocidade rápida (120% da preferência) em relação à velocidade de preferência. Além disso, o tempo de reação da velocidade lenta (60% da velocidade de preferência) foi significativamente maior que 120% e 80% da velocidade de preferência. Este resultado sugere que a alocação de atenção na marcha é maior na velocidade lenta e menor na velocidade rápida. O mesmo resultado foi achado por LAJOIE et al. (2016), que sugeriram haver maior demanda de atenção na marcha lenta.

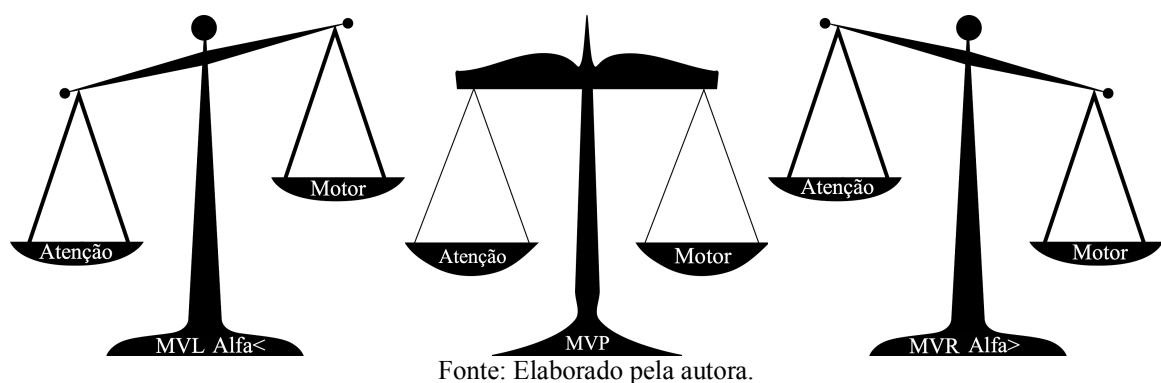
A marcha na velocidade de preferência, mesmo sendo uma tarefa muito usada no dia-a-dia e com componente automático, é uma atividade motora que precisa de atividade cortical, pois nela estão envolvidas a habilidade de controlar os membros para produzir movimento, habilidade de andar por diferentes ambientes e consciência do destino desejado (ABERNETHY; HANNA; PLOOY, 2002; YOGEV-SELIGMANN; HAUSDORFF; GILADI, 2008). Dessa forma, esta atividade requer determinado controle consciente, ainda que não precise da mesma quantidade de atenção que é direcionada para outras tarefas como MVL e MDTM, e a partir disso pode-se supor que na MVP as demandas atencional e motora para sua realização são equilibradas.

Na condição de marcha com velocidade rápida, a hipótese é de que há redução do foco atencional para a atividade. A marcha nesta velocidade ocorre com certa frequência nas situações do dia-a-dia (PLOTNIK et al., 2013) e, por ser uma tarefa mais praticada, a atenção para a tarefa é reduzida (LAJOIE et al., 2016).

Dois estudos com jovens adultos (LAJOIE et al., 2016; SHIMIZU et al., 2018) e outro com idosos (RICHER et al., 2019) mostraram que o tempo de reação na marcha rápida é menor, o que sugere menor foco atencional à tarefa motora nessa velocidade, pois os sujeitos criam uma trajetória balística da tarefa. DENNIS et al. (2009) mostraram que pacientes com AVE crônico tiveram um desempenho melhor – embora não significativo – na tarefa cognitiva quando a velocidade da marcha era rápida em relação à de preferência. O mesmo não aconteceu com os sujeitos do grupo controle, mas talvez a tarefa cognitiva não tenha sido tão desafiadora para eles ao ponto de interferir na marcha.

É possível resumir a aplicação da hipótese da restrição da ação com os resultados da marcha deste estudo da seguinte forma: nas balanças da figura 28, o peso denominado “Atenção” significa o foco atencional para a tarefa e o peso motor significa o custo físico e metabólico. A condição de andar lentamente tem maior foco interno, mais controle e mais restrição. Apesar de também ter um custo metabólico maior que a velocidade de preferência (NEUMANN, 2011b), esta condição prioriza mais o custo atencional por não ser uma tarefa usual aprendida, bem como na dupla tarefa motora. Na marcha de preferência há um equilíbrio proveniente da automaticidade e na MVR uma liberação do foco atencional com menos controle, provavelmente porque a prioridade da tarefa é a velocidade e não a precisão.

Figura 28: Esquema ilustrativo das relações de custo cognitivo e motor para as tarefas de marcha com restrições. MVL=Marcha Velocidade Lenta; MVP= Marcha Velocidade de Preferência; MVR=Marcha Velocidade Rápida.



Limitações do trabalho

Este trabalho tem diversas limitações. O número pequeno de participantes e a amostra de conveniência reduz a validade externa do estudo. Outra limitação foi não ter feito

randomização na ordem das tarefas, de forma que os resultados também podem ser efeito da ordem fixa para todos os participantes.

É importante ressaltar que este estudo não foi desenhado para testar o foco atencional. Este trabalho tem um caráter exploratório, e ao analisar os resultados, encontra-se a possibilidade da hipótese da restrição da ação como explicação plausível para as mudanças no α da decomposição dos elementos de movimento de diferentes tarefas. Desta forma, sugere-se que os trabalhos subsequentes a este testem esta medida junto com tempo de reação, dupla tarefa cognitiva, instruções de focos interno e externo e tarefas com alvos.

Implicações práticas

Essa ferramenta de avaliação pode ser aplicada no monitoramento de pacientes com distúrbios do movimento, para verificar a automaticidade da tarefa. Seria interessante testar o efeito desta análise para risco de queda e aprendizagem motora. Além disso, o método aplicado é bastante versátil, pois não requer series temporais muito longas e apenas precisa da informação cinemática de trajetória, que pode ser obtida com instrumentos de baixo custo (softwares de análise bidimensional e acelerômetros).

3.5 Conclusão

Os resultados deste estudo mostram que a emergência de uma lei de potência também está presente nas tarefas dos MMII. Além disso, o valor do expoente α é sensível ao tipo de tarefa e restrições impostas a ela. A hipótese é de que a medida explorada neste trabalho, α , varia de acordo com o foco atencional aplicado na tarefa. As tarefas em que o valor de α se assemelha aos valores encontrados nos MMSS (Miranda et al., 2018) parecem ter o foco interno maior e, portanto, maior controle consciente do movimento. Já as tarefas com α acima dos outros valores parecem ser mais automatizadas ou com foco externo.

Conclusão da tese

As medidas de *scaling* verificam o comportamento de um fenômeno em diferentes escalas e são essenciais para entender como as propriedades de um sistema mudam, pois em fenômenos que exibem padrões na lineares e complexos, como o movimento humano, nem sempre as propriedades permanecem as mesmas nas diferentes escalas. Na ciência do movimento entende-se que os elementos de uma escala menor interagem para gerar o padrão de movimento e este fenômeno emergente pode ser caracterizado pelo *scaling*.

O mapeamento do conteúdo de medidas de *scaling* para análise da marcha humana revelou muita heterogeneidade conceitual e diferentes hipóteses sobre interpretação motora das medidas. O trabalho experimental desta tese evidencia que o α (medida de *scaling* gerada pelo MED) é modulado pelo tipo e pelas restrições das tarefas, sugerindo que o foco atencional pode ter efeito no *scaling* dos elementos de movimento.

O uso das medidas de *scaling* na avaliação motora humana aprofunda a compreensão das propriedades do movimento, evidencia a natureza emergente e não linear deste fenômeno e revela o potencial do uso destas medidas na avaliação, monitoramento e prevenção de disfunções do movimento.

Referências

- ABERNETHY, B.; HANNA, A.; PLOOY, A. The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. **Gait and Posture**, v. 15, n. 3, p. 256–265, 2002.
- AKAY, M. et al. Fractal dynamics of body motion in post-stroke hemiplegic patients during walking. **Journal of Neural Engineering**, v. 1, n. 2, p. 111–116, 1 jun. 2004.
- AMARAL, L. A. N. et al. Scale-Independent Measures and Pathologic Cardiac Dynamics. **Physical Review Letters**, v. 81, n. 11, p. 2388–2391, 14 set. 1998.
- ANDERSON-LOPEZ, K.; LOPEZ, R. **Let it Go**, 2013.
- BARTOLO, M. et al. Arm weight support training improves functional motor outcome and movement smoothness after stroke. **Functional neurology**, v. 29, n. 1, p. 15–21, 2014.
- BASSINGTHWAIGHTE, J. Physiological Heterogeneity: Fractals Link Determinism and Randomness in Structures and Functions. **Physiology**, v. 3, n. 1, p. 5–10, 1988.
- BERNSTEIN, N. **The Co-ordination and Regulation of Movements**. Oxford: Pergamum Press, 1967.
- BERTUCCO, M.; CESARI, P. Does movement planning follow Fitts' law? Scaling anticipatory postural adjustments with movement speed and accuracy. **Neuroscience**, v. 171, n. 1, p. 205–213, 2010.
- BITTENCOURT, N. F. N. et al. Foot and Hip Contributions to High Frontal Plane Knee Projection Angle in Athletes: A Classification and Regression Tree Approach. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 12, p. 996–1004, 2012.
- BITTENCOURT, N. F. N. et al. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 21, p. 1309–1314, nov. 2016.
- BOLLENS, B. et al. Does human gait exhibit comparable and reproducible long-range autocorrelations on level ground and on treadmill? **Gait & Posture**, v. 32, n. 3, p. 369–373, jul. 2010.
- BOLLENS, B. et al. Variability of Human Gait: Effect of Backward Walking and Dual-Tasking on the Presence of Long-Range Autocorrelations. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 42, n. 4, p. 742–750, 24 abr. 2014.
- BOREL, S.; SCHNEIDER, P.; NEWMAN, C. J. Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy. **Gait & posture**, v. 33, n. 4, p. 727–9, abr. 2011.
- BROWN, J. H. et al. The fractal nature of nature: Power laws, ecological complexity and biodiversity. **Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences**, v. 357, n. 1421, p. 619–626, 2002.
- BROWN, P. et al. How to formulate research recommendations. **BMJ**, v. 333, n. 7572, p. 804–806, 14 out. 2006.
- BUSA, M. A. et al. Multiscale entropy identifies differences in complexity in postural control in women with multiple sclerosis. **Gait & Posture**, v. 45, p. 7–11, 2016.

- CHANG, F. M. et al. Effectiveness of Instrumented Gait Analysis in Children With Cerebral Palsy - Comparison of Outcomes. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 26, n. 5, p. 612–616, set. 2006.
- CHANG, M. D.; SHAIKH, S.; CHAU, T. Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. **Gait & Posture**, v. 30, n. 4, p. 431–435, nov. 2009.
- CHIEN, J. H. et al. The Effect of Walking Speed on Gait Variability in Healthy Young, Middle-aged and Elderly Individuals. **Journal of physical activity, nutrition and rehabilitation**, 2016.
- CHOI, J. et al. Fractal fluctuations in spatiotemporal variables when walking on a self-paced treadmill. **Journal of Biomechanics**, v. 65, p. 154–160, dez. 2017.
- CLERMONT, C. A.; BARDEN, J. M. Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. **Gait & Posture**, v. 50, p. 126–130, out. 2016.
- DELIGNIERES, D. et al. Fractal analyses for “short” time series: A re-assessment of classical methods. **Journal of Mathematical Psychology**, v. 50, n. 6, p. 525–544, 2006.
- DELIGNIÈRES, D.; TORRE, K. Fractal dynamics of human gait: a reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 4, p. 1272–1279, abr. 2009.
- DENNIS, A. et al. Fast walking under cognitive-motor interference conditions in chronic stroke. **Brain Research**, v. 1287, p. 104–110, 2009.
- DIAS, C. M. C. C.; SÁ, K. N. Estudos observacionais e checklist STROBE. In: **Metodologia científica aplicada à Fisioterapia**. Salvador: Editora Sanar, 2018. p. 432.
- DIERICK, F. et al. Fractal analyses reveal independent complexity and predictability of gait. **PLOS ONE**, v. 12, n. 11, p. e0188711, 28 nov. 2017.
- DINGWELL, J. . et al. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 10, p. 1269–1277, out. 2000.
- DINGWELL, J. B.; CUSUMANO, J. P. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. **Chaos (Woodbury, N.Y.)**, v. 10, n. 4, p. 848–863, 2000.
- DINGWELL, J. B.; CUSUMANO, J. P. Re-interpreting detrended fluctuation analyses of stride-to-stride variability in human walking. **Gait & Posture**, v. 32, n. 3, p. 348–353, jul. 2010.
- DINGWELL, J. B.; JOHN, J.; CUSUMANO, J. P. Do humans optimally exploit redundancy to control step variability in walking? **PLoS Computational Biology**, v. 6, n. 7, p. 14, 2010.
- DOTOV, D. G. et al. Biologically-variable rhythmic auditory cues are superior to isochronous cues in fostering natural gait variability in Parkinson’s disease. **Gait & Posture**, v. 51, p. 64–69, jan. 2017.
- DOTOV, D. G.; BARDY, B. G.; DALLA BELLA, S. The role of environmental constraints in walking: Effects of steering and sharp turns on gait dynamics. **Scientific Reports**, v. 6, n. 1, p. 28374, 27 set. 2016.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. On the fractal properties of natural human standing. **Neuroscience Letters**, v. 283, p. 173–176, 2000.

DUCHARME, S. W. et al. Association between stride time fractality and gait adaptability during unperturbed and asymmetric walking. **Human Movement Science**, v. 58, n. November 2017, p. 248–259, abr. 2018.

ECHEVERRIA, J. C. et al. Limb dominance changes in walking evolution explored by asymmetric correlations in gait dynamics. **Physica A: Statistical Mechanics and its Applications**, v. 389, n. 8, p. 1625–1634, abr. 2010.

FASOLI, S. E. et al. Effect of instructions on functional reach in persons with and without cerebrovascular accident. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 56, n. 4, p. 380–390, 2002.

FEDER, J. **Fractals**. New York: Planum Press, 1988.

FIORIN, J. L. Linguagem e Interdisciplinaridade. **Alea: Estudos Neolatinos**, v. 10, n. 1, p. 29–53, 2008.

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. **Journal of Experimental Psychology**, v. 47, n. 6, p. 381–391, 1954.

FLASH, T.; HOGAN, N.; RICHARDSON, M. Optimization Principles in Motor Control. In: **The Handbook of Brain Theory II**. [s.l.] Arbib, 2002.

FORMANDA, A. **A natureza do estudo dos fratais**. Disponível em: <<https://receitas-do-coracao.webnode.pt/news/a-natureza-do-estudo-dos-fratais/>>.

FRENKEL-TOLEDO, S. et al. Treadmill walking as an external pacemaker to improve gait rhythm and stability in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 20, n. 9, p. 1109–1114, set. 2005.

FULLER, J. T. et al. The effect of footwear and footfall pattern on running stride interval long-range correlations and distributional variability. **Gait & Posture**, v. 44, p. 137–142, fev. 2016.

FULLER, J. T. et al. Tracking Performance Changes With Running-Stride Variability When Athletes Are Functionally Overreached. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. 3, p. 357–363, mar. 2017.

FURTADO, C. et al. Kinematic Parameters for Changing From Sitting to Standing Position and Gait in Poststroke Hemiparetic Patients. **Journal of Clinical Engineering**, v. 43, n. 4, p. 171–177, 2018.

GAO, J.; HU, J.; TUNG, W. WEN. Facilitating joint chaos and fractal analysis of biosignals through nonlinear adaptive filtering. **PLoS ONE**, v. 6, n. 9, p. 1–8, 2011.

GARCÍA-MANSO, J. M. Leis de potência ou escala: sua aplicação ao fenômeno esportivo. **Fitness & Performance Journal**, v. 7, n. 3, p. 195–202, 2008.

GATES, D. H.; DINGWELL, J. B. Peripheral neuropathy does not alter the fractal dynamics of stride intervals of gait. **Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 3, p. 965–971, mar. 2007.

GLERIA, I.; MATSUSHITA, R.; SILVA, S. DA. Sistemas complexos, criticalidade e leis de potência. **Revista Brasileira de Engenharia Agrícola e Ambiental**, v. 26, n. 2, p. 99–108, 2004.

- GOLDBERGER, A. L. Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. **Lancet**, v. 347, p. 1312–1314, 1996.
- GOLDBERGER, A. L. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet. **Circulation**, v. 101, n. 23, 13 jun. 2000.
- GOLDBERGER, A. L. et al. Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 99, n. SUPPL. 1, p. 2466–2472, 2002.
- GOW, B. J. et al. Can Tai Chi training impact fractal stride time dynamics, an index of gait health, in older adults? Cross-sectional and randomized trial studies. **PLOS ONE**, v. 12, n. 10, p. e0186212, 11 out. 2017.
- GRABINER, M. D. et al. Performance of an attention-demanding task during treadmill walking shifts the noise qualities of step-to-step variation in step width. **Gait & Posture**, v. 63, n. July 2017, p. 154–158, jun. 2018.
- GRUBAUGH, J.; RHEA, C. K. Gait performance is not influenced by working memory when walking at a self-selected pace. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 2, p. 515–525, 15 fev. 2014.
- HALL, P.; WOOD, A. On the performance of box-counting estimators of fractal dimension. **Biometrika**, v. 80, n. 1, p. 246–251, 1993.
- HASLETON, P. S. The internal surface area of the adult human lung. **Journal of anatomy**, v. 112, n. Pt 3, p. 391–400, 1972.
- HAUSDORFF, J. M. et al. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. **Journal of Applied Physiology**, v. 78, n. 1, p. 349–358, jan. 1995.
- HAUSDORFF, J. M. et al. Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. **Journal of Applied Physiology**, v. 80, n. 5, p. 1448–1457, maio 1996.
- HAUSDORFF, J. M. et al. Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington’s disease. **Journal of Applied Physiology**, v. 82, n. 1, p. 262–269, jan. 1997.
- HAUSDORFF, J. M. et al. Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, p. 2045–2053, 2000.
- HAUSDORFF, J. M. Gait dynamics in Parkinson’s disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. **Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science**, v. 19, n. 2, p. 026113, jun. 2009.
- HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 8, p. 1050–1056, 2001.
- HENMI, O. et al. Spectral Analysis of Gait Variability of Stride Interval Time Series: Comparison of Young, Elderly and Parkinson’s Disease Patients. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 21, n. 2, p. 105–111, 2009.
- HERMAN, T. et al. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautious”

- gait: why do certain older adults walk fearfully? **Gait & Posture**, v. 21, n. 2, p. 178–185, fev. 2005.
- HIGUCHI, T. Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory. **Physica D: Nonlinear Phenomena**, v. 31, n. 2, p. 277–283, 1988.
- HIRAGA, C. Y. et al. Dual-task interference: Attentional and neurophysiological influences. **Behavioural Brain Research**, v. 205, n. 1, p. 10–18, 2009.
- HOFF, B. A model of duration in normal and perturbed reaching movement. **Biol Cybern**, v. 71, p. 481–488, 1994.
- HOLLMAN, J. H. et al. Complexity, fractal dynamics and determinism in treadmill ambulation: Implications for clinical biomechanists. **Clinical Biomechanics**, v. 37, p. 91–97, ago. 2016.
- HOOS, O. et al. Long-Range Correlations and Complex Regulation of Pacing in Long-Distance Road Racing. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 9, n. 3, p. 544–553, maio 2014.
- HOVE, M. J. et al. Interactive Rhythmic Auditory Stimulation Reinstates Natural 1/f Timing in Gait of Parkinson's Patients. **PLoS ONE**, v. 7, n. 3, p. e32600, 2 mar. 2012.
- HSU, C. F. et al. Entropy of Entropy: Measurement of Dynamical Complexity for Biological Systems. **Entropy**, v. 550, n. 19, p. 1–12, 2017.
- HUNT, N.; MCGRATH, D.; STERGIOU, N. The influence of auditory-motor coupling on fractal dynamics in human gait. **Scientific Reports**, v. 4, n. 1, p. 5879, 1 maio 2015.
- HURST, H. E.; BLACK, R. P.; SIMAIKA, Y. M. **Long-term storage: An experimental study**. London: Constable, 1965.
- IVANOV, P. C. et al. Levels of complexity in scale-invariant neural signals. **Physical Review E**, v. 79, n. 4, p. 041920, 21 abr. 2009.
- JALLOUL, N. Wearable sensors for the monitoring of movement disorders. **Biomedical Journal**, v. 41, n. 4, p. 249–253, 2018.
- JANOWICZ, K. et al. Why the data train needs semantic rails. **AI Magazine**, v. 36, n. 1, p. 5–14, 2015.
- JORDAN, K. et al. Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. **Human Movement Science**, v. 28, n. 1, p. 113–128, fev. 2009.
- JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Long range correlations in the stride interval of running. **Gait & Posture**, v. 24, n. 1, p. 120–125, ago. 2006.
- JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. **Human Movement Science**, v. 26, n. 1, p. 87–102, fev. 2007a.
- JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Walking speed influences on gait cycle variability. **Gait & Posture**, v. 26, n. 1, p. 128–134, jun. 2007b.
- JORDAN, K.; NEWELL, K. M. The Structure of Variability in Human Walking and Running is Speed-Dependent. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 36, n. 4, p. 200–204, out. 2008.

- JÖRG, T.; DAVIS, B.; NICKMANS, G. Towards a new, complexity science of learning and education. **Educational Research Review**, v. 2, n. 2, p. 145–156, jan. 2007.
- KAIPIUST, J. P. et al. Gait Variability is Altered in Older Adults When Listening to Auditory Stimuli with Differing Temporal Structures. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 41, n. 8, p. 1595–1603, 7 ago. 2013.
- KANDEL, E. A organizacao e o planejamento do movimento. In: **Principios de Neurociencias**. 5th. ed. [s.l.: s.n.]. p. 1496.
- KANG, H. G.; DINGWELL, J. B. Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. **Gait and Posture**, v. 30, n. 2, p. 260–263, 2009.
- KATSAVELIS, D. et al. The effect of virtual reality on gait variability. **Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci**, v. 14, n. 3, p. 239–256, 2010.
- KELSO, J. A. S. **Dynamic Patterns: The Self-Organization of Brain and Behavior**. 1. ed. [s.l.] Bradford Book, 1995.
- KENKEL, N.; WALKER, D. Fractals in the biological sciences. **Coenoses**, v. 11, p. 77–100, 1996.
- KHANDOKER, A. H. et al. Investigating Scale Invariant Dynamics in Minimum Toe Clearance Variability of the Young and Elderly During Treadmill Walking. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 16IEEE Tra, n. 4, p. 380–389, ago. 2008.
- KIEFER, A. W. et al. Walking Changes the Dynamics of Cognitive Estimates of Time Intervals. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 35, n. 5, p. 1532–1541, 2009.
- KIELY, J.; PICKERING, C.; COLLINS, D. J. Smoothness: an Unexplored Window into Coordinated Running Proficiency. **Sports Medicine - Open**, v. 5, n. 1, 2019.
- KOBSAR, D. et al. Evaluation of age-related differences in the stride-to-stride fluctuations, regularity and symmetry of gait using a waist-mounted tri-axial accelerometer. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 553–557, jan. 2014.
- KOBSAR, D. et al. Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 17, n. 1, p. 62, 2020.
- KUHTZ-BUSCHBECK, J. P. et al. Analyses of gait, reaching, and grasping in children after traumatic brain injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 3, p. 424–430, mar. 2003.
- LADYMAN, J.; LAMBERT, J.; WIESNER, K. What is a complex system? **European Journal for Philosophy of Science**, v. 3, n. 1, p. 33–67, 19 jan. 2013.
- LAJOIE, Y. et al. Reaction Time Is Slower When Walking at a Slow Pace in Young Adults. **Journal of Motor Behavior**, v. 48, n. 2, p. 153–154, 2016.
- LAMOTH, C. J. et al. Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, n. 1, p. 2, 2011.
- LAMOTH, C. J. C. et al. Variability and stability analysis of walking of transfemoral

- amputees. **Medical Engineering & Physics**, v. 32, n. 9, p. 1009–1014, nov. 2010.
- LANDI, P. et al. Complexity and of Adaptive Ecological Networks: A Survey of the Theory in Community Ecology. In: **Systems Analysis Approach for Complex Global Challenges**. Cham: Springer International Publishing, 2018. p. 209–248.
- LATASH, M. There is no motor redundancy in human movements. There is motor abundance. **Motor control**, v. 4, n. 3, p. 259–260, 2000.
- LATASH, M. L. Motor control: In search of physics of the living systems. **Journal of Human Kinetics**, v. 24, n. 1, p. 7–18, 2010.
- LATASH, M. L. Biomechanics as a window into the neural control of movement. **Journal of Human Kinetics**, v. 52, n. 1, p. 7–20, 2016.
- LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. Central Pattern Generators. In: **Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts**. [s.l.] Elsevier, 2015a. p. 426.
- LATASH, M.; ZATSIORSKY, V. Redundancy and Abundance. In: **Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts**. 1st. ed. [s.l.] Elsevier, 2015b. p. 426.
- LEITE, M. S. A. **Proposta de uma modelagem de referencia para representar sistemas complexos**. [s.l.] Universidade Federal de Santa Catarina, 2004.
- LEMONS FONSECA, M. et al. Motor skill acquisition during a balance task as a process of optimization of motor primitives. **European Journal of Neuroscience**, v. 51, n. 10, p. 2082–2094, 3 maio 2020.
- LENNON, F. E. et al. Lung cancer-a fractal viewpoint. **Nat Rev Clin Oncol**, v. 12, n. 11, p. 664–675, 2015.
- LEPLEY, A. S. et al. Quadriceps neural alterations in anterior cruciate ligament reconstructed patients: A 6-month longitudinal investigation. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 6, p. 828–839, 2015.
- LEVAC, D.; COLQUHOUN, H.; BRIEN, K. K. O. Scoping studies : advancing the methodology. **Implementation Science**, v. 5, n. 69, p. 1–9, 2010.
- LEZAK, M. **Neuropsychological assessment**. New York: Press, Oxford University, 1995.
- LINDSAY, T. R.; NOAKES, T. D.; MCGREGOR, S. J. Effect of Treadmill versus Overground Running on the Structure of Variability of Stride Timing. **Perceptual and Motor Skills**, v. 118, n. 2, p. 331–346, abr. 2014.
- LIPSITZ, L. A. Loss of “Complexity” and Aging. **Jama**, v. 267, n. 13, p. 1806, 1992.
- LIPSITZ, L. A. Dynamics of stability: The physiologic basis of functional health and frailty. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 57, n. 3, p. 115–125, 2002.
- LOGAN, S. W. et al. Getting the fundamentals of movement: a meta-analysis of the effectiveness of motor skill interventions in children. **Child: Care, Health and Development**, v. 38, n. 3, p. 305–315, maio 2012.
- MANDELBROT, B. **The fractal geometry of nature**. 3. ed. New York: WH Freeman and Company, 1983.
- MANDELBROT, B.; NESS, V. Fractional Brownian motions, fractional noises and

applications. **SIAM Review**, v. 10, p. 422–437, 1968.

MARMELAT, V. et al. Persistent Fluctuations in Stride Intervals under Fractal Auditory Stimulation. **PLoS ONE**, v. 9, n. 3, p. e91949, 20 mar. 2014a.

MARMELAT, V. et al. ‘Human paced’ walking: Followers adopt stride time dynamics of leaders. **Neuroscience Letters**, v. 564, p. 67–71, abr. 2014b.

MEARDON, S. A.; HAMILL, J.; DERRICK, T. R. Running injury and stride time variability over a prolonged run. **Gait & Posture**, v. 33, n. 1, p. 36–40, jan. 2011.

MIRANDA, J. G. V. et al. Complex Upper-Limb Movements Are Generated by Combining Motor Primitives that Scale with the Movement Size. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, p. 12918, 27 dez. 2018.

MO, S.; CHOW, D. H. K. Stride-to-stride variability and complexity between novice and experienced runners during a prolonged run at anaerobic threshold speed. **Gait & Posture**, v. 64, n. February, p. 7–11, jul. 2018.

MONSCH, E. D.; FRANZ, C. O.; DEAN, J. C. The effects of gait strategy on metabolic rate and indicators of stability during downhill walking. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 11, p. 1928–1933, jul. 2012.

MOON, Y. et al. Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis. **Human Movement Science**, v. 47, p. 197–208, jun. 2016.

MUKAKA, M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v. 24, n. 3, p. 69–71, 2012.

NAKAYAMA, Y.; KUDO, K.; OHTSUKI, T. Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners. **Gait & Posture**, v. 31, n. 3, p. 331–335, mar. 2010.

NASCIMBENI, A. et al. Gait attentional load at different walking speeds. **Gait and Posture**, v. 41, n. 1, p. 304–306, 2015.

NEUMANN, D. A. Princípios Biomecânicos. In: **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011a. p. 742.

NEUMANN, D. A. Cinesiologia da Marcha. In: **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011b. p. 742.

NITTAS, V. et al. Electronic Patient-Generated Health Data to Facilitate Disease Prevention and Health Promotion: Scoping Review. **Journal of medical Internet research**, v. 21, n. 10, p. e13320, 2019.

NUSSENZVEIG, H. M. Fractais. In: **Complexidade & Caos**. 3. ed. Rio de Janeiro: UFRJ/Copea, 2008. p. 280.

OTA, L. et al. Relationship between Neural Rhythm Generation Disorders and Physical Disabilities in Parkinson’s Disease Patients’ Walking. **PLoS ONE**, v. 9, n. 11, p. e112952, 11 nov. 2014.

PASTOR-SATORRAS, R.; WAGENSBERG, J. The maximum entropy principle and the nature of fractals. **Physica A: Statistical Mechanics and its Applications**, v. 251, n. 3–4, p. 291–302, 1998.

PATEL, P.; LAMAR, M.; BHATT, T. Effect of type of cognitive task and walking speed on

cognitive-motor interference during dual-task walking. **Neuroscience**, v. 260, p. 140–148, 2014.

PATERSON, K.; HILL, K.; LYTHGO, N. Stride dynamics, gait variability and prospective falls risk in active community dwelling older women. **Gait & Posture**, v. 33, n. 2, p. 251–255, fev. 2011.

PENG, C.-K. et al. Mosaic organization of DNA nucleotides. **Phys Rev E**, v. 49, p. 1685–1689, 1994.

PIETROSIMONE, B. G. et al. Neural excitability alterations after anterior cruciate ligament reconstruction. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 6, p. 665–674, 2015.

PLOTNIK, M. et al. Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. **Gait & Posture**, v. 38, n. 4, p. 864–869, set. 2013.

POSNER, M.; KEELE, S. **Attentional demands of movement**. Proceedings of the 16th Congress of Applied Psychology. **Anais...**Amsterdam: 1969

QUIXADA, A. P.; CASTRO, D. G. DE; MIRANDA, J. G. V. **Scaling exponent of the human voluntary movement: a scoping review protocol**.

RHEA, C. K. et al. Entrainment to a real time fractal visual stimulus modulates fractal gait dynamics. **Human Movement Science**, v. 36, p. 20–34, ago. 2014a.

RHEA, C. K. et al. Fractal Gait Patterns Are Retained after Entrainment to a Fractal Stimulus. **PLoS ONE**, v. 9, n. 9, p. e106755, 15 set. 2014b.

RICHER, N. et al. Reaction Time of Healthy Older Adults Is Reduced While Walking Fast. **Journal of Motor Behavior**, v. 51, n. 6, p. 600–602, 2019.

RICKLES, D.; HAWE, P.; SHIELL, A. A simple guide to chaos and complexity. **Journal of Epidemiology & Community Health**, v. 61, n. 11, p. 933–937, 1 nov. 2007.

RIVAS NEIRA, S. et al. Effectiveness of Aquatic Therapy vs Land-based Therapy for Balance and Pain in Women with Fibromyalgia: A study protocol for a randomised controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 18, n. 1, p. 1–10, 2017.

ROERDINK, M. et al. How to Sync to the Beat of a Persistent Fractal Metronome without Falling Off the Treadmill? **PLOS ONE**, v. 10, n. 7, p. e0134148, 31 jul. 2015.

ROSSER, J. B. Entropy and econophysics. **The European Physical Journal Special Topics**, v. 225, n. 17–18, p. 3091–3104, 22 dez. 2016.

SANTOS, C. M. DA C.; PIMENTA, C. A. DE M.; NOBRE, M. R. C. The PICO strategy for the research question construction and evidence search. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, v. 15, n. 3, p. 508–511, jun. 2007.

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. **Aprendizagem e Performance Motora**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2016.

SEJDIĆ, E. et al. The Effects of Rhythmic Sensory Cues on the Temporal Dynamics of Human Gait. **PLoS ONE**, v. 7, n. 8, p. e43104, 21 ago. 2012.

SEKINE, M. et al. Discrimination of walking patterns using wavelet-based fractal analysis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 10, n. 3, p. 188–196, set. 2002.

- SEKINE, M. et al. Fractal dynamics of body motion in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neural Engineering**, v. 1, n. 1, p. 8–15, 1 mar. 2004.
- SHIK, M.; ORLOVSKII, G.; SEVERIN, F. Organization of locomoto synergism. **Biofizika**, v. 11, p. 879–886, 1966.
- SHIMIZU, K. et al. The effect of gait speed and gait phase to the allocation of attention during dual task gait. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 30, n. 3, p. 419–423, 2018.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle Motor: Discussões e Teorias. In: **Controle Motor: Teorias e aplicações práticas**. 3rd. ed. [s.l.] Manole, 2010. p. 621.
- SIRAGY, T.; NANTEL, J. Quantifying Dynamic Balance in Young, Elderly and Parkinson's Individuals: A Systematic Review. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 10, n. November, p. 1–22, 22 nov. 2018.
- SIROTA, M.; SHIK, M. The cat locomotion elicited through the electrode implanted in the mid-brain. **Sechenov Physiological Journal of the USSR**, v. 59, p. 1314–1321, 1973.
- STERGIOU, N.; DECKER, L. M. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? **Human Movement Science**, v. 30, n. 5, p. 869–888, 2011.
- TANIMOTO, K. et al. The effects of altering attentional demands of gait control on the variability of temporal and kinematic parameters. **Gait & Posture**, v. 47, p. 57–61, jun. 2016.
- TANIMOTO, K. et al. Lower limb kinematics during the swing phase in patients with knee osteoarthritis measured using an inertial sensor. **Gait & Posture**, v. 57, n. November 2016, p. 236–240, set. 2017.
- TERRIER, P. Fractal Fluctuations in Human Walking: Comparison Between Auditory and Visually Guided Stepping. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 44, n. 9, p. 2785–2793, 22 set. 2016.
- TERRIER, P.; DÉRIAZ, O. Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, n. 1, p. 12, 2011.
- TERRIER, P.; DÉRIAZ, O. Persistent and anti-persistent pattern in stride-to-stride variability of treadmill walking: Influence of rhythmic auditory cueing. **Human Movement Science**, v. 31, n. 6, p. 1585–1597, 2012.
- TERRIER, P.; TURNER, V.; SCHUTZ, Y. GPS analysis of human locomotion: Further evidence for long-range correlations in stride-to-stride fluctuations of gait parameters. **Human Movement Science**, v. 24, n. 1, p. 97–115, fev. 2005.
- THE JOANNA BRIGGS INSTITUTE. **Joanna Briggs Institute Reviewers' Manual: 2015 edition / Supplement**. [s.l.] The Joanna Briggs Institute, 2015.
- TODOROV, E. Optimality principles in sensorimotor control. **Nature Neuroscience**, v. 7, n. 9, p. 907–915, 1 set. 2004.
- TODOROV, E.; JORDAN, M. I. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. **Nature Neuroscience**, v. 5, n. 11, p. 1226–1235, 2002.
- TRICCO, A. C. et al. A scoping review on the conduct and reporting of scoping reviews. **BMC Medical Research Methodology**, p. 1–10, 2016.

- UCHITOMI, H. et al. Interactive Rhythmic Cue Facilitates Gait Relearning in Patients with Parkinson's Disease. **PLoS ONE**, v. 8, n. 9, p. e72176, 30 set. 2013.
- VAN EMMERIK, R. E. A. et al. Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. January, p. 3–13, 2016.
- VICON. **Full body modeling with Plug-in Gait**. Disponível em:
<<https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait#FullbodymodelingwithPlug-inGait-MarkersetsforPlug-inGaitfullbodymodeling>>.
- WARLOP, T. et al. Temporal organization of stride duration variability as a marker of gait instability in Parkinson's disease. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 48, n. 10, p. 865–871, 2016.
- WARLOP, T. et al. Does Nordic Walking restore the temporal organization of gait variability in Parkinson's disease? **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 17, 21 dez. 2017.
- WARLOP, T. et al. Gait Complexity and Regularity Are Differently Modulated by Treadmill Walking in Parkinson's Disease and Healthy Population. **Frontiers in Physiology**, v. 9, n. February, p. 1–13, 6 fev. 2018.
- WEST, B. J.; GRIFFIN, L. Allometric control of human gait. **Fractals**, v. 6, n. 2, p. 101–108, 1998.
- WEST, B. J.; GRIFFIN, L. Allometric Control, Inverse Power Laws and Human Gait. **Chaos, Solitons & Fractals**, v. 10, n. 9, p. 1519–1527, 1999.
- WIEBE, B. M.; LAURSEN, H. Human lung volume, alveolar surface area, and capillary length. **Microscopy Research and Technique**, v. 32, n. 3, p. 255–262, 1995.
- WILLE, C. M. et al. Ability of Sagittal Kinematic Variables to Estimate Ground Reaction Forces and Joint Kinetics in Running. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 44, n. 10, p. 825–830, out. 2014.
- WITTSTEIN, M. W. et al. Cardiac and gait rhythms in healthy younger and older adults during treadmill walking tasks. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 31, n. 3, p. 367–375, 17 mar. 2019.
- WORNELL, G. W.; OPPENHEIM, A. V. Estimation of Fractal Signals from Noisy Measurements Using Wavelets. **IEEE Transactions on Signal Processing**, v. 40, n. 3, p. 611–623, 1992.
- WUEHR, M. et al. Differential effects of absent visual feedback control on gait variability during different locomotion speeds. **Experimental Brain Research**, v. 224, n. 2, p. 287–294, 30 jan. 2013a.
- WUEHR, M. et al. Speed-dependent temporospatial gait variability and long-range correlations in cerebellar ataxia. **Gait & Posture**, v. 37, n. 2, p. 214–218, fev. 2013b.
- WUEHR, M. et al. Patterns of optimization in single- and inter-leg gait dynamics. **Gait & Posture**, v. 39, n. 2, p. 733–738, fev. 2014.
- WULF, G. et al. Enhancing the learning of sport skills through external-focus feedback. **Journal of Motor Behavior**, v. 34, n. 2, p. 171–182, 2002.

WULF, G. Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. **International Review of Sport and Exercise Psychology**, v. 6, n. 1, p. 77–104, set. 2013.

WULF, G.; MCNEVIN, N.; SHEA, C. H. The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. **Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A: Human Experimental Psychology**, v. 54, n. 4, p. 1143–1154, 2001.

WULF, G.; SHEA, C.; LEWTHWAITE, R. Motor skill learning and performance: A review of influential factors. **Medical Education**, v. 44, n. 1, p. 75–84, 2010.

YOGEV-SELIGMANN, G.; HAUSDORFF, J. M.; GILADI, N. The role of executive function and attention in gait. **Movement Disorders**, v. 23, n. 3, p. 329–342, 15 fev. 2008.

APÊNDICE A - Quadro com informações extraídas de cada artigo incluído na revisão.

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
Hausdorff et. al. 1995	10 homens sem disfunções	Marcha (VP)	-	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal
Hausdorff et. al. 1996	10 homens sem disfunções	Marcha (VP)	Velocidade rápida, velocidade lenta e metrônomo	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal
Hausdorff et. al. 1997	10 Idosos, 17 pacientes com HT e 10 Jovens sem disfunções	Marcha (VP)	-	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal
West, BJ; Griffin, L. 1998	5 Jovens sem disfunções	Marcha (VP)	-	Goniômetro	Tempo da passada	Transversal
West, BJ; Griffin, L. 1999	5 Jovens sem disfunções	Marcha (VP)	-	Goniômetro	Tempo da passada	Transversal
Hausdorff et. al. 2000	11 pacientes com ELA	Marcha (VP)	-	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
Sekine et al. 2002	10 Jovens sem disfunções, 11 Idosos e 2 pacientes com Parkinson	Marcha (VP)	-	Acelerômetro	Aceleração do corpo	Transversal
Hausdorff, Balash, Giladi, 2003	11 pacientes com Parkinson	Marcha no chão (VP)	-	Palmilhas de pressão	Força	Transversal
Malatesta et al., 2003	10 Idosos master 10 Idosos e 10 Jovens sem disfunções	Marcha na esteira (VP)	-	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal
Akay et al, 2004	46 pacientes hemiplégicos e 10 idosos sem disfunção	Marcha (VP)	-	Acelerômetro	Aceleração do corpo	Transversal
Sekine et al, 2004	11 pacientes com Parkinson e 10 idosas sem disfunção	Marcha (VP)	-	Acelerômetro	Aceleração do corpo	Transversal
Terrier, Turner e Schutz, 2005	7 jovens sem disfunção	Marcha no chão (VP)	Metrônomo	GPS	Velocidade da marcha, comprimento do passo e frequência do passo	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
Frenkel-Toledo et al, 2005	36 pacientes com Parkinson e 30 sujeitos no grupo controle.	Marcha (VP)	Marcha no chão com e sem andador e na esteira	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal
Herman et al, 2005	25 idosos com dificuldades para caminhar e 28 controles.	Marcha no chão (VP)	-	Sensor de pressão embaixo do pé	Tempo da passada	Transversal
Jordan, Challis, Newell, 2006	8 mulheres sem disfunção	Corrida na esteira	Diferentes velocidades (80%, 90%, 100%, 110%, e 120% da Vel. de pref)	plataforma de força	Tempo da passada	Transversal
Jordan, Challis, Newell, 2007	11 mulheres sem disfunção	Corrida na esteira	Diferentes velocidades (80%, 90%, 100%, 110%, e 120% da VP)	plataforma de força	Tempo da passada, Tempo do passo, tamanho da passada, tamanho do passo, duração do apoio, impulso do pé, pico de FRSVertical e tempo até o pico de FRSV.	Transversal
Gates e Dingwell, 2007	14 pacientes com neuropatia periférica (NP) e 12 controles	Marcha no chão (VP)	-	Eletrogoniômetro	Tempo da passada	Transversal
Jordan, Challis, Newell, 2007	11 mulheres sem disfunção	Marcha na esteira	Diferentes velocidades: 80%, 90%,	plataforma de força	Tempo da passada, Tempo do passo,	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
			100%, 110% e 120% da VP		tamanho da passada, tamanho do passo, duração do apoio, impulso do pé, pico de FRSVertical e tempo até o pico de FRSV.	
Khandoker et al, 2008	30 jovens sem disfunção; 27 idosos sem disfunção; 10 pessoas com histórico de quedas	Marcha na esteira (VP)	-	Sistema 2D	<i>Clearance</i> do dedo mínimo	Transversal
Ivanov et al, 2009	11 Jovens sem disfunções (dados secundários)	Marcha	-	Sensor de pressão	Tempo da passada	Transversal
Schiffman, 2009	3 militares sem disfunção	Marcha na esteira	(velocidade fixa) carregando 40kg	Sistema 3D	Tempo da passada	Longitudinal
Chang, Shaikh e Chau, 2009	16 sujeitos sem disfunção	Marcha (VP)	No chão e esteira com e sem apoio da mão	sensor de força embaixo do calçado	Tempo da Passada	Transversal
Henmi, 2009	10 jovens sem disfunção, 10 idosos sem disfunção, 9 pacientes Parkinson	Marcha no chão (VP)	-	Acelerômetro	Tempo da Passada	Transversal
Delignières e Torre, 2009	10 homens sem disfunção (dados secundário)	Marcha no chão	Três velocidades e com e sem metrônomo	Sensor de pressão dentro do calçado	Tempo da Passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
	s do physionet)					
Jordan et al, 2009	12 indivíduos sem disfunção	March a e Corrid a	Diferentes velocidades: 90 , 95, 97.5, 100, 102.5, 105, e 110% da transição Corrida-marcha.	Sistema 3D	Tempo da passada via trajetória vertical da cabeça	Transversal
Yu et al, 2009	1 paciente (38 anos) com disfuncao muscular no MIE.	March a na esteira com veloci dade fixa	-	Acelerometro	Aceleração X Y e Z	Estudo de caso
Kiefer et al, 2009	10 indivíduos sem disfunção	March a na esteira (VP)	Dupla tarefa sentado, andando e andando com dupla tarefa.	Eletrogoniôme tro	Tempo da passada	Transversal
Nakayama, Kudo, Ohtsuki, 2010	7 corredores de longa distância e 7 não corredores	Corrid a na esteira	Diferentes velocidades: 80 , 100%, and 120% da VP	sensor de força embaixo do calçado	tempo da passada, tempo de apoio e tempo de balanço	Transversal
Echeverria et al, 2010	16 sujeitos sem disfunção com idade entre 20 e 74 anos. (Pegaram a base de dados do physionet)	March a (VP)	-	sensor de força embaixo do calçado	tempo da passada, tempo de apoio e tempo de balanço	Transversal
Bollens et al, 2010	10 jovens sem disfunção	March a no chão e na esteira (VP)	-	sensor de força embaixo do calçado	tempo da passada	Transversal
Lamoth et al, 2010	8 pessoas com amputação transfemor	March a no chão (VP)	Com e sem dupla tarefa num ginásio e fora do ginásio	Acelerômetro	intervalo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
	al e 8 controles		em terrenos liso e acidentado.			
Katsavelis et al, 2010	10 adultos sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	Diferentes condições: Sem realidade virtual (RV), com RV que estava no ritmo da esteira, RV que estava 50% mais rápida que a VP e RV que estava 50% mais lenta que a VP.	Sistema 3D	Tempo da passada e Amplitude do quadril	Transversal
Dingwell e Cusumano, 2010	17 adultos sem disfunção	Marcha na esteira	5 velocidades diferentes.	Sistema 3D	Tempo da passada, comprimento da passada e velocidade da passada	Transversal
Meardon, Hamill e Derrick, 2011	18 corredores recreacionais (9 com lesão previa e 9 sem)	Corrida no chão	Ritmo de corrida 5km até não aguentarem mais correr	Acelerômetro	Tempo da passada	Transversal
Lamoth et al, 2011	26 idosos	Marcha no chão (VP)	-	Acelerômetro	Tempo da passada	Transversal
Paterson, Hill, Lythgo, 2011	97 mulheres idosas	Marcha no chão (VP)	-	Acelerômetro	Tempo da passada	Longitudinal (para avaliar ocorrência de quedas)
Terrier e Dériaz, 2011	20 sujeitos adultos sem disfunção	Marcha (esteira e chão) (VP média de banco de dados anterior)	-	Acelerômetro	Tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
Sejdić et al, 2012	15 adultos sem disfunção	Marcha no chão (VP)	Marcha na VP sem estímulo e 4 condições de ritmo do metrônomo, introduzido de diferentes formas: pista auditiva, vibração, LED. A última condição foi seguir o metrônomo com todas as pistas ativadas	Acelerômetro	Tempo da passada	Transversal
Terrier e Dériaz, 2012	20 adultos sem disfunção	Marcha na esteira	Com e sem estímulo auditivo e em 3 velocidades	Esteira com sensor de pressão	Tempo da passada, comprimento da passada e velocidade da passada	Transversal
Hove et al, 2012	20 pacientes com Parkinson e 18 jovens sem disfunção	Marcha (VP)	<i>Baseline</i> (sem estímulo), três condições de estímulo auditivo (intervenção). Sem estímulo de novo (pós teste)	Sensor de pressão dentro do calçado	Tempo da passada	Transversal
Monsch, Franz e Dean, 2012	11 adultos sem disfunção	Marcha na esteira com velocidade fixa e inclinação de descida de 0.15	A coleta foi feita em 4 condições: andar normal, relaxada, cautelosa, conservadora com e sem perturbação	Sistema 3D	Tempo da passada	Transversal
Wuehr et al, 2013	11 pacientes com ataxia cerebelar e	Marcha na esteira	Cinco velocidades diferentes: 20%, 40%, 70% e 80% da	plataforma de força	Tempo da passada, Tamanho da base de suporte e	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
	11 controles		velocidade máxima de marcha		Comprimento da passada	
Wuehr et al, 2013	10 adultos sem disfunção	Marcha na esteira	Cinco velocidades diferentes de olhos abertos e fechados	Esteira com sensor de pressão	Tempo da passada, Tamanho da base de suporte e Comprimento da passada	Transversal
Kaipust et al, 2013	27 jovens sem disfunção e 27 idosos sem disfunção	Marcha na esteira	4 condições: sem estímulo auditivo, metrônomo, ruído branco e ritmo caótico (sem pedido de sincronização com o estímulo)	Sistema 3D	Tempo da passada, comprimento da passada e velocidade da passada	Transversal
Uchitomi et al, 2013	32 pacientes com Parkinson	Marcha no chão	4 condições: Sem estímulo auditivo, metrônomo fixo, sincronização personalizada do estímulo auditivo e ritmo de flutuação 1/f.	Sensor de pressão dentro do calçado	Tempo da passada	Transversal
Hoos et al, 2014	21 corredores experiente sem disfunção	Corrida no chão	-	Acelerômetro	Velocidade da passada, frequência da passada e comprimento da passada	Transversal
Lindsay, Noakes e McGregor, 2014	9 corredores homens sem disfunção	Corrida no chão e na esteira	Diferentes velocidades: 80, 100 e 120%	Acelerômetro	tempo da passada	Longitudinal
Marmelat et al, 2014	16 voluntários sem disfunção	Marcha na esteira	Os seguidores tinham que sincronizar com o “líder” em três condições – Velocidade de preferência (VP), Isócrono	sensor de pressão abaixo do calçado	tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
			com metrônomo (ISO) e intervalo 1/f de CV1% e H=0.8 entre batidas.			
Rhea et al, 2014	15 adultos sem disfunção	Marcha na esteira	Três condições: sem metrônomo, metrônomo aleatório e metrônomo persistente	sensor de força abaixo do calcanhar	tempo da passada	Transversal
Grubaugh e Rhea, 2014	16 adultos sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	Com e sem dupla tarefa	Sistema 3D	tempo da passada	Transversal
Wuehr et al, 2014	20 adultos sem disfunção	Marcha na esteira	Velocidades diferentes (20%, 40%, 70%, 80% da velocidade máxima)	Plataforma de força	tempo da passada e FRS	Transversal
Bollens et al, 2014	Estudo 1: 12 sujeitos sem disfunção Estudo 2: 20 jovens sem disfunção	Marcha na esteira	Três condições: andando pra frente e depois pra trás e pra frente com dupla tarefa	Acelerômetro	tempo da passada	Transversal
Rhea et al, 2014	Exp1: 12 sujeitos sem disfunção Exp2: 15 jovens sem disfunção	Marcha na esteira	Exp1: sem estímulo (pré teste), metrônomo de ritmo fractal (DFA=0.98), sem estímulo (pós teste). Exp2: O mesmo desenho de estudo, mas o estímulo fractal foi visual.	Sistema 3D	tempo da passada	Longitudinal
Marmelat et al, 2014	12 pessoas sem disfunção	Marcha na esteira	Experimento 1: 6 condições - sem estímulo auditivo, metrônomo isócrono, 4	Plataforma de força na esteira	tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
			ritmos fractais com $H=0.9$. Experimento 2 - 6 condições: sem estímulo auditivo, metrônomo isócrono, 4 ritmos fractais diferentes, $H=0.2$, $H=0.5$, $H=0.6$ e $H=0.9$.			
Kobsar et al, 2014	49 idosos sem disfunção e 41 jovens sem disfunção	Marcha no chão	-	Acelerômetro	tempo da passada	Transversal
Ota et al, 2014	45 pacientes com Parkinson e 17 idosos no grupo controle	Marcha no chão	-	sensor de pressão abaixo do calçado	tempo da passada	Transversal
Chien et al, 2016	7 idosos, 7 pessoas de meia idade e 10 adultos jovens. Todos sem disfunção	Marcha na esteira	Diferentes velocidades: 80%, 90%, 100% (VP), 110% e 120%	sistema 3D	tempo da passada	Transversal
Choi et al, 2015	15 homens sem disfunção motora	Marcha na esteira (VP)	-	sistema 3D	tempo da passada e comprimento da passada	Longitudinal
Roerdink et al, 2015	12 voluntários sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	Seis condições: sem metrônomo, metrônomo isócrono e não isócrono com α de 0.2, 0.5, 0.6 e 0.9.	sensor de pressão na esteira	Tempo da passada, comprimento da passada e velocidade da passada	Transversal
Alkjaer et al, 2015	11 pacientes com OA e	Marcha na esteira		sensor de pressão abaixo do calçado	tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
	11 controles mulheres					
Hunt, McGrath e Stergiou, 2015	10 voluntários sem disfunção	Marcha no chão (VP)	4 condições: sem estímulo auditivo e com estímulo auditivo. Neste último eles usaram uma melodia conhecida - <i>Fur Elise</i> de Beethoven - e modificou o intervalo entre batidas para: ruído branco, ruído marrom e ruído rosa.	sensor de força abaixo do calcanhar	Tempo da passada	Longitudinal
Fuller et al, 2016	26 homens corredores sem disfunção	Corrida na esteira	tênis minimalista e tênis controle em 3 velocidades diferentes (11, 13 e 15Km/h)	sensor de força abaixo do calcanhar e antepé	Tempo da passada	Crossover
Tanimoto et al, 2016	14 adultos sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	3 condições: <i>baseline</i> , marcha com dupla tarefa e marcha com estímulo visual	Acelerômetro	Tempo da passada e Velocidade angular da tibia	Transversal
Terrier, 2016	36 jovens sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	três condições: <i>baseline</i> , com metrônomo e com pista visual, na qual os participantes tinham que pisar no que era projetado na esteira	Plataforma de força	Tempo da passada, comprimento da passada e velocidade da passada	Transversal
Warlop et al, 2016	20 pacientes com Parkinson	Marcha no chão (VP)	-	Acelerômetro	tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
Hollman et al, 2016	20 jovens sem disfunção	Marcha no chão e na esteira (VP)	-	Acelerômetro	tempo da passada, comprimento da passada e velocidade angular do tronco	
Dotov et al, 2016	7 adultos sem disfunção	Marcha no chão	3 condições: <i>baseline</i> (pista de atletismo de 200m), andar numa pista com formato elíptico (6x3.6m) e andar numa pista com formato retangular (7x4m)	Acelerômetro	tempo da passada	Transversal
Clermont e Barden, 2016	15 pacientes com OA e 15 controles	Marcha no chão (VP)	-	Acelerômetro	tempo da passada	Transversal
Fuller et al, 2017	10 homens treinados	Corrida na esteira	Treinamento com diferentes intensidades	sensor de força abaixo do calcanhar e antepé	tempo da passada	Longitudinal
Winter e Challis, 2017	12 corredores recreacionais	Corrida na esteira	-	Plataforma de força	magnitude do pico de impacto, tempo entre contato inicial e pico de impacto, magnitude do pico ativo e tempo entre contato inicial e pico ativo	Transversal
Warlop et al, 2017	14 pacientes com Parkinson e 10 sujeitos no	Marcha no chão	Marcha nórdica	Acelerômetro	Tempo da passada	Transversal

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
	grupo controle					
Dierick et al, 2017	34 estudantes de graduação sem disfunção	Marcha na esteira	Quatro condições: andando pra frente com e sem estimulação vestibular galvânica e na outra sessão andando pra trás, com e sem estimulação vestibular galvânica.	Plataforma de força	Tempo da passada	Transversal
Choi et al, 2017	12 homens sem disfunção	Marcha na esteira	4 condições: ritmo espontâneo, ritmo espontâneo com metrônomo, ritmo fixo, ritmo fixo com metrônomo.	Sistema 3D	Tempo da passada, comprimento da passada e velocidade da passada	Transversal
Tanimoto et al, 2017	12 pacientes com OA e 11 controles	Marcha na esteira	-	Acelerômetro	Tempo da passada e Ângulo da perna no balanço	Transversal
Soangra et al, 2017	10 jovens sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	Avaliação antes e depois de um protocolo que induz fadiga	Acelerômetro	tempo da passada e magnitude da diferença dos picos de aceleração de cada passada	Transversal
Dotov et al, 2017	19 pacientes com Parkinson e 19 controles	Marcha no chão	Sem estímulo auditivo, 3 tipos de estímulo auditivo (metrônomo, música e ruído com amplitude modulada).	Acelerômetro	tempo da passada	Transversal
Gow et al, 2017	60 idosos que nunca praticaram Tai Chi e	Marcha no chão	-	sensor de força abaixo do calcanhar e antepé	tempo da passada	Ensaio clínico randomizado

Autor/Ano	População	Tarefa	Intervenção	Instrumento	Variável	Desenho de estudo
	27 Tai Chi experts					
Mo e Chow, 2018	34 corredores recreacionais, 17 experientes e 17 novos.	Corrida na esteira	-	Sistema 3D	tempo da passada	Transversal
Grabiner e al, 2018	20 adultos sem disfunção	Marcha na esteira (VP)	com e sem dupla tarefa	Sistema 3D	largura do passo	Transversal
Wittstein et al, 2018	25 jovens sem disfunção e 26 idosos sem disfunção	Marcha na esteira	3 condições: VP pré teste, metrônomo visual ou 125% de VP e VP pós teste.	Sistema 3D	Tempo da passada, Comprimento da passada e Largura do passo	Longitudinal
Ducharme et al, 2018	15 adultos sem disfunção	Marcha na esteira	Velocidade de preferência e metade da VP em toda a esteira. Depois 3 tentativas com VP na esteira da perna D e metade da VP na perna esquerda.	Sistema 3D	Tempo da passada	Transversal
Warlop et al, 2018	20 pacientes com Parkinson e 15 controles	Marcha no chão e na esteira	-	Acelerômetro	Tempo da passada	Transversal

*VP=Velocidade de Preferência;; ELA=Esclerose Lateral Amiotrófica;
HT=Huntington; FRSV= Força de reação do Solo Vertical; OA=Osteoartrite;

APÊNDICE B – Quadro com informações sobre métodos, métricas, resultados do estudo, interpretação motora e categorização de cada artigo incluído na revisão.

Autor/Ano	Método de análise (métrica)	Interpretação conceitual	Resultado	Interpretação motora	Categorização
Hausdorff et. al. 1995	DFA (α) e PSD (β)	Correlações de longo alcance (CLA).	Tanto α (0.76 ± 0.11) quanto Beta (0.83 ± 0.23) mostraram correlações de longo alcance.	Memória na geração do ritmo locomotor	-
Hausdorff et. al. 1996	DFA (α) e PSD (β)	Correlações de longo alcance.	Encontrou diferença entre velocidades lenta, rápida e de preferência e mostrou que a sincronização da passada com um metrônomo deixa o sinal aleatório e descorrelacionado	A quebra do scaling na marcha com metrônomo, pode significar uma influência de estruturas supraespinais ou que a produção desse comportamento fractal é originado de estruturas supraespinais.	Origem/influência supraespinal
Hausdorff et. al. 1997	DFA (α)	CLA	As CLAs estão reduzidas em idosos (Idosos: 0.68 ± 0.14) e pacientes com doença da Huntington (HT: 0.60 ± 0.24) em relação aos controles (Jovens sem disfunções: 0.87 ± 0.15) e que o α diminui com o aumento da gravidade da doença	O fato de as correlações estarem reduzidas nos pacientes com doença de Huntington, principalmente os sujeitos com o grau mais severo, é provável que as áreas afetadas pela doença (gânglios da base) tenham um papel importante na geração dessas correlações de longo alcance.	Origem/influência supraespinal
West, BJ; Griffin, L. 1998	Dispersão relativa (Dimensão fractal – DF)	Correlações de longo alcance. Controle alométrico	$D = 1.33 \pm 0.056$.	A serie temporal do tempo da passada é um fractal aleatório. A relação entre as escalas temporais curtas e longas é necessária	Adaptabilidade e Origem/influência supraespinal

				para que o processo de feedback, ao promover adaptação, regule o complexo processo da marcha num ambiente complexo. Um sistema de controle alométrico alcança seu objetivo através do <i>scaling</i> , permitindo a marcha ser adaptativa e a interação entre diversos sistemas ser harmônica.	
West, BJ; Griffin, L. 1999	Dispersão relativa (DF)	correlações de longo alcance. Controle alométrico ;	$D=1.25$ e $H= 0.67 \pm 0.056$	A relação entre as escalas temporais curtas e longas é necessária para que o processo de feedback, ao promover adaptação, regule o complexo processo da marcha num ambiente complexo.	Adaptabilidade e Origem/influência supraespinal
Hausdorff et. al. 2000	DFA (α)	Fractal <i>scaling</i> index; estrutura temporal; propriedades fractais	Ao compararem o valor de alfa de controles (0.91 ± 0.05) os autores verificaram uma redução do valor de alfa da marcha dos pacientes, tanto de Parkinson (0.82 ± 0.06) quanto ELA (0.74 ± 0.07).	Mudanças na excitabilidade cortical interferem na ativação muscular, que exibe variabilidade em pacientes com ELA. Essa mudança na neurofisiologia pode contribuir para alteração do intervalo da passada. Ressaltam que pesquisas com DFA e fraqueza muscular tem que ser feitas para entender se a flutuação muda	Origem/influência supraespinal

				com a fraqueza ou fisiopatologia.	
Sekine et al. 2002	Wavelet (β , expoente de Hurst e DF)	Maior DF significa maior complexidade	Na comparação da DF entre Jovens e idosos, houve diferença estatística entre os grupos, exceto no eixo Z. O eixo X dos jovens teve valor de 1.20(0.08), Idosos 1.26(0.09) e pacientes com Parkinson 1.33 e 1.37. A DF no eixo Y de jovens foi de 1.21(0.13), Idosos 1.24(0.09) e pacientes com Parkinson 1.24 e 1.48.	Eles apenas colocam que os resultados foram similares aos de Hausdorff. Valores maiores de DF sugerem maior complexidade.	-
Hausdorff, Balash, Giladi, 2003	DFA (α)	fractal <i>scaling</i> index; correlações de curto alcance (CCA)	A serie durante o episódio de freezing teve alfa igual a 1.7 ± 0.1 que, ao ser embaralhado, se tornou aleatório.	A presença de oscilações rítmicas complexas não é consequência de tentativas aleatórias e frustradas de movimento, mas sim uma estratégia coordenada, porém ineficiente. Uma outra hipótese é que no momento do congelamento as redes neurais patológicas estão interferindo no padrão locomotor normal.	Origem/influência supraespinal
Malatesta et al., 2003	DFA (α)	Propriedades fractais e de longo alcance; fractal <i>scaling</i> index;	Embora os Jovens sem disfunções tenham um alfa de 0.78 (0.17), os Idosos de 0.78 (0.22) e os idosos master de 0.68 (0.17), não houve diferença estatística entre os grupos.	A discrepância nos valores de alfa pode ter sido causada porque o artigo avaliou a marcha na esteira, reduzindo a possibilidade de regulação livre da passada e promovendo perda da automaticidade na marcha dos jovens. O grupo de idosos master teve	-

				valor de alfa menor que o dos jovens e, portanto, mais próximo do aleatório.	
Akay et al, 2004	Maximum likelihood estimator - MLE - (DF)	Medida de complexidade, de forma que quanto maior, mais complexo é.	Em relação a Dimensão Fractal (DF): Dx: Brunnstrom stages III, IV, V, VI e controles foram 1.661 ± 0.019 , 1.607 ± 0.016 , 1.585 ± 0.017 , 1.435 ± 0.015 and 1.283 ± 0.029 , respectivamente; Dy (in the y direction) in Brunnstrom stages III, IV, V, VI and the healthy elderly subjects are 1.640 ± 0.017 , 1.578 ± 0.016 , 1.583 ± 0.017 , 1.438 ± 0.021 and 1.367 ± 0.026 , respectively. The fractal dimensions Dz (in the z direction) in Brunnstrom stages III, IV, V, VI and the healthy elderly subjects are 1.612 ± 0.020 , 1.544 ± 0.0118 , 1.541 ± 0.016 , 1.400 ± 0.015 and 1.292 ± 0.015 , respectively. Os estágios de Brunnstrom mostram o grau de recuperação motora, e quanto maior, mais melhora. Para todos os estágios de Brunnstrom houve diferença estatística em relação aos idosos, exceto os eixos Y e Z para os do grupo VI. A DF reduziu com a recuperação motora. Não houve diferença entre os estágios III vs IV e IV vs V em	Os autores também relatam que talvez o movimento sinérgico e o tônus alterado tenham alterado a suavidade do movimento, aumentando a complexidade nos pacientes.	-

			todos os eixos. Quando nos aproximamos do fisiológico (controles) o sinal fica menos complexo.		
Sekine et al, 2004	MLE (DF)	Suavidade ou complexidade do sinal. Quanto maior, mais complexo é.	As DFs foram maiores (aproximadamente 0.2) em todas as direções (x, y e z) para os Parkinson. A velocidade da marcha teve uma correlação negativa com a DF dos pacientes com PD, ou seja, quanto maior a velocidade, menor a DF. A DF foi significativamente maior em pacientes mulheres. Em Parkinson a DF de velocidade rápida e lenta foi diferente em Dx e Dz, sendo maior na velocidade lenta.	O conceito de fractal descreve suavidade ou complexidade do sinal. Quanto maior a DF, maior a complexidade. A falta de regulação total na produção de força pode causar a perda de suavidade (aumento da DF) e por isso os pacientes compensam com redução da velocidade.	Origem/influência supraespinal
Terrier, Turner e Schutz, 2005	DFA (α)	Correlações de longo alcance; padrão fractal; $1/f$	A DFA apresentou correlações de longo alcance na marcha sem metrônomo, em todas as variáveis do passo: Comprimento ($\alpha = 0.72 \pm 0.09$); Frequência ($\alpha = 0.71 \pm 0.09$); Velocidade da marcha ($\alpha = 0.90 \pm 0.14$). A marcha com metrônomo apresentou correlações de longo alcance para Velocidade ($\alpha = 0.90 \pm 0.11$) e comprimento do passo SL ($\alpha = 0.79 \pm 0.12$), mas ficou anti-persistente na frequência do passo ($\alpha = 0.21 \pm 0.05$). A mesma resposta da DFA foi encontrada na análise de confiabilidade.	Para o resultado de correlações de longo alcance durante a marcha livre o GPC tem papel central na geração do ritmo da marcha, com menos controle cortical. No caso do metrônomo, os autores apontam que esse tipo de condição restritiva pode gerar uma troca contínua entre passadas mais lentas e mais rápidas, para ajustar a cadência imposta pelo estímulo externo. Ou seja, o padrão anti-persistente seria mais corretivo e com influência	GPC e Origem/influência supraespinal

				supraespinal. Uma vez que SL e WS não modificaram o padrão de correlação com o uso do metrônomo, é possível que o SNC module SL em paralelo com a SF e que essas duas variáveis pareçam ter controle independente.	
Frenkel-Toledo et al, 2005	DFA (índice fractal)	Fractal <i>scaling</i> index; Complexidade;	Andando no chão com andador: DFA de pacientes com PK = 0.65 (± 0.19) e controles 0.72 (± 0.13), com diferença estatística. Andando na esteira: DFA PK = 0.66 (± 0.18) e controle = 0.65 (± 0.15), sem diferença estatística. Andando no chão sem andador: DFA PK = 0.64 (± 0.13) e controle = 0.69 (± 0.12). A marcha na esteira reduziu o alfa dos controles.	A redução do alfa nos controles pode ter acontecido por que a marcha na esteira é mais restrita, já que a velocidade média da marcha é fixa e pré-determinada. Desta forma a marcha se tornou mais aleatória e menos estruturada nos controles.	-
Herman et al, 2005	DFA (α)	CLA; Fractal <i>scaling</i> index; auto similaridade; Organização temporal	A DFA dos pacientes foi de 0.75 ± 0.18 e a DFA dos controles de 0.88 ± 0.22 , com diferença estatística entre elas. Ao estratificar os participantes em caidores e não caidores, o alfa foi maior nestes do que nos caidores, que têm alfa menor.	Idosos com desordens na marcha têm um padrão de marcha mais aleatório e menos organizado temporalmente. O mesmo ocorre na comparação entre caidores e não caidores. Os autores comentam que o padrão fractal em sinais fisiológicos tem mostrado ser sensível no envelhecimento, sugerindo que	Origem/influência supraespinal

				mudanças no <i>scaling</i> fractal reflete alterações neurodegenerativas intrínsecas sutis.	
Jordan, Challis, Newell, 2006	DFA (α)	CLAs;	Para o alfa da DFA o gráfico teve um formato aproximado de 'U'. Ou seja, as velocidades mais lentas (80 e 90%) ($\alpha > 0.8$) e mais rápidas ($0.75 < \alpha < 0.80$), eram mais correlacionadas do que VP ($0.70 < \alpha < 0.75$). Então o menor alfa foi na velocidade de preferência.	Correlações mais fortes indicam series mais previsíveis e regulares e correlações menores indicam serie aleatórias. No meio existe um valor onde há mais flexibilidade e adaptabilidade.	Adaptabilidade
Jordan, Challis, Newell, 2007	DFA (α)	CLAs; Medida de regularidade ou previsibilidade.	As correlações de longo alcance estiveram presentes em todas as avaliações de todas as variáveis e velocidades. As variáveis de intervalo da passada, do passo, tamanho do passo e passada e impulso tiveram uma curva em U quando os valores de alfa eram plotados em função da velocidade. Isso mostra que correlações de longo alcance estão presentes em variáveis temporais, espaciais e cinéticas.	Medida de adaptabilidade do sistema	Adaptabilidade
Gates e Dingwell, 2007	DFA (α) e PSD (β)	CLA;	O expoente de <i>scaling</i> da PSD, β , teve valor de 0.595 ± 0.130 para os pacientes com NP e 0.599 ± 0.252 para os controles (Fig. 4B). Estatisticamente estes valores foram quase idênticos ($p = 0.954$). Na análise de DFA os valores de alfa foram de 0.880 ± 0.070 para	Uma explicação para este resultado pode ser o fato da NP não afetar muito o SNC, que parece ser a fonte primária destas correlações. Os pacientes com NP parecem se adaptar às perdas periféricas, já os	Origem/influência supraespinal

			os pacientes com NP e 0.879 ± 0.106 para os controles, com análise estatística evidenciando que são populações iguais ($p = 0.974$).	pacientes com doenças centrais (PK, Huntington) não. Os autores chamam atenção para o fato de que a alteração sensorial destes pacientes é mais distal, sendo que a parte proximal de visão e vestibular permanecem intactas. Eles não descartam a possibilidade das CLAs serem quebradas numa situação de maior deterioração sensorial.	
Jordan, Challis, Newell, 2007	DFA (α)	CLAs.	O resultado indica presença de CLA em todas as variáveis, com um comportamento parecido com a curva em U. Contudo, em algumas variáveis o valor de 110% é menor do que o de 100%. Para verificar se a curva voltava a ter o formato de U em velocidades maiores os autores fizeram outra coleta, com uma corrida de 6min e acrescentaram a velocidade de 140%, que fez voltar o padrão m U, só que o valor de 110 ainda era menor que 100%. Em geral os valores foram menores do que no estudo da corrida, mas ainda assim entre 0.5 e 1.	Correlações mais fortes indicam series mais previsíveis e regulares e correlações menores indicam serie aleatórias. No meio existe um valor onde há mais flexibilidade e adaptabilidade	Adaptabilidade
Khandoker et al, 2008	DFA (α) e Wavelet (β)	CLAs; Estrutura fractal;	O alfa de jovens foi igual (0.77 ± 0.08) ao dos idosos (0.78 ± 0.08) e o primeiro	Presença de ruído 1/f é uma característica de adaptabilidade nos	Adaptabilidade e Origem/influência supraespinal

			significativamente menor que o dos caidores (0.84 ± 0.10).	sistemas biológicos. Relatam que apesar de estudos prévios associarem a redução do alfa com envelhecimento e risco de quedas, a variável estudada é diferente. Os estudos citados avaliaram o tempo da passada e este estudo avaliou o <i>clearance</i> do dedo mínimo que podem ser consequências de diferentes mecanismos de controle da locomoção.	
Ivanov et al, 2009	PSD (β), DFA (α), DFA-2 (α)	CLAs;	Beta =0.9, alfa=0.9 e alfa2=0.5	O sistema locomotor, controlado por um sistema neural integrado com interações de feedback com múltiplos componentes em diferentes escalas temporais, pode ser caracterizado por correlações de longo alcance tipo 1/f.	Origem/influência supraespinhal
Schiffman, 2009	Dispersão relativa (DF)	Propriedad e fractal	A DF diminui com o tempo (de 1.43 para 1.12), apesar de não ter correlação com o consumo de oxigênio (VO2max).	-	-
Chang, Shaikh e Chau, 2009	DFA (α)	CLAs; dinâmica temporal; persistência estatística;	O expoente foi persistente em todas as condições, com presença das CLAs. Não houve diferença estatística entre marcha no chão (0.83 ± 0.06) e	O alfa pode estar associado com estabilidade dinâmica, pois andar na esteira com mão apoiada gera mais	Estabilidade

			marcha na esteira sem apoio da mão (0.82 ± 0.08). A marcha com apoio (0.92 ± 0.10) foi diferente das outras duas.	estabilidade na marcha, ou seja, menor alfa, menor estabilidade.	
Henmi, 2009	PSD (β)	Auto similaridade	O resultado de Beta foi igual entre Jovens (0.88 ± 0.09) e Pacientes com Parkinson (0.77 ± 0.20), igual entre idosos (0.68 ± 0.17) e PD e diferente entre jovens e Idosos. Houve uma correlação positiva da gravidade da doença com o Beta ($r = 0.850, p = 0.0037$).	As mudanças no valor de Beta juntamente com a gravidade da doença podem ser decorrentes das alterações nos gânglios da base, existentes na doença de Parkinson.	Origem/influência supraespinhal
Delignières e Torre, 2009	DFA (α)	CLAs; Complexidade; expoente fractal; dependência de longo alcance.	Presença de correlações de longo alcance na velocidade de preferência e rápida com validação do modelo ARFIMA. Velocidade lenta não. A marcha com metrônomo teve comportamento anti-persistente.	As flutuações são fruto de um processo complexo e natural dos sistemas complexos. As CLAs têm papel importante na adaptabilidade e flexibilidade do sistema.	Adaptabilidade
Jordan et al, 2009	DFA (α)	CLAs;	Na transição de andando pra corrida as CLAs aumentaram com o aumento da velocidade da marcha no bloco MAINTAIN (corrida pra marcha). Já no bloco SWITCH (marcha pra corrida) o alfa reduziu significativamente nos <i>trials</i> pós transição, em relação ao MAINTAIN. Em geral a corrida lenta é menos estável.	Força de correlação tem relação com a estabilidade do ciclo da marcha. Maior persistência significa mais instabilidade. O aumento de alfa no tornozelo durante a marcha em comparação com a corrida, corrobora com a ideia de que os graus de liberdade estão limitados no tornozelo.	Estabilidade
Yu et al, 2009	Algoritmo de Higuchi (DF); RRA	CLAs; H: auto similaridade e rugosidade	Os valores de H para a perna E com suporte do FES foram maiores e significativamente diferentes da marcha	H maior, significa maior previsibilidade. Maior DF, maior auto similaridade.	-

	(Expoente de Hurst)	. FD: Complexidade	sem FES. O contrario aconteceu na perna D, que teve os valores de H menores com o uso do FES. Na DF os valores foram significativamente menores com o apoio do FES, exceto no eixo Z.	A maior previsibilidade pode ser causada pela diminuição do controle pela perna sem disfunção, causada pela intervenção da FES.	
Kiefer et al, 2009	DFA (α) e <i>Standardized Dispersion Analysis - SDA - (DF)</i>	CLAs; Ruído rosa	A marcha e a tarefa de estimativa temporal realizadas sozinhas revelaram CLA e DF próximo ao ruído rosa. Quando as tarefas foram realizadas juntas, a marcha manteve as CLAs e o ruído rosa e a tarefa de estimativa temporal obteve valores próximos ao aleatório (tanto alfa quanto DF).	As pessoas podem ter colocado a marcha como prioridade, pois poderiam cair da esteira. Há uma especulação que quando os limites de flexibilidade e adaptabilidade da performance são ultrapassados a atividade coordenada não pode mais ser sustentada.	Adaptabilidade e Origem/influência supraespinal
Nakayama, Kudo, Ohtsuki, 2010	DFA (α)	CLA	Existiu uma tendência do efeito do treinamento, mas nenhuma análise atingiu significância. O alfa foi menor nos corredores do que nos não corredores, apesar de não ser significativo.	Eles levantam a hipótese de que o alfa diminuído seja o reflexo de uma melhor habilidade de usar e integrar as informações sensoriais e proprioceptivas relacionadas ao movimento. O alfa menor dos corredores pode ser por conta do maior número de graus de liberdade na organização temporal do padrão de corrida.	Origem/influência supraespinal e Adaptabilidade
Echeverria et al, 2010	DFA (α)	CLA; Natureza fractal da	Existe assimetria na variabilidade da marcha entre os MMII	A assimetria é uma característica do sistema motor que reflete a habilidade	Estabilidade e Adaptabilidade

		variabilidade;		deste de adaptar a condições diferentes. A DFA é uma ferramenta interessante para caracterização de assimetria e avaliação da estabilidade.	
Bollens et al, 2010	RRA (Expoente de Hurst) e PSD (β com nome de α)	Autocorrelações de Longo Alcance (ALA);	8 de 10 participantes tiveram resultados confiáveis de que H e alfa mostra correlações de longo alcance (entre 0.5 e 1) - media de 0.79 (+/-0.09). Não houve diferença entre chão e esteira nem entre os 2 dias de esteira.	Os autores relatam que a explicação da natureza do sinal está além do escopo do trabalho.	-
Lamoth et al, 2010	DFA (α)	CLA;	Não teve nenhum efeito no alfa.	Como os resultados foram estatisticamente iguais para controles e amputados, eles retomam outra teoria, de que a origem dessas correlações seja central e que por isso o alfa não é afetado na amputação, que é uma desordem periférica.	Origem/influência supraespinal
Katsavelis et al, 2010	DFA (α)	CLAs;	Valores estavam entre 0.8 e 1.0. Amplitude do quadril teve valores menores de DFA ao colocar a realidade virtual, mas sem significância estatística.	Os autores explicam que CLAs reduzidas não significam instabilidade. Elas podem ser uma consequência do maior uso dos graus de liberdade disponíveis para melhorar a performance da tarefa com as novas pistas sensoriais. Seguindo esta linha	Origem/influência supraespinal

				de raciocínio, o aumento das correlações de longo alcance poderia indicar uma constrição dos padrões locomotores devido a não disponibilidade de <i>feedbacks</i> visuais.	
Dingwell e Cusumano, 2010	DFA (α)	Persistência estatística;	O tempo da passada e o comprimento da passada tiveram característica persistente. A velocidade da passada foi anti-persistente.	Para ter um controle maior da velocidade da passada, o SNC não pode ter um controle muito grande de comprimento e tempo, pois estes devem variar entre si, para manter a velocidade estável. Os autores lembram do Princípio de Intervenção Mínima, que é regular apenas as variáveis importantes para o cumprimento da tarefa e ignorar as flutuações irrelevantes. Então os autores propuseram que a anti-persistência pode ser consequência de um controle maior do SNC, pois essa variável precisava ser mais controlada para atingir o objetivo da tarefa.	Origem/influência supraespinal
Meardon, Hamill e Derrick, 2011	DFA (α)	CLAs;	O alfa do começo foi significativamente diferente do meio, que foi igual ao fim e o	O alfa diminuído no grupo com lesão prévia pode significar uma ação	Alteração mecânica e Origem/influência supraespinal

			grupo com lesão prévia teve alfa menor (0.79) que o grupo sem lesão prévia (0.96). As CLAs reduziram no decorrer da corrida.	compensatória e a redução durante a corrida pode ser pela necessidade de ajustes que ocorrem por conta da fadiga. Com a redução de força, há menos disparos da unidade motora e um disparo de unidades motoras mais variável durante a fadiga. Os diferentes níveis de complexidade poderiam ser responsáveis pela alteração na dinâmica da marcha de participantes com lesão prévia.	
Lamoth et al, 2011	DFA (α)	CLAs;	No geral o alfa é significativamente maior sem dupla tarefa. Ao estratificar a população, o grupo com cognitivo intacto teve diferença na dupla tarefa (reduziu o alfa), o que não aconteceu no grupo com cognitivo comprometido.	Quanto maior o alfa, mais previsíveis são as flutuações futuras, o que indica um padrão mais estruturado e estável.	Estabilidade e Origem/influência supraespinal
Paterson, Hill, Lythgo, 2011	DFA (α)	CLA; fractal <i>scaling</i> index;	Os valores de alfa das idosas caidoras (0.88) e das não caidoras (0.83) não foram estatisticamente significativos. Na comparação entre os MMII não houve diferença no alfa, só quando se estratificou o grupo de idosos >70 anos. Neste encontrou-se diferença nas caidoras e múltiplas caidoras, sendo o MID	A dinâmica da passada pode refletir a estabilidade do sistema locomotor e é possível que coordenação reduzida da dinâmica entre os membros reduza estabilidade e aumente risco de queda.	Estabilidade

			consistentemente maior que o MIE.		
Terrier e Dériaz, 2011	DFA (α)	CLAs; Expoente de <i>scaling</i> ;	Tem diferença estatística entre DFA da esteira em relação ao chão, sendo este último maior.	Considerando os trabalhos que revelaram a alteração no alfa da marcha com a restrição temporal do metrônomo, a esteira com velocidade fixa pode ter sido uma restrição. Os autores acreditam que diferença deste desfecho não foi tão grande quanto a dos estudos com metrônomo porque a medida não foi a velocidade e sim o tempo da passada. Os autores hipotetizam, portanto, que a restrição da tarefa modifica o padrão de correlação do parâmetro que foi restringido.	Origem/influência supraespinhal
Sejdić et al, 2012	DFA (α)	CLAs; Persistência estatística; Expoente de <i>scaling</i> ;	A diferentes pistas sensoriais têm diferentes respostas. A auditiva e as 3 pistas simultaneamente são significativamente menores (anti-persistentes) do que a avaliação da linha de base. A pista tátil não teve diferença da pista visual, mas foi significativamente menor que o <i>baseline</i> .	Os autores sugerem que isso aconteceu porque os ritmos auditivos provocam respostas mais automáticas e involuntárias do sistema responsável pela coordenação sensoriomotora. Uma possível explicação para a pista visual não ter tido diferença com a avaliação sem estímulo é que o foco deles foi desviado dos estímulos visuais	Origem/influência supraespinhal

				possivelmente desestabilizadores do ambiente.	
Terrier e Dériaz, 2012	DFA (α)	Persistência estatística;	Persistência sem estímulo auditivo e anti-persistência na marcha com estímulo para tempo e comprimento da passada. A velocidade da passada foi anti-persistente nas 2 tarefas.	Os resultados demonstram dois estados da marcha: um mais automatizado/inconsciente, que produz um padrão mais persistente e tipo-fractal, o qual está relacionado com a redundância entre os parâmetros da marcha para alcançar uma marcha estável. O segundo é um modo voluntário/consciente no qual ocorrem correções rápidas de desvios na variável de controle, que produz um perfil de anti-persistência na marcha. Somado a isso, a combinação de 2 restrições (tempo e velocidade), com a esteira e estímulo auditivo, nas 3 variáveis pode ser o resultado de uma regulação cruzada de SL e ST e a ausência de redundância entre os parâmetros.	Origem/influência supraespinal
Hove et al, 2012	DFA (α)	CLAs; 1/f; <i>scaling</i> fractal;	Na marcha sem estímulo os pacientes tiveram o alfa significativamente menor do que os saudáveis. Nos pacientes o estímulo interativo produziu um	A diminuição do valor de alfa em pacientes acontece porque numa patologia há menos interações entre os sistemas que produzem o	Origem/influência supraespinal Estabilidade e Adaptabilidade

			<i>scaling</i> maior do que a marcha sem estímulo e o estímulo fixo, sendo que não houve diferença entre as duas últimas. Além disso, a marcha dos pacientes com o estímulo interativo não foi diferente da marcha dos jovens saudáveis. O alfa da marcha dos jovens saudáveis diminuiu durante o estímulo fixo.	movimento. Associam o alfa da DFA com estabilidade da marcha. A estrutura 1/f pode aumentar flexibilidade e estabilidade da marcha.	
Monsch, Franz e Dean, 2012	DFA (α)	CLAs; índice fractal;	Apesar de não ter diferença significativa, o alfa reduziu à medida que a estratégia foi ficando mais conservadora.	O índice fractal como um indicador de estabilidade (menor o alfa, mais instável). Relatam que a interpretação das métricas não está bem explicada na literatura e são, inclusive, controversas.	Estabilidade
Wuehr et al, 2013	DFA (α)	CLAs;	As correlações de longo alcance estavam presentes em todos os grupos. A velocidade de preferência dos pacientes tinha CLA mais forte em comparação com as outras velocidades, sendo o oposto para os controles. A diferença entre pacientes e controles, na base de suporte, era significativa nas velocidades lentas e rápidas, sendo os valores dos pacientes menores.	Pacientes com Ataxia Cerebelar tiveram um efeito direto na estrutura da variabilidade da marcha. É possível que regiões supraespinais que controlam o sistema locomotor, principalmente regiões cerebelares, contribuam para a estrutura das flutuações da marcha.	Origem/influência supraespinal
Wuehr et al, 2013	DFA (α)	CLAs; DF	Em Olhos Abertos não houve diferença nas variáveis comprimento e tempo da passada. Em Olhos Fechados teve diferença entre 40 e	A diminuição do alfa estabiliza a marcha e o fato de ter diminuído com a alteração visual, significa que houve	Origem/influência supraespinal e Estabilidade

			80% da velocidade máxima no tempo da passada e 20 vs. 80 %; 40 % vs. 70 e 80 % no comprimento da passada. A distância da base de suporte com Olhos Abertos teve efeito da velocidade 20 % vs. todas as outras velocidades e Olhos Fechados 20 vs. 63 %; e 20 vs. 80 %. Importante notar que só houve diferença entre condições nas velocidades mais lentas.	uma mudança central de estratégia e não que a marcha é completamente consequência biomecânica. O efeito da retirada da visão significa que o controle por feedback ativo contribui para estabilidade da locomoção.	
Kaipust et al, 2013	DFA (α)	CLAs; Complexidade;	Uma curva em U invertido (eixo x: previsibilidade do estímulo auditivo e eixo y: complexidade da marcha – valor de alfa) foi evidenciada com diferença estatística apenas nos idosos, mostrando que os jovens não são tão sensíveis ao estímulo auditivo como os idosos. O estímulo caótico produziu o valor próximo à marcha sem estímulo.	Como não foi pedido para os participantes sincronizarem a passada com o estímulo externo, eles podem ter mantido um padrão menos consciente e automático e por isso o resultado não tenha sido anti-persistente. As propriedades fractais são indicativo da estabilidade intrínseca de um Sistema complexo, que emerge das interações dos subcomponentes do sistema. Apoiam a teoria da variabilidade ótima.	Origem/influência supraespinal e Estabilidade
Uchitomi et al, 2013	DFA (α)	CLAs; fractal <i>scaling</i> ; 1/f;	Sincronização promove a melhora da reaprendizagem intrapessoal da marcha. Mesmo sem instrução explícita para sincronização.	O sistema WalkMate ajuda a ativar e manter conexões neurais.	Origem/influência supraespinal

Hoos et al, 2014	PSD (β e DF)	CLAs; auto similaridade; Variabilidade fractal; memória de longo alcance; DF é medida de complexidade	Foi encontrado em todas as variáveis invariância de escala e comportamento correlacionado (Beta>1.04 e DF entre 1.60 e 1.98).	Essas características fractais indicam que mudanças sutis na velocidade estão mais relacionadas a um processo com propósito do que aleatório. Esse comportamento tem sido atribuído à integração de diferentes sistemas operando em diferentes escalas temporais.	-
Lindsay, Noakes e McGregor, 2014	DFA (α) e PSD (β)	CLAs; 1/f <i>scaling</i> é considerado uma característica de complexidade; α estima Expoente de Hurst.	Tanto alfa quanto beta indicaram correlações mais fortes na esteira.	A redução dos graus de liberdade tende a aumentar o expoente de <i>scaling</i> pois aumentam a regulação necessária para o sucesso da execução da tarefa. Os resultados sugerem que o uso da esteira demanda maior controle voluntário, portanto a caracterização dinâmica do sinal depende do ambiente da tarefa.	Origem/influência supraespinal e Adaptabilidade
Marmelat et al, 2014	DFA (α)	CLAs; estrutura fractal de serie; expoente fractal;	Os seguidores sincronizaram com os líderes em todas as condições. Os participantes apresentaram persistência em VP e 1/f, mas anti-persistência no estímulo isócrono.	Para os autores, o aumento na estrutura fractal da série temporal é importante pois restaura a variabilidade ótima das passadas, portanto deixando a mais adaptável a perturbações. Ou isso pode significar controle menos rígido da marcha, permitindo o SNC	Origem/influência supraespinal e Adaptabilidade

				focar em outras coisas.	
Rhea et al, 2014	DFA (α) e SDA (DF)	fractal <i>scaling</i> , padrão fractal; estrutura fractal;	Houve efeito do metrônomo na marcha dos participantes. O metrônomo persistente aumentou o alfa e não mudou a DF e o aleatório diminuiu o alfa e aumentou a DF.	Os resultados deste trabalho e os artigos da literatura mostram uma possível modalidade terapêutica que visa o treinamento de uma habilidade locomotora adaptativa e funcional.	Adaptabilidade
Grubaugh e Rhea, 2014	DFA (α)	CLAs;	Nem a marcha nem a performance da memória de trabalho foram afetadas nas condições de dupla tarefa.	Valores próximos de 1 podem indicar controle mais rígido. E valores próximos de 0.5 indicam controle motor fino reduzido.	Origem/influência supraespinal
Wuehr et al, 2014	DFA (α)	CLAs; expoente de <i>scaling</i> ;	Os valores de alfa das serie de FRS foram sempre persistentes, mas aumentavam com a velocidade. Os valores para a serie do intervalo da passada seguiu o formato de U, sendo todos os valores persistentes e a velocidade de preferência com o valor mais baixo.	Velocidade de preferência pode indicar um número menor de restrições e mais graus de liberdade	Adaptabilidade e Estabilidade e Origem/influência supraespinal
Bollens et al, 2014	RRA (Expoente de Hurst) e PSD (α)	ALAs;	Andar pra frente e pra trás, gerou um valor de H maior que 0.5 e alfa > 1, mostrando que houve ALA nas duas situações, as quais não foram diferentes entre si. O mesmo aconteceu na dupla tarefa, que também não exerceu influência na ALA da marcha.	ALAs estão em rede espinais (GPC) e supraespinais	GPC e Origem/influência supraespinal
Rhea et al, 2014	DFA (α)	CLAs; propiedad e fractal,	Exp1: Todos os valores foram persistentes. O valor de alfa aumentou	O que eles sugerem é que tenha acontecido uma	Origem/influência supraespinal

		estrutura fractal	com o uso do metrônomo e permaneceu alto depois. No experimento 2 o mesmo aconteceu, só que o pós-estímulo do estímulo visual contínuo não foi significativo como o estímulo discreto.	reorganização da coordenação do padrão neuromotor, permitindo a retenção do padrão fractal após a retirada do estímulo	
Marmelat et al, 2014	DFA (α)	CLAs; expoente fractal; expoente de <i>scaling</i> ; Estrutura fractal; CCA;	Exp1: Persistência para marcha sem estímulo e com estímulos fractais e anti-persistência para marcha com metrônomo. No exp2: Marcha sem estímulo continuou persistente e a com estímulo isócrono continuou anti-persistente. Nas outras condições deu-se que: $H=0.2$ foi anti-persistente; $H=0.5$ e 0.6 foram perto de ruído branco: 0.44 e $H=0.9$ também, mas com persistência, 0.64 .	A persistência na marcha é uma característica de um sistema complexo saudável e adaptativo. A anti-persistência gerada pela sincronização com o metrônomo revela que os pacientes andam com a pista auditiva sem a capacidade adaptativa. Os participantes controlaram a passada, tanto na condição isócrona quanto na não isócrona, por isso refuta a hipótese de maior controle voluntário nestas condições. Sugerem que houve uma estratégia mais global, com antecipação, do que local para alcançar a sincronização.	Adaptabilidade e Origem/influência supraespinhal
Kobsar et al, 2014	DFA (α)	CLAs; fractal scaling index; flutuações auto-similares	O alfa dos idosos foi significativamente menor (0.76) do que dos jovens (0.83).	Índice menor reflete um padrão menos organizado e coordenado. O Índice de <i>scaling</i> fractal da marcha parece representar a sutil auto-	Origem/influência supraespinhal

				organização entre os inputs sensoriais e output motores e os ruído do sistema que ocorre num numero grande de ciclos da marcha. Uma diminuição nesse índice sugere um declínio na coordenação do sistema locomotor e sua integração complexa de componentes interdependentes.	
Ota et al, 2014	DFA (α)	CLAs; expoente de <i>scaling</i> ; $1/f$;	O alfa dos pacientes com leve PRD (<i>postural reflex deficiency</i>) estavam por volta de 1.0 e com PRD óbvia, por volta de 0.6.	Quando resulta em CV alto e alfa baixo, o estado da marcha é instável. O alfa conseguiu diferenciar PRD leve da óbvia e, portanto, os autores acreditam que as interações entre o ritmo neural e atividade física estão enfraquecidas.	Estabilidade e Origem/influência supraespinal
Chien et al, 2016	DFA (α)	CLAs; autosimilaridade	O resultado de alfa foi significativamente diferente nos seguintes casos: Jovens: 80% > 110%; Meia Idade: 80% > 100%; Idosos: 80% > 90%, 100% e 110%; 100% dos jovens foi maior que dos outros 2 grupos, os quais não foram diferentes entre si. Os resultados têm uma curva em U (o alfa das velocidades mais lentas e mais rápidas é maior que da velocidade de preferência).	Na visão de sistemas dinâmicos a velocidade de preferência assume o papel de um atrator, pois é estável. Aumentar ou diminuir a velocidade do sistema significa se distanciar deste estado estável e do atrator, o que significa instabilidade.	Estabilidade

Choi et al, 2015	DFA (α)	CLAs; expoente de <i>scaling</i> ; persistência estatística; autosimilaridade	Não houve diferença da medida no mesmo dia nem entre dias diferentes, mostrando que os resultados são confiáveis. Todos os valores foram persistentes (0.8 a 0.9)	A dinâmica é o resultado de integração da aferência de vários sistemas (sensorial, vestibular, proprioceptivo) para a saída da resposta motora (variáveis espaço-temporais: tempo e comprimento da passada).	Origem/influência supraespinal
Roerdink et al, 2015	DFA (α)	Expoente de <i>scaling</i> ; estrutura correlacional	O alfa para velocidade da passada foi anti-persistente em todas as condições. As variáveis Comprimento (CP) e tempo (TP) da passada tinham valor persistente na avaliação de base e no ritmo isócrono o alfa se tornou anti-persistente e depois voltou a ser persistente quando o ritmo tinha alfa=0.9. O acoplamento entre CP e TP revelou correlação positiva em todas as condições, crescendo no sentido da linha de base para o estímulo não isócrono persistente.	O fato da velocidade da passada ter sido anti-persistente em todas as condições sugere que os participantes controlavam a velocidade para não caírem da esteira. Esse fato combinado com a mudança de CP e TP de anti-persistente para persistente nos metrônimos não isócronos, sugere que o corpo modulava CP e TP simultaneamente, de forma que a mudança em uma provocasse uma mudança concomitante na outra. A correlação apesar de positiva foi fraca, mas aumentou da avaliação sem estímulo para o estímulo não isócrono persistente, de forma que, provavelmente,	Origem/influência supraespinal

				diferentes tipos de controle estão sendo usados.	
Alkjaer et al, 2015	DFA (α)	CLAs; correlações <i>fractal-like</i> ;	Não teve diferença entre os pacientes e o grupo controle.	-	-
Hunt, McGrath e Stergiou, 2015	DFA (α)	Expoente fractal; Persistência estatística; Dependência de longo alcance; estrutura fractal;	Não houve diferença entre pernas direita e esquerda. Teve adaptação ao estímulo auditivo, mas a tendência foi ficar na persistência.	Deterioração da medida significa conectividade reduzida nos processos de controle motor. O uso de um estímulo auditivo com estrutura fractal no treino de marcha pode levar a um aprendizado no qual as estruturas que geram a estrutura temporal da variabilidade da marcha são estimuladas até que o sistema se auto-organize para produzir uma estrutura parecida. Esse treino provavelmente leva a uma marcha mais estável, contudo, flexível com capacidades adaptativas para caminhada no mundo real.	Origem/influência supraespinal e Adaptabilidade e Estabilidade
Fuller et al, 2016	DFA (α)	CLAs; estrutura fractal;	Corredores que, ao usarem o tênis minimalista, adotaram a pisada de mediopé, reduziram as correlações de longo alcance.	A redução da CLA indica aumento da aleatoriedade. A perda da estrutura no processo de coordenação sugere que o sistema que regula o movimento está menos adaptável a mudanças no ambiente da corrida	Adaptabilidade

				e, consequentemente, predisposto a lesão.	
Tanimoto et al, 2016	DFA (α)	CLAs;	Para o tempo da passada o alfa foi significativamente menor na dupla tarefa de subtração do que no <i>baseline</i> . Para o pico angular de velocidade da perna o alfa foi significativamente maior na perna direita durante a tarefa visomotora.	Eles acham que as CLAs reduziram por conta de restrições nas interações das redes neurais que coordenam a atividade, impostas pela dupla tarefa de subtração. O alfa do tempo da passada maior na tarefa visomotora pode indicar que os indivíduos estavam explorando novas estratégias motoras e, portanto, exercendo um controle maior nesta tarefa. Desta forma, os resultados indicam que os participantes controlaram o membro inferior com maior grau de liberdade e um padrão adaptativo do membro inferior.	Origem/influência supraespinal e Adaptabilidade
Terrier, 2016	DFA (α)	CLAs;	O tempo e comprimento da passada foram significativamente diferentes entre <i>baseline</i> (comportamento persistente) e as pistas visual e auditiva (comportamento anti-persistente). A velocidade da passada foi sempre anti-persistente. Não houve diferença entre as pistas	O autor relatou que é necessário coordenação para controlar a velocidade da passada. Ele apoia a hipótese de outros autores, de que as variáveis espaciais (comprimento) e temporais (tempo da passada) se ajustam e coordenam para manter a	Origem/influência supraespinal

			em nenhuma das variáveis.	estabilidade da velocidade da passada, pois a velocidade da esteira é constante. Pode-se assumir também que as aferências visuais, auditivas e somatossensoriais convergem para modular o marcapasso central que inicia o ritmo da marcha a partir do movimento voluntário.	
Warlop et al, 2016	PSD (α) e RRA (Expoente de Hurst)	ALAs; organização temporal;	Para todo o grupo, $H=0.70$ (0.09) e $\alpha=0.46$ (0.15). O alfa e o H se correlacionaram negativamente com o nível de gravidade da doença ($r=-0.88$ e $r=-0.78$, respectivamente).	Medida de estabilidade da marcha; As Autocorrelações de longo alcance são consideradas o resultado de interações sutis e complexas dos subcomponentes dos sistemas dinâmicos.	Estabilidade e Origem/influência supraespinal
Hollman et al, 2016	<i>Adaptive Fractal Analysis</i> – AFA – (Expoente de Hurst)	CLAs; auto similaridade;	Tanto tempo quanto comprimento da passada tiveram valores significativamente menores na esteira. Não houve diferença na velocidade de pico do tronco.	As flutuações correlacionadas são interpretadas como o resultado de um estado de não equilíbrio sistemas dinâmicos complexos. Além disso, as CLAs podem estar relacionadas com adaptabilidade e flexibilidade do sistema locomotor.	Adaptabilidade
Dotov et al, 2016	DFA (α)	CLAs; expoente de <i>scaling</i> ;	Como esperado pelos autores, os valores de alfa reduziram significativamente nas condições restrita e perturbada.	Os resultados apoiam a teoria de que fixando ou recrutando graus de liberdade que não são tão diretamente ligados com as	Origem/influência supraespinal

				variáveis de medida de performance pode reduzir as CLAs	
Clermont e Barden, 2016	DFA (α)	Fractal <i>Scaling</i> Index (FSI) e CLAs	Não teve nenhuma diferença estatística entre os grupos	Atribuem ao SNC a geração dessas correlações de longo alcance e a habilidade de regular e manter um padrão de marcha estável	Origem/influência supraespinal e Estabilidade
Fuller et al, 2017	DFA (α)	CLAs;	Não teve resultado significativo nas CLAs, apenas uma discreta redução. Eles encontraram uma correlação moderada entre performance e protocolo, ou seja, os participantes que mais foram afetados pelo protocolo reduziram as CLAs.	O fato de a redução ter acontecido nos participantes que estavam mais fadigados sugerem que a CLA tenha origem central	Origem/influência supraespinal
Winter e Challis, 2017	DFA (α)	CLAs;	A magnitude do pico ativo apresenta correlações de longo alcance em aproximadamente metade dos casos. As series que representam os tempos dos picos não apresentaram correlações de longo alcance.	O pico de impacto tem informações das passadas anteriores e o pico ativo tem informações das passadas anteriores e da atual. O alfa próximo do aleatório em algumas series temporais podem ser explicadas pelo controle de cada passo durante a corrida.	Origem/influência supraespinal
Warlop et al, 2017	PSD (α) e RRA (Expoente de Hurst)	ALAs; organização temporal.	A marcha nórdica aumentou significativamente H e alfa nos pacientes com Parkinson, mas não teve diferença para os controles.	Origem central das ALA. A marcha nórdica organizou temporalmente e tornou a marcha dos pacientes mais parecida com locomoção funcional e adaptativa dos	Origem/influência supraespinal e Adaptabilidade

				controles. Tal mudança sugere uma coordenação mais efetiva dos subcomponentes que constituem o sistema locomotor.	
Dierick et al, 2017	DFA (α), PSD (γ) e Box-counting (DF)	ALAs; Complexidade (DF); rugosidade ; α define expoente de Hurst;	Todas as condições mostraram autocorrelação de longo alcance. Para o alfa, a única diferença significativa foi entre andar pra frente e pra trás sem estimulação. Para a DF, as diferenças foram andar pra frente com e sem estimulação e andar para frente e pra trás sem estimulação.	Falam que essas medidas avaliam a previsibilidade da serie e a complexidade da marcha. Uma marcha menos complexa (menor DF) resulta na interrupção do equilíbrio dinâmico provocado pela estimulação galvânica.	Adaptabilidade
Choi et al, 2017	DFA (α)	CLAs; persistência estatística; expoente de <i>scaling</i> ;	No tempo da passada (TP) o metrônomo causou um efeito significativo, mudando o alfa de persistente para anti-persistente. No comprimento da passada e na velocidade da passada o efeito foi ao fixar a velocidade, que reduziu a persistência, se aproximando da aleatoriedade. Interação de desfechos só aconteceu no tempo da passada e só não foi diferente nas duas esteiras com metrônomo. Confirma-se a presença de CLAs persistentes e anti-persistência em TP com o uso do metrônomo. A esteira pode influenciar nas variáveis espaço-temporais da marcha.	-	Origem/influência supraespinhal
Tanimoto et al, 2017	DFA (α)	CLAs; expoente	Não houve diferença entre grupos no alfa em	Alfa menor e, portanto, menos	Estabilidade e Adaptabilidade

		de <i>scaling</i> fractal;	nenhuma das duas variáveis analisadas. Teve uma correlação positiva moderada entre alfa do pico angular com AVD e força do quadríceps	organizada, instável e menos adaptável.	
Soangra et al, 2017	DFA (α)	CLAs;	A única diferença significativa para persistência foi na diferença da magnitude, com declínio da persistência com a fadiga.	-	-
Dotov et al, 2017	DFA (α)	CLAs; variabilidade de biológica; estrutura temporal; expoente de <i>scaling</i> ;	Grupo, pista, tipo de variabilidade ou interação entre grupo e variabilidade não afetaram o alfa. O sinal dos pacientes se torna aleatório com o metrônomo isócrono.	Uma vez que o grupo controle e os pacientes não tiveram valores diferentes nas CLAs, a origem destas deve ser biomecânica e não central.	Origem mecânica
Gow et al, 2017	DFA (α)	Correlações fractal-like; índice de auto-similaridade; índice de <i>scaling</i> ; CLAs	O alfa dos experts foi maior que o dos inexperientes. Os valores pós treinamento tenderam a ser maiores, mas não significativos.	CLAs refletem o grau de complexidade não linear, a qual representa adaptabilidade e a capacidade de responder a um estímulo imprevisível. Maior valor do alfa reflete dinâmica da marcha saudável.	Adaptabilidade e Origem/influência supraespinal
Mo e Chow, 2018	DFA (α)	CLAs; Complexidade	Nos corredores experientes o alfa diminuiu significativamente no começo, se manteve e depois aumentou significativamente. Nos novatos o alfa aumentou no meio e aumentou de forma não significativa no final.	A métrica reflete a organização do sistema locomotor. As diferenças entre os corredores experientes e amadores deve ter sido por conta da adaptação diferente na progressão da fadiga. O alfa foi alto no começo pois os movimentos	Adaptabilidade

				estavam mais controlados, e foi reduzido com aumento da flexibilidade do sistema locomotor no meio. No estagio de fadiga, o alfa aumentou devido a necessidade para controlar os movimentos de corrida e/ou ajustar alterações na cinemática e aumento de ativação muscular agonista.	
Grabiner e al, 2018	PSD (β)	<i>Scaling fractal</i> ;	O fractal <i>scaling</i> estava presente em ambas condições. O beta reduziu 22% na dupla tarefa, levando o sinal em direção à aleatoriedade	O aumento da demanda cognitiva deixou o sinal menos correlacionado.	Origem/influência supraespinal
Wittstein et al, 2018	DFA (α)	auto-similaridade;	Na marcha rápida o alfa só mudou na largura do passo dos idosos, que diminuiu. Na marcha com metrônomo visual o alfa só mudou com os idosos, que aumentou nas 3 variáveis. O intervalo R-R só mudou na sincronização, junto com o aumento do alfa	O resultado que os idosos sem disfunção possuem variabilidade cardíaca e alfa do intervalo da passada menores do que adultos sem disfunção, reforça a ideia de que a alteração na interação entre sistemas ou subsistemas pode alterar a dinâmica da marcha. Retomam a teoria de que há perda de complexidade com a idade.	Origem/influência supraespinal
Ducharme et al, 2018	DFA (α)	Fractal <i>scaling</i> ; CLAs;	O alfa reduziu na perna que estava se movendo mais lentamente, mas não mudou na	É mais possível que as flutuações fractais emergem dos recursos	A d a p

			<p>velocidade. Os indivíduos que tiveram alfa mais próximo de 1 foram os que melhor se adaptaram. Os que tiveram valores de alfa maiores e menores que 1 tiveram uma pior adaptação.</p> <p>Expoente alfa maior nas perturbações.</p> <p>O alfa pode ser sensível ao aprendizado, pois reduziu o valor com a exposição repetida.</p>	<p>cognitivo-motores de combinações de tarefas específicas, do que serem representantes do desempenho motor geral. Os resultados exibiram uma curva em U para adaptação. O aumento da fractalidade nas velocidades maiores e menores que a de preferencia pode indicar que o corpo está indo para um estado de transição para ficar em pé e correr. E por isso aumenta as flutuações críticas <i>fractal-like</i>. O aumento na persistência estatística promove a habilidade de adaptação nessas velocidades.</p>	<p>t a b i l i d a d e</p>
Warlop et al, 2018	DFA (Expoente de Hurst) e PSD (α)	ALA; organizaçã o temporal	<p>O alfa e o H dos pacientes com Parkinson aumentaram significativamente, saindo de uma zona mais aleatória para mais correlacionada quando utilizaram a esteira. Quanto mais próximo de 0.5, mais a esteira modificou o alfa. Essas medidas não mudaram nos controles.</p>	<p>A marcha na esteira pode ativar o GPC e melhorar a marcha dos pacientes. A esteira também poderia atuar como o gerador de ritmo externo, como um metrônomo. A organização temporal foi sugerida como um índice de estabilidade da marcha.</p>	<p>GPC, Estabilidade e Origem/influência supraespinal</p>

DFA=Detrended Fluctuation Analysis; AFA= Adaptive Fractal Analysis; PSD=Power Spectral Density; SDA= standardized dispersion analysis; RRA= rescaled range analysis; CCA= Correlações de curto alcance; CLA= Correlações de longo alcance; ALA= Autocorrelações de Longo Alcance;

APÊNDICE C – Ficha de coleta com informações antropométricas, dominância e familiaridade com chute e jogo de basquete.

Scaling for Lower Limbs

Subject ID: _____
 Weight(Kg): _____ Age: _____
 Height(m): _____ Gender: _____

Race: () American Indian/ Alaska Native () Asian () Native Hawaiian/ Pacific Islander () Black/ African American () White () Unknown

Self-Reported Ethnicity: Hispanic
 () Yes () No () Unknown

Dominant leg: () Right () Left

Have you played any sport that demanded to kick a ball before? () Regularly () Occasionally () Once or twice () Never

Have you played any sport that demanded to dribble with a basketball before? () Regularly () Occasionally () Once or twice () Never

Measurements	Left	Right
Leg length (EIAS-MM)		
Hip Width		
Knee Width		
Ankle Width		
Foot Width		
Upper Limbs		
Shoulder Offset		
Elbow Width		
Wrist Width		
Hand thickness		