



CORRELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS ESTRUTURAIS DA FORÇA DE TRAÇÃO E O DESEMPENHO NO EXERCÍCIO DE PUXADA NA BARRA FIXA

Rogério Silva Leite de Mattos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Rio de Janeiro

Julho de 2015

CORRELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS ESTRUTURAIS DA FORÇA DE
TRAÇÃO E O DESEMPENHO NO EXERCÍCIO DE PUXADA NA BARRA FIXA

Rogério Silva Leite de Mattos

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, D.Sc.

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Roberto Fares Simão Junior, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2015

Mattos, Rogerio Silva Leite de

Correlação entre as Características Estruturais da Força de Tração e o Desempenho no Exercício de Puxada na Barra Fixa / Rogerio Silva Leite de Mattos. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

IX, 66 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavarres de Mello

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 53-64.

1. Irregularidade. 2. Características Estruturais. 3. Puxada na Barra Fixa. 4. Desempenho. I. Nadal, Jurandir *et al.* Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (m.sc.)

CORRELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS ESTRUTURAIS DA FORÇA DE TRACÇÃO E O DESEMPENHO NO EXERCÍCIO DE PUXADA NA BARRA FIXA

Rogério Silva Leite de Mattos

Julho/2015

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo do trabalho foi investigar a irregularidade do sinal de força de tração no exercício de puxada na barra fixa por meio de ferramentas lineares e não lineares e testar a correlação destas com o desempenho. Foi coletado o sinal de força de tração no exercício de puxada na barra fixa de 28 militares da Escola Naval. Foram testadas as significâncias das correlações entre o desempenho e as variáveis: força média de tração (FMT), frequência mediana espectral (FME), grau de liberdade espectral (GLE) e dimensão fractal (DF). O consumo de oxigênio durante o exercício e a recuperação foi normalizado pelo número de repetições (VO_2 , norm) e assumido como uma medida do gasto metabólico líquido. Além disso, o índice de co-contração (%ICC) e o tempo de atraso entre os sinais de EMG dos músculos: peitoral maior porção esternocostal, latíssimo do dorso, bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral foram utilizados para analisar os padrões de ativação muscular. As variáveis GLE e DF apresentaram correlação significativa ($p \leq 0,005$) com o desempenho. A DF apresentou correlação (% CC) dos músculos peitoral maior porção esternocostal e latíssimo do dorso e com o (VO_2 , norm). Com isso, a DF foi a variável que melhor representou o desempenho, podendo refletir o controle motor durante o exercício.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

CORRELATION AMONG ESTRUCTURAL CHARACTERISTICS OF TRACTION
FORCE AND PERFORMANCE IN THE CHIN-UP EXERCISE

Rogério Silva leite de Mattos

July/2015

Advisors: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Department: Biomedical Engineering

This study aims at investigating the irregularity of the traction force in the chin-up exercise by means of linear and nonlinear tools, and test their correlation with performance. The traction force was collected from 28 military from Escola Naval during the chin-up exercise in horizontal bar. The significance of correlations were tested among performance and the variables: average traction force (ATF), median spectral frequency (MEF), spectral degree of freedom (SDF) and fractal dimension (FD). The oxygen consumption during exercise and recovery ($VO_{2,norm}$) was taken as a measure of metabolic consumption . Moreover, the co-contraction index (%ICC) and the time delay between the EMG signals from muscles: sternocostal pectoralis major portion, latissimus dorsi, biceps and triceps brachii lateral portion were used to analyze the patterns of muscle activation. The SDF and FD variables showed significant correlation ($p \leq 0.005$) with performance. The FD index also correlated with %CCI of the sternocostal pectoralis major portion, latissimus dorsi, as well as the ($VO_{2,norm}$). Thus, the DF was the variable that best represented the performance, being a possible index of the motor control during exercise.

Lista de abreviaturas e siglas

FMT – Força média de tração

FME – Frequência mediana espectral

GLE – Grau de liberdade espectral

DT – Dimensão topológica

DE – Dimensão euclidiana

DF – Dimensão fractal

DFA - Detrended Fluctuation Analysis

FCC – Função de correlação cruzada

RMS – (*Root Mean Square*) Valor eficaz

PSD – (*Power Spectral Density*) Função densidade espectral de potência

DC – Densidade corporal

%GC - Percentual de gordura

EMG, _{sup} – Eletromiografia de superfície

$\dot{V}O_2$ - Taxa de consumo de oxigênio

$\dot{V}CO_2$ - Taxa de produção de CO₂

VO_{2, norm} – Volume de oxigênio normalizado

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

ICC – Índice de co-contracção

ETM – Erro típico da medida

DMS – Diferença mínima significativa

SMQ – Valor médio quadrático

EMQ – Erro médio quadrático

CCI – Coeficiente de correlação intraclasses

β – Expoente espectral

α – Expoente escalar

f – Frequência espectral

Índice

| | |
|---|-----------|
| CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO | 1 |
| I.1 – Objetivo Geral | 5 |
| I.2 – Objetivos Específicos | 5 |
| CAPÍTULO II - REVISÃO DA LITERATURA | 7 |
| II.1 – Dinamometria e Irregularidade do Sinal de Força | 7 |
| II.2 – Grau de Liberdade Espectral | 10 |
| II.3 – Geometria Fractal | 12 |
| II.4 – Coordenação Muscular, Co-Contração e Força | 19 |
| CAPÍTULO III - MATERIAIS E MÉTODOS | 24 |
| III.1 – Casuística | 24 |
| III.1.a – Amostra 1: Protocolo Experimental Propriamente Dito | 25 |
| III.1.b – Amostra 2: Protocolo de Reprodutibilidade Teste-Reteste | 25 |
| III.2 – Instrumentação e Aquisição de Dados | 25 |
| III.2 – Protocolo Experimental | 28 |
| III.2.a – Protocolo Experimental Propriamente Dito | 28 |
| III.2.b – Protocolo de Reprodutibilidade Teste-Reteste | 31 |
| III.3 – Pré-Processamento | 32 |
| III.3.a – Sinal de Força de Tração | 32 |
| III.3.b – Eletromiografia | 32 |
| III.3 – Processamento dos Sinais | 33 |
| III.3.a – Força Média de Tração | 33 |
| III.3.b – Variáveis Espectrais: Frequência Mediana e Grau de Liberdade Espectral | 33 |
| III.3.c – Dimensão Fractal | 33 |
| III.3.d – Índice de Co-Contração, Atrasos de Ativação e Eficiência por Consumo de Oxigênio | 34 |
| III.4 – Estatística | 35 |
| CAPÍTULO IV - RESULTADOS | 37 |

| | |
|---|-----------|
| IV.1 – Reprodutibilidade das Medidas | 37 |
| IV.2 – Força Média de Tração | 38 |
| IV.3 – Frequência Mediana Espectral e Grau de Liberdade Espectral | 38 |
| IV.4 – Dimensão Fractal | 39 |
| IV.5 – Índice de Co-Contração e Atrasos de Ativação e Eficiência por Consumo de Oxigênio | 41 |
| IV.6 – Correlações | 44 |
| CAPÍTULO V - DISCUSSÃO | 45 |
| V.1 – Reprodutibilidade das Variáveis (FMT, FME, GLE, DF) | 46 |
| V.2 – Força Média de Tração e Desempenho | 46 |
| V.3 – Frequência Mediana Espectral e Desempenho | 47 |
| V.4 – Grau de Liberdade Espectral e Desempenho | 48 |
| V.5 – Dimensão Fractal e Desempenho | 48 |
| V.6 – Dimensão Fractal, Eficiência por Consumo de Oxigênio, Índice de Co-Contração e Atrasos de Ativação | 51 |
| CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO | 55 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 56 |
| ANEXO I | 68 |

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A puxada na barra fixa é um exercício empregado para avaliar a força e a resistência muscular dinâmica dos músculos do tronco e dos membros superiores. Este exercício é amplamente empregado em testes de campo, devido à facilidade de aplicação, baixo custo e alta reprodutibilidade (VANDERBURGH e EDMONDS, 1997; MARKOVIC e JARIC, 2004; VANDERBURGH e CROWDER, 2006; LINDBERG *et al.*, 2014). A rotina de treinamento físico de atletas, militares e praticantes de atividade física recreacional inclui frequentemente este exercício com o intuito de desenvolver o tônus, a força e a resistência muscular, além de ser executado na recuperação e manutenção do equilíbrio muscular do complexo articular do ombro (VANDERBURGH e EDMONDS, 1997; MARKOVIC e JARIC, 2004; BAKER e NEWTON, 2004; JOHNSON *et al.*, 2009; YODAS *et al.*, 2010; LAGESTAD e VAN DEN TILLAAR, 2014). Do ponto de vista cinesiológico este exercício é considerado como sendo de cadeia cinética fechada, onde os segmentos distais permanecem fixos em relação ao corpo durante o movimento. Exercício como agachamento e apoio frontal sobre o solo, também, são exemplos de exercícios em cadeia cinética fechada (ROUSH *et al.*, 2007; PROKOPY *et al.*, 2008). Sua execução tem início com o indivíduo em suspensão por meio de preensão manual e com as articulações umeroulnares totalmente estendidas. Quanto ao trabalho realizado, pode-se dividir este exercício em duas fases, as quais são chamadas de fase positiva, fase negativa. Enquanto a fase positiva caracteriza-se pela contração concêntrica dos músculos agonistas, responsáveis pela extensão das articulações glenoumerais e flexão das articulações umeroulnares, o contrário ocorre na fase negativa (Figura I.1).

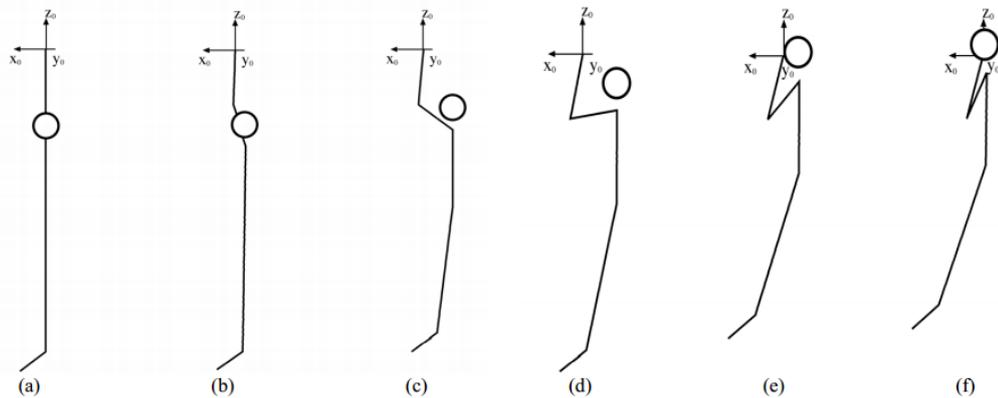


Figura I.1 – Exemplo das fases de execução do exercício. O trabalho positivo é indicado pela seqüência de (a - f) e a negativo (f - a).

O índice utilizado normalmente para avaliar o desempenho no exercício de puxada na barra fixa é o número máximo de repetições alcançado. Alguns trabalhos evidenciam que fatores como as dimensões corporais, a compleição física, a capacidade de produção de força, bem como fatores biomecânicos influenciam este índice (VANDERBURGH e EDMONDS, 1997; MARCOVIC e JARIC, 2004; VANDERBURGH e CROWDER, 2006).

Embora alguns autores tenham investigado este exercício e suas variações realizadas em aparelhos por meio de eletromiografia e cinemática (ANTINORE *et al.*, 1988; SIGNORILE *et al.*, 2002; JOHNSON *et al.*, 2009; LUSK *et al.*, 2010; YODAS *et al.*, 2010; DOMA *et al.*, 2013; ANDERSEN *et al.*, 2014), suas metodologias foram predominantemente descritivas. Sendo assim, nenhum estudo teve como objetivo a obtenção de um índice de desempenho com base na irregularidade e na estrutura do sinal de força resultante das ações musculares, mesmo sendo a irregularidade do sinal de força relacionada à variabilidade do controle motor em diversas tarefas (VAILLANCOURT e NEWELL, 2003; STURMAN *et al.*, 2005; SOSNOFF *et al.*, 2009; SVENDESEN e MADELEINE, 2010). Com base nos conhecimentos do presente

autor, a força de tração gerada sobre a barra fixa não foi estudada e a estrutura do sinal de força pode conter informações sobre o controle motor (VAILLANCOURT e NEWELL, 2003, SOSNOFF *et al.*, 2009). Portanto, é razoável assumir que o nível de irregularidade do sinal de força de tração gerada sobre a barra fixa pode prever o desempenho físico neste exercício.

A dimensão fractal (DF) é um parâmetro não linear que traduz o nível de irregularidade de objetos e figuras, o qual pode ser aplicado em séries temporais e sinais biológicos (MANDELBROT, 1983; PENG *et al.*, 1993; EKE *et al.*, 2000; 2002; DELIGNIÈRES *et al.*, 2011; MARMELAT *et al.*, 2012; DUTTA *et al.*, 2013). A literatura apresenta diversos métodos nos domínios do tempo e da frequência que podem ser aplicados para estimar a DF de series temporais estacionárias ou não estacionárias (EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRES *et al.*, 2006; WEST, 2010; STADNITSKIS, 2012). Apesar de cada método ter sua peculiaridade, todos apresentam uma relação de lei de potência escalar do tipo:

$$q = ps^\varepsilon \tag{I-1}$$

onde q é o parâmetro de cada método, p é uma constante de proporcionalidade, s é a escala de observação e ε o estimador da DF (EKE *et al.*, 2000; DELIGNIÈRES *et al.*, 2011; MARMELAT *et al.*, 2012; DUTTA *et al.*, 2013). Esta relação é consequência da autossemelhança e da escala invariante, inerentes às estruturas fractais.

Conforme estabelecido por WINTER (1990), os movimentos bem coordenados são refletidos nos sinais de cinemática como gestos suaves. Estes sinais são, conseqüentemente, de banda estreita de frequências, logo de baixa irregularidade. SCHMIDT *et al.* (1979) sugeriram que a variabilidade da cinemática de um determinado movimento está diretamente relacionada à variabilidade da sua cinética, o que indica que níveis elevados de flutuação da força assinalam um controle motor de

baixa acurácia e eficiência (CHRISTOU e CARLTON, 2001; ENOKA *et al.*, 2003). Flutuações observadas no sinal de força estão ligadas a diversos fatores, tais como o grupo muscular empenhado na tarefa, o tipo e a intensidade das contrações, bem como o nível de condicionamento (ENOKA *et al.*, 2003). Alguns estudos também sugeriram que esta flutuação pode estar ligada à variabilidade do padrão de ativação neural entre os músculos antagonistas (VALLBO e WESSBERG, 1993). Portanto, a força de tração gerada sobre a barra fixa pode ser utilizada para o cálculo da DF com a finalidade de inferir sobre a sua irregularidade. Acrescenta-se a isto a necessidade de estabilização articular por grupos musculares antagonistas, o que é alcançado por co-contração (WINTER, 1990). Foi mostrado que altos níveis de co-contração geram uma estabilidade articular adequada (BROWN e POTVIN, 2005; HU *et al.*, 2007; BAZZUCCHI *et al.*, 2008; KELLIS e KOUVELIOTI, 2009; REMAUD *et al.*, 2009; KELLIS *et al.*, 2011) e uma alta acurácia (CISTERA *et al.*, 2003; GRIBBLE *et al.*, 2003; MISSENARD *et al.*, 2008), apesar de elevar o custo energético da tarefa motora (FROST *et al.*, 1997; HORTOBÁGYI *et al.*, 2011). WAKELING *et al.* (2009) observaram que a potência mecânica gerada durante uma determinada tarefa cíclica foi limitada pelo padrão de coordenação muscular e não somente pela capacidade de ativação muscular máxima. Desta forma, pode-se acreditar que o vetor de força resultante, consequência da ação dos músculos que cruzam as diversas articulações que participam, direta ou indiretamente da tarefa desejada, pode apresentar um nível de irregularidade compatível com o grau de controle motor da tarefa.

Dinamômetros acoplados a computadores permitem registrar o comportamento da força, tornando possível investigar seus aspectos estruturais por meio de técnicas de processamento de sinais (ADDISON, 1997; SHIAMI, 1999; VAILLANCOURT e NEWELL, 2003; SOSNOFF *et al.*, 2009; ARJUNAM *et al.*, 2012). Um exemplo de

estudo da força isométrica é a sua medição durante o gesto de prensão manual (RODRIGUES *et al.*, 2004). VAILLANCOURT e NEWELL (2003) estudaram a estrutura do sinal de força, nos domínios do tempo e da frequência, em indivíduos de diferentes idades, e verificaram que as características estruturais do sinal foram influenciadas pela dinâmica das tarefas exigidas.

Sendo assim, a hipótese primária deste trabalho foi de que as características estruturais do sinal de força apresentam uma relação com o desempenho no exercício de puxada na barra fixa. A hipótese secundária foi de que os aspectos estruturais do sinal de força se relacionam com o consumo de oxigênio acima do repouso e com o padrão de ativação dos músculos envolvidos, sendo um indicativo indireto de eficiência do controle motor.

I.1 – Objetivo Geral

O objetivo do presente estudo foi investigar o desempenho no exercício de puxada na barra fixa por meio dos aspectos estruturais do sinal de força.

I.2 – Objetivos Específicos

- Testar a reprodutibilidade da força média de tração (FMT), frequência mediana espectral (FME), grau de liberdade espectral (GLE) e DF do sinal de força.
- Testar a significância da correlação entre o desempenho e as variáveis: FMT, FME, GLE e DF.
- Estudar o padrão de ativação muscular por meio do índice de co-contração (ICC) e do atraso entre as ativações dos músculos bíceps braquial e porção lateral do tríceps braquial, bem como entre a porção esternocostal do peitoral maior e o latíssimo do dorso.

- Testar a significância da correlação entre a DF e o (ICC), entre a DF e o atraso entre as ativações musculares e entre a DF e o consumo de oxigênio durante o exercício.

CAPÍTULO II

REVISÃO DA LITERATURA

II.1 – Dinamometria e Irregularidade do Sinal de Força

Para a mecânica clássica, a força é definida **como sendo** a aceleração que ela produz a um corpo padrão, possuindo módulo, direção e sentido (HALLIDAY, 1996), ou a interação entre um corpo e o ambiente que o cerca de forma a produzir mudanças no estado de repouso ou de movimento (ENOKA *et al.*, 2003). Para as diversas áreas de estudo do movimento humano, a força muscular pode ser vista como um vetor resultante das ações intramuscular e intermuscular, agindo em um sistema com múltiplas alavancas e sob determinadas condições (KOMI, 2006). Testes isocinéticos são exemplos tradicionais de exames para medir indiretamente a ação dos músculos, dando uma estimativa do módulo da força ou do torque articular gerado por um grupo muscular (WINTER, 1990). Os dinamômetros monitorados por computadores registram o sinal de força sobre diversas condições, estáticas ou dinâmicas, o que possibilita a aplicação de métodos matemáticos para extrair informações contidas no sinal (VAILLANCOURT e NEWELL, 2003; RODRIGUES *et al.*, 2004), dando uma ideia sobre a irregularidade presente no sinal e a adaptabilidade do sistema neuromotor a uma determinada tarefa (KIM *et al.*, 1999; SLIFKIN e NEWELL, 1999; 2000; LATASH *et al.*, 2002; RILEY e TURVEY 2002; SOSNOFF *et al.*, 2009; CHRISTOU, 2011; DINIZ *et al.*, 2011).

Estudos sugerem que a irregularidade presente no sinal de força pode estar ligada à presença de processos não lineares originados de uma dinâmica complexa do sistema neuromotor (SOSNOFF *et al.*, 2009). Esses processos podem ser influenciados por fatores como a idade, a capacidade de produção de força (CHRISTOU e CARLTON,

2001; DEUTSCH e NEWELL, 2001; VAILLANCOURT e NEWELL, 2003; VAILLANCOURT *et al.*, 2004; SVENDSEN e MADALEINE, 2010; CHRISTOU, 2011; ARJUNAN *et al.*, 2012), doenças do sistema neuromotor (REARICK *et al.*, 2002; HEFFERNAN *et al.*, 2009; CHOW e STOKIC, 2014), fadiga (CONTESSA *et al.*, 2009; SINGH *et al.*, 2010a; 2010b; 2012; CORTES *et al.*, 2014), capacidade de coordenação e acurácia (MISSENARD *et al.*, 2008; WIJNANTS *et al.*, 2009), grupo muscular envolvido e tipo de contração (CHRISTOU e CARLTON, 2001; VAILLANCOURT e NEWELL, 2003; SVENDSEN e MADALEINE, 2010), estágio de aprendizagem motora e nível de condicionamento físico (ENOKA *et al.*, 2003).

KIM *et al.* (1999) estudaram a relação entre a variabilidade do movimento e as características estruturais do sinal de força, mostrando que a variabilidade do movimento poderia ser predita por meio da função de coerência derivada da escala, não linear, da curva força-tempo. VAILLANCOURT e NEWELL (2003) também investigaram a estrutura do sinal de força por métodos não lineares nos domínios do tempo e da frequência em indivíduos de diferentes idades durante contrações estáticas ou dinâmicas. Eles identificaram que a irregularidade correlacionava-se positivamente com a idade e que o nível de irregularidade era maior para as contrações dinâmicas.

GRAVES *et al.* (2000) usaram o coeficiente de variação para medir a irregularidade do sinal de força gerado pelos músculos flexores do cotovelo em contrações estáticas e dinâmicas, em indivíduos de diferentes faixas etárias. A idade não apresentou correlação com a irregularidade para as contrações estáticas, porém nas contrações dinâmicas os indivíduos mais idosos apresentaram uma maior irregularidade nos diferentes níveis de carga, o que corrobora o estudo de VAILLANCOURT e NEWELL (2003). CHRISTOU e CARLTON (2001) também estudaram a habilidade de indivíduos de diferentes idades em manter a força em níveis submáximos durante

contrações estáticas contínuas e discretas rápidas. Embora não tenha havido diferença entre os grupos para as contrações estáticas contínuas, a irregularidade se mostrou elevada nas contrações discretas rápidas para ambos os grupos e foi maior para os indivíduos mais idosos. Tal achado sugere que a capacidade do sistema neuromotor em controlar a regularidade dos níveis de força sobre condições estáticas contínua em níveis submáximos não é afetada pelo avanço da idade. Porém, esse controle sofre alterações sobre condições discretas rápidas, o que pode ser devido a modificações nas características temporais e espaciais de recrutamento das unidades motoras em indivíduos idosos (CHRISTOU e CARLTON, 2001).

Para estudar a relação entre a atividade elétrica dos músculos e a irregularidade do sinal de força, ARJUNAN *et al.* (2012) investigaram a correlação entre a variabilidade do sinal de força e a DF do sinal de eletromiografia do músculo bíceps braquial em indivíduos jovens e idosos. Uma correlação negativa foi encontrada entre a irregularidade do sinal de força e a DF do sinal de eletromiografia. Os autores sugeriram que o aumento da irregularidade da força foi associado a uma redução da complexidade dos sinais de eletromiografia, como consequência de uma possível redução do número de unidades motoras envolvidas, e concomitante aumento da densidade de disparo das unidades motoras, nos indivíduos mais idosos (ARJUNAN *et al.*, 2012).

SLIFKIN e NEWELL (1999) mostraram por métodos não lineares que a irregularidade do sinal de força em contrações isométricas apresenta uma relação não linear com os diferentes níveis de carga submáxima. Um perfil em forma de U-invertido foi encontrado indicando que a força tende a ser mais irregular quando níveis médios de força são empregados. Em concordância com o trabalho de SLIFKIN e NEWELL (1999), SVENDSEN e MADALEIN (2009) também encontraram uma relação de U invertido quando investigaram a irregularidade da força durante contrações isométricas

de curta duração, em contrações com incrementos de força em rampa e em contrações isométricas sustentadas.

Para a teoria do controle ótimo, uma determinada tarefa motora pode ser executada com diferentes trajetórias, velocidades e acurácias. O sistema motor procura entre as possíveis trajetórias, aquela que minimiza a variabilidade causada por ruídos no sistema neural (SCHMIDT *et al.*, 1979; HARRIS e WOLPERT, 1998; SLIFKIN e NEWELL, 1999; VAN BEERS *et al.*, 2004; STEIN *et al.*, 2005; CHRISTOU, 2011). Para alguns autores, a variabilidade encontrada nos gestos motores pode ser oriunda de ruído no sistema sensoriomotor, o qual muitas vezes está correlacionado com a irregularidade do sinal de força (SOSNOFF *et al.*, 2009; TORRE e WAGENMAKERS, 2009; CHRISTOU, 2011). CHRISTOU (2011) observou que o aumento da irregularidade do sinal de força em indivíduos idosos correlaciona-se com a presença de ruído no sistema neuromotor proveniente de retroalimentação visual. NEGRO *et al.* (2009) mostraram que flutuações de baixa frequência na taxa de disparo (ruído sináptico) podem ser responsáveis pela irregularidade dos sinais de força de baixa magnitude (5 a 10% da contração voluntária máxima), reforçando a ideia de superposição de ruído em qualquer nível do sistema neuromotor.

II.2 – Grau de Liberdade Espectral

A função densidade espectral de potência (*Power Spectral Density* – PSD) pode ajudar a caracterizar a presença de irregularidades em um determinado sistema. Sinais irregulares apresentam espectro de banda larga (WINTER, 1990), enquanto tarefas motoras cíclicas apresentam espectro de banda estreita. Alguns estudos mostraram que as irregularidades no sinal de força podem ser consequências de processos específicos como tremores fisiológicos e interferências na retroalimentação sensoriomotora

(VAILLANCOURT e NEWELL, 2003). Processos como estes podem ser identificados pela presença de energia em determinadas bandas de frequência.

O GLE, inicialmente desenvolvido por BLACKMAM e TUKEY (1958), é considerado como um parâmetro estatístico que se baseia na distribuição de energia (espalhamento espectral) da PSD (BLACKMAM e TUKEY, 1958; BENDAT e PIERSOL, 1986). Sinais ruidosos e não correlacionados apresentam banda larga, enquanto sinais suaves e periódicos são representados por uma concentração de energia em determinadas faixas de frequências. O GLE é calculado por:

$$\text{GLE} = \frac{[\sum_{i=1}^K S(f_i)]^2}{\sum_{i=1}^K S(f_i)^2} \quad (\text{II-1})$$

onde $S(f)$ é a estimativa da PSD e K é a ordem da última frequência considerada na análise.

Sinais perfeitamente regulares apresentam GLE próximo a 1 e sinais Gaussianos têm valor próximo a K . Como ilustração, a Figura II.1 mostra três sinais simulados com diferentes níveis de irregularidade e seus respectivos espectros de potência. O espectro da Figura II.1a apresenta quase toda a energia concentrada na frequência fundamental. O sinal senoidal com ruído aditivo (Figura II.1b) é caracterizado pelo espalhamento espectral em faixas de frequências diferentes da modal. No espectro da Figura II.1c a energia é distribuída em toda a faixa de frequências.

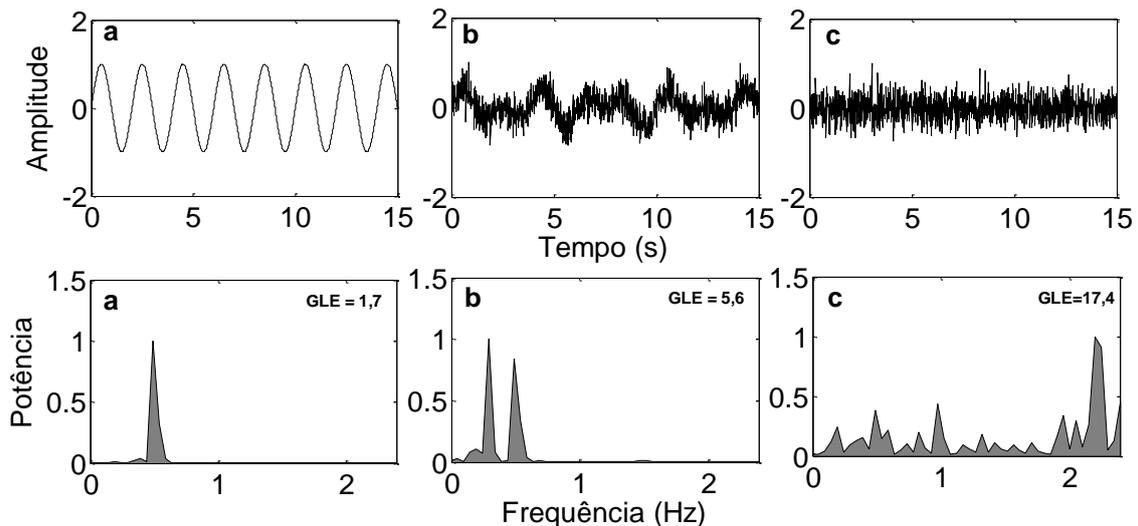


Figura II.1 – Função densidade espectral de potência normalizada. a) Sinal senoidal; b) Sinal senoidal com ruído aditivo; c) Ruído não correlacionado.

VAILLANCOURT e NEWELL (2003) usaram o GLE como uma medida no domínio da frequência para estimar a variabilidade do sinal de força em tarefas estáticas e dinâmicas. Os resultados mostraram que esta medida apresenta correlação positiva com a dimensão fractal.

II.3 – Geometria Fractal

O termo “Fractal”, originado do radical *fractus* e derivado do verbo *frangere*, significa fragmentado ou quebrado. A maioria dos objetos e estruturas encontradas na natureza, desde escalas atômicas até paisagens e montanhas, apresenta formas e padrões fragmentados ou irregulares (MANDELBROT, 1983; ADDISON, 1997). Muitas vezes, a tentativa de representar geometricamente essas estruturas por métodos matemáticos tradicionais não conduz a resultados satisfatórios (FEDER, 1988).

Muitos fenômenos e padrões encontrados nas diversas áreas da ciência, como na Biologia, Física e Engenharia, apresentam comportamentos aleatórios e caóticos (FEDER, 1988; WEST, 2010). Grande parte dos parâmetros fisiológicos e biomecânicos ligados às funções cardíacas, respiratórias e locomotoras apresentam

flutuações ou irregularidades que podem ser explicadas por métodos matemáticos não lineares (FEDER, 1988; WEST, 2010).

A DF é uma variável não linear utilizada para estimar a dimensão geométrica de formas e objetos irregulares. MANDELBROT (1975) definiu os conceitos da geometria fractal alegando que formas irregulares não poderiam ser descritas por linhas, círculos ou cubos regulares. Diferentemente da geometria Euclidiana em que estruturas regulares podem ser representadas por regras e axiomas, os fractais são definidos pela presença de propriedades como autossimilaridade e lei de potência escalar (MANDELBROT, 1975; HIGUCHI, 1988, 1990; CANNON *et al.*, 1997; EKE *et al.*, 2000; 2002; DELIGNIÈRES e MARMELAT, 2013; IHLEN e VEREIJKEN, 2013). Estruturas autossimilares apresentam escala invariante, portanto qualquer parte da estrutura quando observada sobre diferentes escalas apresenta-se como uma cópia exata ou pelo menos estatisticamente igual à estrutura inteira (MANDELBROT, 1983, ADDISON, 1997).

Fractais exatos como a curva de Von-Koch podem ser gerados a partir de procedimentos computacionais (EKE *et al.*, 2002), a partir dos quais processos recursivos de transformações geram uma estrutura geometricamente complexa e irregular, porém idêntica quando observada sobre diferentes escalas (Figura II.2a). Contudo, a maioria das estruturas e processos fisiológicos naturais apresenta apenas similaridade estatística (MANDELBROT, 1983; ADDISON, 1997; EKE *et al.*, 2002) (Figuras 2b e 2c).

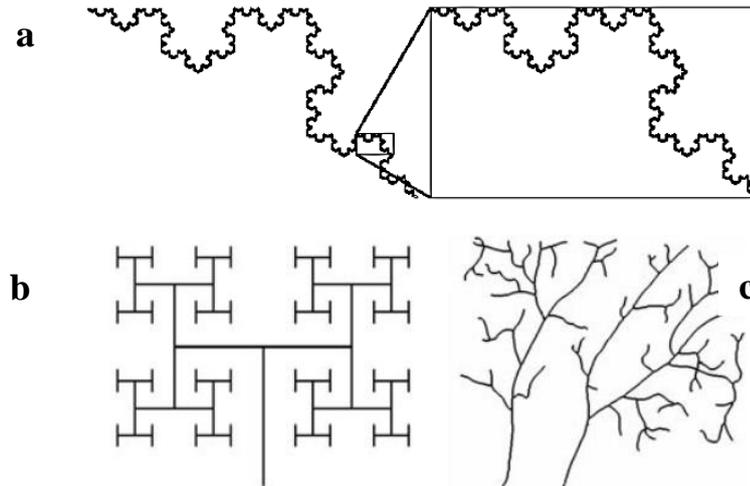


Figura II.2. a) Curva de Von-Koch (sobre escala reduzida a estrutura se mostra idêntica ao todo); b) Estrutura fractal com similaridade exata gerada por método computacional; c) Estrutura fractal com similaridade estatística encontrada na natureza.

Outra propriedade dos fractais é a obediência à lei de potência escalar. Por exemplo, quando uma determinada quantidade ou estrutura é medida por meio de uma escala, o valor encontrado e a escala apresentam uma relação do tipo (EKE *et al.*, 2002):

$$L(\delta) = c \delta^\varepsilon \quad (\text{II-2})$$

onde $L(\delta)$ é o valor encontrado na escala δ , c é uma constante e ε é o expoente escalar, o qual é calculado como o coeficiente angular da reta de regressão ajustada aos valores encontrados em diferentes escalas, utilizando as propriedades de multiplicação e potência dos logaritmos, como a seguir:

$$\text{Log}(L(\delta)) = \text{Log}(c) + \varepsilon \text{Log}(\delta) \quad (\text{II-3})$$

A DF tem relação direta com o expoente escalar de um determinado objeto (EKE *et al.*, 2000, 2002) e o valor da dimensão é limitado pelas dimensões Topológica (DT) e Euclidiana (DE) de forma que $DT \leq DF \leq DE$ (MANDELBROT, 1983; ADDISON, 1997; EKE *et al.*, 2002). A DE é representada por valores inteiros que indicam o número de coordenadas necessárias para determinar a posição de um ponto do objeto no espaço. Por exemplo, uma linha apresenta DE igual a 1, um plano DE igual a 2, e um objeto tridimensional DE igual a 3. Por sua vez, a DT representa o número de

coordenadas necessárias para localizar um ponto na própria estrutura do objeto (EKE *et al.*, 2002). Na Figura II.3, o ponto P é representado dentro da superfície por meio das coordenadas $x = 0$ e $y = 1$, resultando em DT deste ponto igual a 2. Porém, a superfície está em um espaço tridimensional e o ponto P é representado neste espaço pelas coordenadas $x = 0$, $y = 1$ e $z = 4$. Portanto, a DE deste ponto é igual a 3 (EKE *et al.*, 2002).

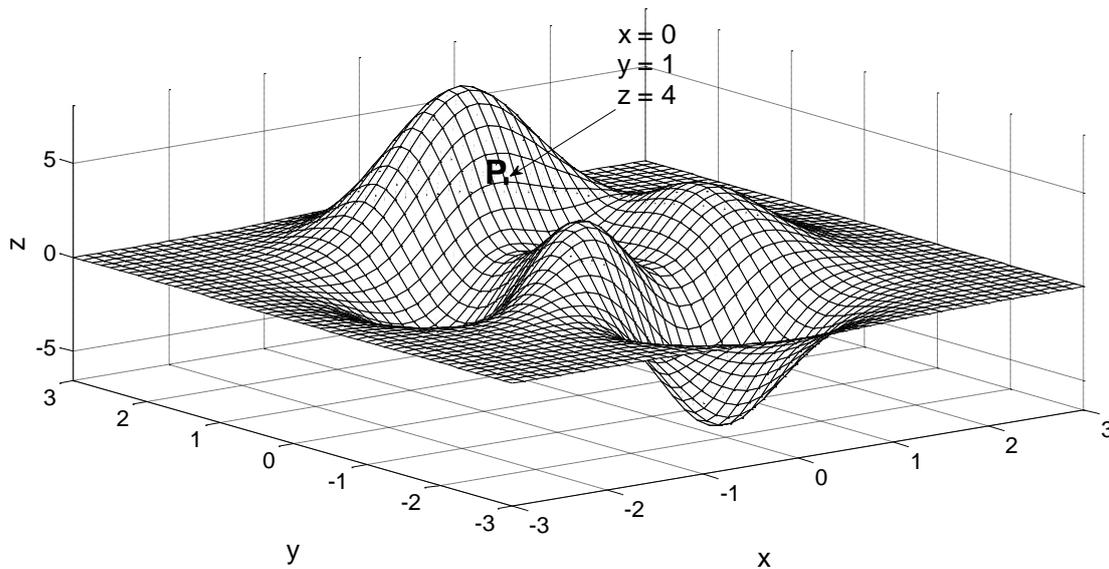


Figura II.3. Dimensões topológica e Euclidiana de um ponto em uma superfície. Enquanto a dimensão topológica do ponto P é representada pelas coordenadas $x = 0$ e $y = 1$ (DT = 2), a superfície está imersa em um espaço tridimensional e as coordenadas do ponto P são $x = 0$, $y = 1$ e $z = 4$ (DE = 3).

Há diversos métodos nos domínios do tempo e da frequência que podem ser utilizados para estimar a DF de séries temporais (EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRES *et al.*, 2006; WEST, 2010; DINIZ *et al.*, 2011; STADNITSKI, 2012; DELIGNIÈRES e MARMELAT, 2013), como por exemplo os métodos: (1) de Hurst; (2) autocorrelação; (3) variância em janela; (4) análise de dispersão; (5) análise de flutuação com eliminação de tendências (*Detrended Fluctuation Analysis – DFA*); (6) PSD; e (7) análise tempo-frequência (EKE *et al.*, 2002). Apesar de diferenças metodológicas, todos utilizam a lei de potência e escala logarítmica para estimar a DF (EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRES *et al.*, 2006).

Dentre os diversos métodos, o DFA e o PSD são amplamente utilizados para estudar as propriedades fractais, também conhecidas como ruído $1/f$. Estes métodos são aplicados em diversas áreas, como por exemplo no estudo de sequências de DNA, variabilidade cardíaca, padrões de disparo de neurônios, locomoção e postura humana, economia e registro de variação de temperatura e terremotos (PENG *et al.*, 1993; LIU *et al.*, 1999; BUNDE *et al.*, 2000; TALKNER e WEBER, 2000; HAUSDORFF *et al.*, 2001; TSENG *et al.*, 2003; TELESCA *et al.*, 2005; DELIGNIÈRES *et al.*, 2006; 2008; DELIGNIÈRES e MARMELAT, 2013). DELIGNIÈRES *et al.* (2006) mostraram que estes métodos apresentam boa reprodutibilidade e robustez para estimar a dimensão fractal. TALKNER e WEBER (2000) aplicaram estes métodos para estudar a variabilidade na flutuação de temperatura ambiental. TSENG *et al.* (2013) aplicaram os métodos DFA e PSD para caracterizar a autorregulação das respostas pressóricas, variabilidade da frequência cardíaca e a velocidade do fluxo sanguíneo cerebral durante o teste de inclinação de indivíduos com possíveis disfunções no sistema nervoso autônomo. DELIGNIÈRES *et al.* (2008) também usaram os dois métodos para estudar os processos dinâmicos durante testes de tempo de reação em tarefas motoras discretas. HAUSDORFF *et al.* (2001) mostraram por DFA que os intervalos entre as passadas durante a marcha humana exibiam características fractais evidenciadas pela presença de correlação de larga escala. IHLEN e VEREIJKEN (2014) analisaram as séries de intervalos entre as passadas do estudo de HAUSDORFF *et al.* (1996), utilizando um método DFA modificado e confirmaram a presença de estruturas fractais. O método DFA foi introduzido por PENG *et al.* (1993) e se baseia na estimação da variabilidade de sinais não estacionários por meio da remoção prévia de tendências locais. Primeiramente, dado um sinal com duração de N amostras, consideram-se sequências

internas de L amostras, onde cada amostra x_i é somada cumulativamente, após a remoção da média dessa sequência:

$$y(L) = \sum_{i=1}^L [x_i - \bar{x}], \quad L = 1, \dots, N \quad (\text{II-4})$$

onde $y(L)$ é um novo sinal que representa a soma cumulativa para os diferentes valores de L , \bar{x} a média do sinal e N o comprimento do sinal. Em seguida, $y(L)$ é dividido em intervalos sem sobreposição de tamanho n e as tendências locais são eliminadas pela subtração de reta ajustada aos respectivos pontos por meio do método dos mínimos quadrados (Figura II.4). Então, para cada intervalo de tamanho n , a irregularidade é determinada pela variância, estimada pelo valor eficaz (*root mean square* – RMS), como segue:

$$\text{RMS}(K) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (y_j - y_{j,\text{reta}})^2} \quad (\text{II-5})$$

onde y_j é o trecho de comprimento n da soma cumulativa, $y_{j,\text{reta}}$ é a reta de regressão ajustada a y_j e K varia de 1 até o número de trechos de tamanho n . Finalmente, a média dos valores RMS é calculada para representar a variância relacionada à escala n ($F(n)$).

Esse processo é repetido para diversos tamanhos de n .

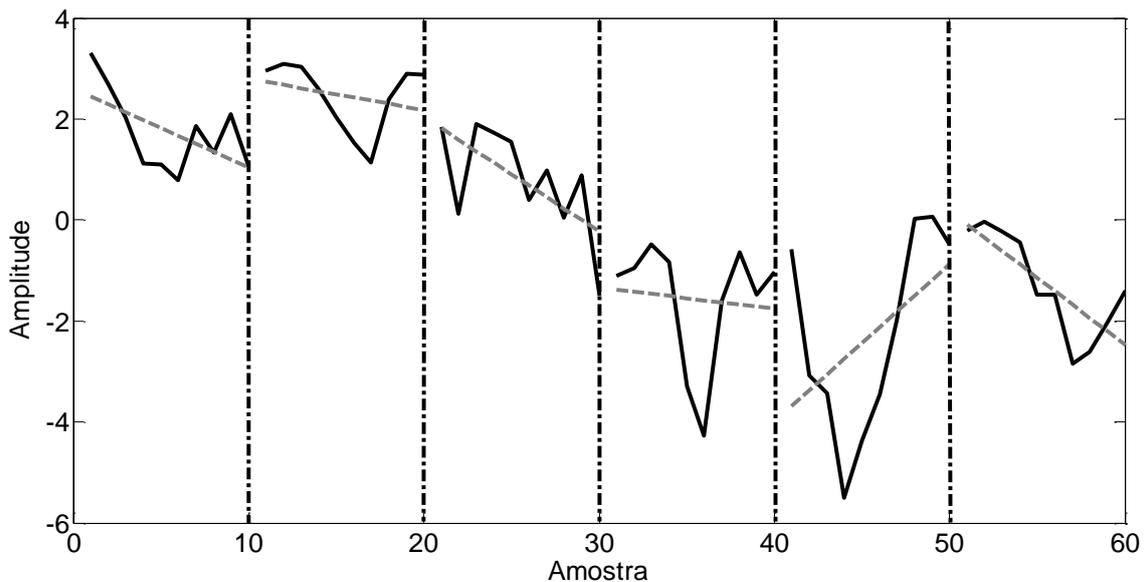


Figura II.4 – Trecho da soma cumulativa do sinal da Figura II.1b para exemplificar a eliminação de tendências locais pelo ajuste de reta de regressão. O sinal foi dividido em intervalos de

comprimento $n = 10$ e as retas indicam tendências, as quais são eliminadas em cada trecho por subtração.

DELIGNIÈRES e MARMELAT (2013) sugerem que o tamanho de n deva variar de 10 a $N/2$, ao passo de dois intervalos adjacentes.

Tipicamente, em sinais com características fractais a variância $F(n)$ apresenta a lei de potência em relação a n , conforme (DELIGNIÈRES e MARMELAT, 2013):

$$F(n) \propto c n^\alpha \quad (\text{II-6})$$

onde c é a constante de proporcionalidade, n o tamanho dos intervalos e α o expoente escalar.

O valor de α pode ser encontrado a partir da transformação logarítmica da equação II-6, o que resulta em:

$$\log(F) \propto \log(c) + \alpha \log(n) \quad (\text{II-7})$$

onde α é estimado pela inclinação da reta de regressão dos valores de $F(n)$ e n em escala logarítmica.

EKE *et al.* (2002) mostraram em seu trabalho de revisão que o expoente escalar α pode ser usado para estimar a DF de séries temporais por meio da relação:

$$DF = \begin{cases} 2 - \alpha & \text{se } 0 \leq \alpha \leq 1 \\ 3 - \alpha & \text{se } 1 < \alpha \leq 3 \end{cases} \quad (\text{II-8})$$

O PSD é um método no domínio da frequência baseado na transformada discreta de Fourier (BENDAT e PIERSOL, 1986). O periodograma é calculado e o respectivo espectro de potência de processos fractais apresenta uma relação do tipo:

$$S(f) \propto 1 / f^\beta \quad (\text{II-9})$$

$$\log(S(f)) \propto \log(1) - \beta \log(f) \quad (\text{II-10})$$

onde $S(f)$ é o espectro de potência, f a frequência e β o expoente espectral.

Como no domínio do tempo, o valor de β é estimado por meio do módulo do coeficiente angular da reta de regressão ajustada a $S(f)$ e f , representados em escala

logarítmica (EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRES *et al.*, 2006; 2008). A DF é calculada a partir da relação (HIGUCHI, 1990; EKE *et al.*, 2002; RODRIGUES *et al.*, 2004):

$$DF = \frac{5-|\beta|}{2} \quad (\text{II-11})$$

II.4 –Coordenação Muscular, Co-Contração e Força

A coordenação muscular é uma das estratégias utilizadas pelo sistema neuromuscular para aumentar a força e a eficiência motora em movimentos cotidianos e gestos esportivos (BASMAJIAN, 1977; ZATSIORSKY, 2004; TURPIN *et al.*, 2011; ROTA *et al.*, 2012). Movimentos coordenados e suaves não são apenas resultados da ativação direta dos músculos responsáveis pelo movimento, mas também da desativação dos músculos antagonistas (MERLETTI e PARKER, 2004). O sistema nervoso apresenta um papel importante no aumento da força por meio da ativação e desativação precisa de músculos específicos durante uma determinada tarefa (ZATSIORSKY, 2004; ENOKA, 2005). Um desafio encarado pelo sistema neuromotor para desempenhar uma tarefa de forma eficiente é a capacidade de ativar seletivamente os músculos agonistas e de reduzir a ativação dos músculos antagonistas (BASMAJIAN, 1977; GUYTON e HALL, 2002; KOMI, 2006).

Um movimento dirigido a um alvo exhibe um padrão trifásico de ativações mioelétricas, o qual consiste em três trens de impulsos elétricos, sendo o primeiro dirigido aos músculos agonistas e destinado a acelerar o membro na direção desejada. O segundo é dirigido aos músculos antagonistas com o objetivo de reduzir a velocidade do membro à medida que se aproxima do alvo. O terceiro trem de impulso é dirigido novamente aos músculos agonistas para fixar o membro na posição desejada (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; WINTER, 1990; ENOKA, 2005). Este padrão trifásico é evidenciado em atividades balísticas ou com velocidades de moderada a alta.

A co-contração ou ativação simultânea dos músculos antagonistas gera um aumento da impedância articular e conseqüentemente uma redução do torque líquido articular (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; WINTER, 1990; MERLETTI e PARKER, 2004). O grau de co-contração pode apresentar uma ampla variabilidade para uma mesma tarefa (KARST e HASAN, 1987), sendo sua magnitude afetada por vários fatores, tais como grupo muscular envolvido e sua anatomia uni- vs. biarticular; velocidade de execução do movimento; tipo e intensidade da contração; posição angular; fadiga; dor; lesão; condição patológica; condicionamento e estágio da aprendizagem motora (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; WINTER, 1990; ENOKA, 2005; ILLYÈS e KISS, 2005; REMAUD *et al.*, 2007; KELLIS e KOUVELIOTI *et al.*, 2009; ANTONY e KEIR, 2010; GATES e DINGWELL, 2010; KELLIS *et al.*, 2011; ROTA *et al.*, 2012; SINGH *et al.*, 2012).

BAZZUCCHI *et al.* (2008) mostraram que atletas e indivíduos habilidosos apresentam uma menor ativação dos músculos antagonistas, comparados a indivíduos destreinados ou sedentários. O aumento do torque líquido observado nesses atletas pode estar ligado à retirada do torque negativo gerado pelo músculo antagonista (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; FALCONER e WINTER, 1985; AMIRIDIS *et al.*, 1996; ENOKA, 2005; KOMI, 2006). PERSON (1958) observou que o treinamento levou a uma progressiva inibição da ativação antagonista durante movimentos de flexão e extensão do cotovelo e que esta inibição tornou-se quase completa à medida que o nível de condicionamento evoluiu.

Uma das conseqüências diretas da ativação desnecessária dos músculos antagonistas é a possível elevação do custo energético requerido para uma determinada tarefa, aumentando também as forças de contato articular, o que é prejudicial em certas condições patológicas (WINTER, 1990; FROST *et al.*, 1997; HORTOBÁGYI *et al.*,

2011; KNARR *et al.*, 2012). Por outro lado, a co-ativação pode ser necessária quando a tarefa exige alta acurácia ou quando altas cargas são deslocadas. Perturbações posturais internas ou externas podem ser controladas pelo aumento da co-ativação para aumentar a estabilidade (FRANKLIN *et al.*, 2004). Adicionalmente, em movimentos balísticos executados em alta velocidade a co-ativação atua como um mecanismo de segurança (AAGAARD *et al.*, 2000; SOLOMONOW e KROGSGAARD, 2001; GRIBBLE *et al.*, 2003; SELEN *et al.*, 2005; MISSENARD *et al.*, 2008; KNARR *et al.*, 2012).

Em certas condições, parece ser mais vantajoso para o sistema neuromotor utilizar a co-contração, principalmente quando a geração de potência ótima depende da combinação da magnitude e direção do vetor de força (WAKELING e CHAN, 2009). ENOKA (1983) mostrou que, durante a primeira fase do movimento do arremesso, levantadores de peso de alto nível mantinham um grau de co-contração dos músculos antagonistas da coxa. Nos movimentos que ocorrem mudanças da direção, como em flexão e extensão, a alteração do nível de atividade tônica dos músculos agonistas e antagonistas pode ser mais vantajosa do que a ativação e desativação de forma alternada (HASAN, 1986).

A eletromiografia de superfície (EMG, _{sup}) é uma técnica amplamente usada para quantificar a atividade global dos músculos, permitindo interpretar de forma razoável o comportamento neuromotor (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Em contrações isométricas, a magnitude do eletromiograma integrado pode apresentar uma relação razoavelmente linear, ou quase linear, com a força exercida pelo músculo (LAWRENCE e DE LUCAS, 1983; BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MERLETTI e PARKER, 2004; GRIFFIN e GUILAK, 2005; RICHARDS e HIGGINSON, 2010). Apesar de apresentar limitações, esta técnica pode ser utilizada para descrever, de forma

não invasiva, a funcionalidade e a coordenação muscular em movimentos funcionais, esportivos e posturais (FORESTIER e NOUGIER, 1998; TURPIN *et al.*, 2011).

Há na literatura uma grande variedade de testes para estimar o índice de contração (ERVILHA *et al.*, 2012). SIN *et al.* (2014) utilizaram um índice de co-ativação para analisar o grau de espasticidade e sinergismo entre os músculos dos complexos articulares do ombro e do cotovelo. HU *et al.* (2007) encontraram uma redução dos níveis de co-ativação e espasticidade dos músculos antagonistas responsáveis pela flexão e extensão do cotovelo em pacientes com acidente vascular encefálico após 20 sessões de treinamento. KNARR *et al.* (2012) usaram os índices de co-ativação entre os músculos vasto lateral e semimembranoso durante a marcha para comparar os momentos musculares gerados na condição experimental com os obtidos por simulação.

A magnitude e o atraso de ativação entre músculos antagonistas podem ser usados como estimadores do sinergismo muscular durante o movimento (MERLETTI e PARKER, 2004; TURPIN *et al.*, 2011; KNARR *et al.*, 2012). Mudanças na coordenação muscular também são associadas ao tempo de ativação entre músculos durante uma determinada tarefa motora (BILLAUT *et al.*, 2005; SAMOZINO *et al.*, 2007). A função de correlação cruzada é uma técnica de processamento de sinais utilizada para analisar o tempo de ativação entre dois ou mais músculos (HUG e DOREL, 2009; HUG, 2011).

A função de correlação cruzada é definida pela equação (BENDAT e PIERSOL, 1986; WINTER, 1990).

$$R_{xy}(\tau) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [(x(n) - \bar{x})(x(n+\tau) - \bar{y})]}{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [(x(n) - \bar{x})(y(n) - \bar{y})]} \quad (\text{II-12})$$

onde $x(n)$ e $y(n)$ são os sinais de interesse com comprimento N , \bar{x} e \bar{y} suas respectivas médias e τ o atraso de tempo. O atraso correspondente ao pico da correlação pode ser

utilizado como um estimador da latência entre dois sinais (LI e CALDWELL, 1998; DOREL *et al.*, 2008).

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

III.1 – Casuística

Para o presente estudo, foram compostas duas amostras com indivíduos saudáveis do sexo masculino, todos proveniente do Corpo de Aspirantes da Escola Naval. Esta população foi escolhida devido à rotina seguida, o que inclui treinamento físico controlado, alimentação e horas de sono equivalentes. Nenhum indivíduo apresentou qualquer tipo de limitação física ou de doença que impossibilitasse a execução dos testes ou comprometesse os resultados da pesquisa. Previamente os indivíduos foram definidos em grupos levando em consideração o nível do desempenho (Tabela III.1). Os procedimentos foram informados previamente e todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO I). O protocolo experimental foi registrado no sistema eletrônico Plataforma Brasil e foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade do Estado do Rio de Janeiro [aprovação CAAE 01530712.9.0000.5282].

Tabela III.1 Categorização da amostra quanto ao desempenho (número máximo de repetições).

| | Repetições | | | |
|-------------|------------|--------------------|---------------------|-----------|
| | ≤ 7 | $8 \leq e \leq 12$ | $13 \leq e \leq 17$ | ≥ 18 |
| Nº sujeitos | 4 | 10 | 11 | 3 |

A estimativa da densidade corporal foi obtida por meio do método de JACKSON e POLLOCK (1978), utilizando as dobras cutâneas de peitoral, abdômen e coxa. As medições das dobras cutâneas foram realizadas com um compasso de dobras cutâneas

(CESCORF, Porto Alegre, Brasil), com resolução de 0,1 mm. O percentual de gordura corporal foi calculado por meio da equação de William Siri (MCARDLE *et al.*, 2006):

$$DC = 1,10938 - 0,0008267 \sum D_{(p,a,c)} + 0,0000016 \sum D_{(p,a,c)}^2 + -0,0002574(I) \quad (\text{III-1})$$

$$\%GC = \left[\left(\frac{4,95}{DC} \right) - 4,50 \right] \times 100 \quad (\text{III-2})$$

onde $D_{(p,a,c)}$ são as dobras cutâneas de peitoral, abdômen e coxa, respectivamente, I a idade em anos.

III.1.a – Amostra 1: Protocolo Experimental Propriamente Dito

Este grupo foi formado por 28 voluntários com idade $22,4 \pm 2,4$ anos (média \pm desvio padrão), massa $77,6 \pm 9,4$ kg, estatura $1,75 \pm 0,09$ m e percentual de gordura $11\% \pm 5,4\%$. Dos 28 sujeitos, 14 foram submetidos ao protocolo completo que incluiu a coleta dos sinais de eletromiografia e de trocas gasosas. Os outros 14 sujeitos foram submetidos ao exercício de puxada na barra fixa e somente a força de tração foi registrada.

III.1.b – Amostra 2: Protocolo de Reprodutibilidade Teste-Reteste

Esta amostra foi formada por 31 voluntários com idade $19,7 \pm 0,8$ anos, massa $73,4 \pm 9,8$ kg, estatura $1,75 \pm 0,06$ m e percentual de gordura $9,7\% \pm 4,3\%$.

III.2 – Instrumentação e Aquisição de Dados

Para medir a componente vertical da força de tração foi utilizada uma barra fixa acoplada em série a uma célula de carga uniaxial com capacidade máxima de 200 kgf e resposta em frequência de 0 a 23 Hz (Figura III.1). Para medição da posição angular, foi utilizado um goniômetro digital (Figura III.1), o qual foi sincronizado com o

dinamômetro e com os canais de eletromiografia de superfície por um conformador de sinais (Figura III.2) (EMGSystem, São Paulo, Brasil).



Figura III.1 – Barra fixa em série com a uma célula de carga uniaxial(y) e goniômetro digital sobre a articulação umeroulnar.



Figura III.2 – Conformador de sinais. Os sinais de dinâmometria, goniometria e eletromiografia foram coletados simultaneamente.

Enquanto o sinal de goniometria não foi amplificado, o sinal de dinâmometria sofreu um ganho igual a 600. Os sinais de eletromiografia foram coletados por eletrodos de Ag/AgCl Kendall MEDITRACE 200 (The Ludlow, Chicopee, EUA) em configuração ativa e bipolar. Um pré-amplificador com ganho 20 e um amplificador com ganho 100 conferiram um ganho total igual a 2000 aos eletromiogramas diferenciais. Este amplificador possui CMRR 110 dB, impedância de entrada maior do

que 10 M Ω e resposta em frequência 20-500 Hz. Os sinais de goniometria, dinamometria e eletromiografia foram digitalizados em 2 kHz por um conversor A/D de 16 bits e faixa dinâmica ± 10 V. O programa EMGlab (EMGSystem, São Paulo, Brasil) foi utilizado para controlar a aquisição.

O custo energético foi estimado por meio de calorimetria indireta utilizando um analisador de trocas gasosas VO2000 (Figura III.3) (Medgraphics, Minnesota, EUA). Foi usado um pneumotacômetro de média vazão com faixa 10 a 120 L/min. Os sensores de vazão, O₂ e CO₂ foram calibrados utilizando uma seringa de calibração padrão com capacidade volumétrica de 3 L e um gás com concentrações conhecidas de 16% para O₂ e 5% para CO₂. O erro foi inferior a 3% e o programa Aerograph (Medgraphics, Minnesota, EUA) calculou em tempo real a taxa de consumo de O₂ ($\dot{V}O_2$) e de produção de CO₂ ($\dot{V}CO_2$). As trocas gasosas foram monitoradas ciclo a ciclo, sendo registrado o valor médio a cada três ciclos consecutivos. Os dados de ambos os instrumentos foram exportados em formato texto (txt) para posterior processamento.



Figura III.3 – Analisador de trocas gasosas VO2000.

III.2 – Protocolo Experimental

III.2.a – Protocolo Experimental Propriamente Dito

Para os 14 indivíduos que participaram do protocolo completo, os músculos escolhidos para o registro da atividade elétrica foram o bíceps braquial, porção lateral do tríceps braquial, porção esternocostal do peitoral maior e latíssimo do dorso. A pele foi preparada por meio de tricotomia, abrasão, lavagem com sabão neutro e limpeza com álcool. Essas medidas visaram reduzir a impedância da interface eletrodo-pele. A colocação dos eletrodos seguiu as recomendações de HERMENS *et al.* (1999) e CRISWELL (2011), como segue:

- Bíceps braquial: um terço da distância entre a borda anterior do acrômio e a fossa cubital, a partir da fossa cubital.
- Porção lateral do tríceps braquial: metade da distância entre a borda posterior do acrômio e o olécrano, com afastamento lateral aproximado de 2 cm.
- Porção esternocostal do peitoral maior: 2 cm medialmente em relação à prega axilar anterior.
- Latíssimo do dorso: distância média entre a coluna vertebral e a borda lateral do tronco, a 4 cm abaixo do ângulo inferior da escapula seguindo uma orientação de 25 graus.

Os eletrodos foram orientados no sentido das fibras musculares, sendo mantida uma distância de aproximadamente 30 mm entre os de eletrodos. O eletrodo de referência foi fixado no processo estiloide da ulna.

Inicialmente, foi registrado o EMG durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada músculo isoladamente. Foram assumidas as posições para testes funcionais recomendadas por KENDALL *et al.* (2007), com algumas adaptações,

conforme detalhado a seguir. Todos os registros de EMG foram feitos do lado direito e com os indivíduos em posição bípede, como segue:

- Bíceps braquial: braço ao lado do corpo, cotovelo flexionado em 90° e antebraço em supinação. O indivíduo foi incentivado a executar uma flexão do cotovelo e o avaliador aplicou uma resistência sobre o punho (Figura III.4a).
- Porção lateral do tríceps braquial: braço ao lado do corpo, cotovelo flexionado em 90° e antebraço em posição neutra. O indivíduo executou uma contração isométrica visando à extensão do cotovelo e a resistência foi aplicada pelo avaliador sob o punho (Figura III.4b).
- Porção esternocostal do peitoral maior: articulação glenoumeral em aproximadamente 90° de abdução e 45° de flexão horizontal; cotovelo em 30° de flexão e antebraço em supinação com a mão apoiada sobre o ombro do avaliador. O indivíduo foi incentivado a contrair o peitoral maior com o objetivo de deslocar o membro superior no sentido da espinha ílica anterossuperior esquerda. Uma resistência foi aplicada pelo ombro do avaliador sobre a mão do avaliado (Figura III.4c).
- Latíssimo do dorso: articulação glenoumeral em 110° de flexão com 45° de extensão horizontal; cotovelo flexionado em 90°, antebraço em posição neutra com o cotovelo apoiado sobre o ombro do avaliador. O indivíduo foi incentivado a baixar o membro superior enquanto o avaliador exercia uma resistência com o seu ombro (Figura III.4d).

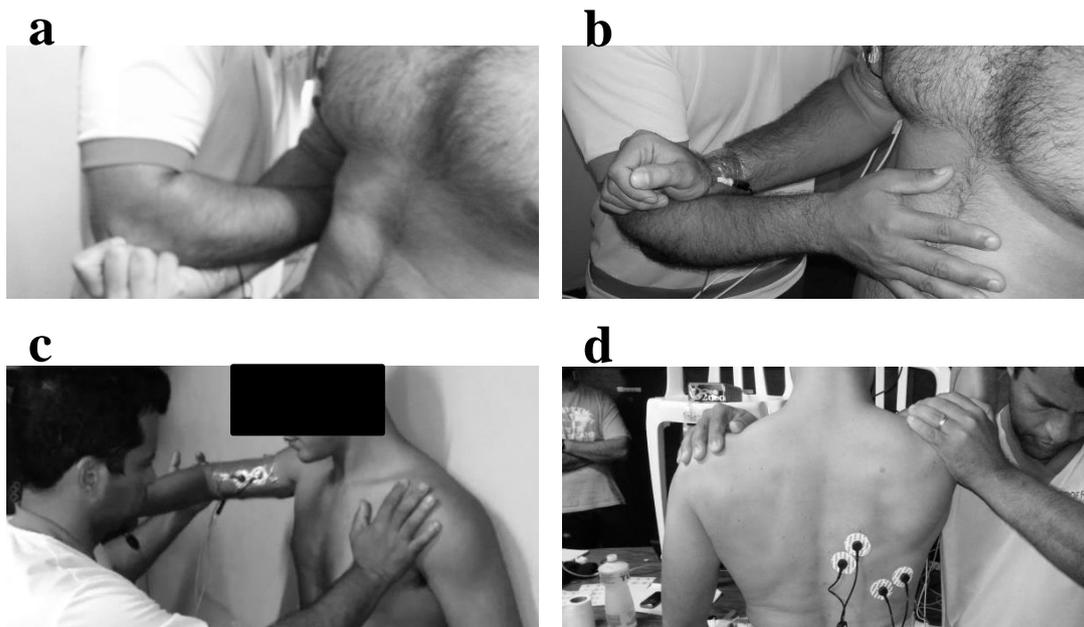


Figura III.4 – Testes de contração isométrica voluntária máxima dos músculos bíceps braquial (a), tríceps braquial (b), peitoral maior (c) e latíssimo do dorso (d).

Todos foram incentivados a manter a contração por um período de 10 s, sobre a resistência manual de um avaliador experiente, o qual foi o mesmo em todos os testes. Os registros foram posteriormente utilizados para a normalização do EMG durante o exercício.

O $\dot{V}O_2$ de repouso foi coletado durante cinco minutos com o indivíduo sentado confortavelmente. Em seguida, o goniômetro foi fixado no membro superior esquerdo com o seu eixo sobre o centro do complexo articular do cotovelo. O exercício de puxada na barra fixa se iniciou com o indivíduo mantendo o corpo verticalmente orientado, as articulações umeroulnares em máxima extensão, antebraços em supinação e as mãos com pegada na largura dos ombros (Figura III.5). Durante o exercício, todos os indivíduos foram motivados verbalmente a executar o máximo de repetições até a falha concêntrica. Cada indivíduo manteve o seu ritmo de execução. Após o término do exercício, os indivíduos foram novamente posicionados sentados e em repouso para que o $\dot{V}O_2$ de recuperação fosse coletado por mais seis minutos (Figura III.6).

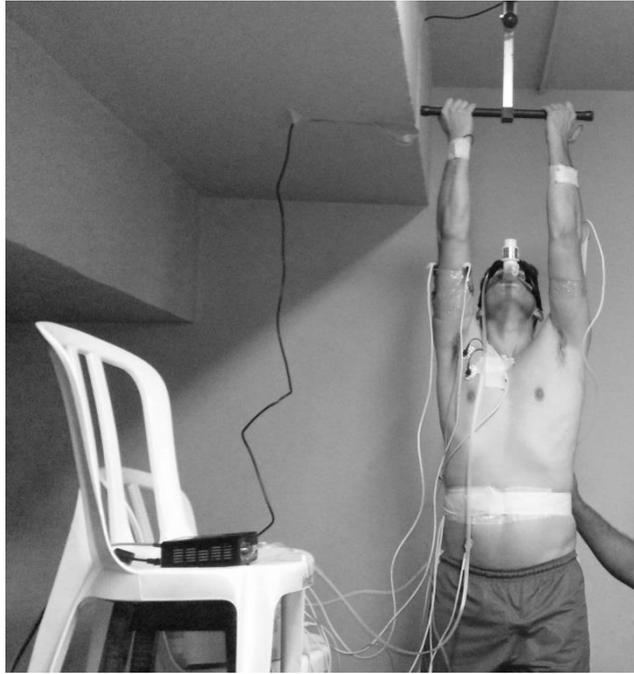


Figura III.5 – Puxada na barra fixa com monitoramento do consumo de oxigênio e das atividades elétricas musculares.



Figura III.6 – Registro do consumo de oxigênio após o exercício de puxada na barra fixa.

III.2.b – Protocolo de Reprodutibilidade Teste-Reteste

Para o estudo reprodutibilidade, foram coletados apenas os sinais de goniometria e força de tração. Cada indivíduo foi submetido a três dias de testes com intervalo de 24 a 48 h. Como no protocolo anterior, todos os indivíduos foram incentivados a executar o máximo de repetições possíveis.

III.3 – Pré-Processamento

III.3.a – Sinal de Força de Tração

O sinal de força de tração foi filtrado digitalmente por meio de um filtro Butterworth passa-baixas de 2ª ordem, aplicado no sentido direto e reverso, com frequência de corte 30 Hz, e em seguida foi subamostrado para 100 Hz. Como cada indivíduo manteve seu ritmo próprio, os sinais apresentaram diferentes durações. As análises foram limitadas aos 16 s iniciais, pois este foi o mínimo de tempo registrado em cada protocolo. O sinal foi normalizado pela massa corporal e o primeiro segundo foi descartado da análise para evitar qualquer transiente inicial.

III.3.b – Eletromiografia

Todos os sinais de eletromiografia foram filtrados digitalmente nos sentidos direto e reverso por um filtro Butterworth passa-faixa de 2ª ordem com frequências de corte 15 e 350 Hz. Os 2 s iniciais e finais dos sinais registrados nas CIVM foram descartados e o valor RMS dos 6 s restantes foi calculado para posterior normalização dos sinais durante a puxada na barra. Os sinais coletados durante a puxada na barra fixa foram então normalizados, retificados e alisados por um filtro Butterworth passa-baixas de 2ª ordem, nos sentidos direto e reverso, com frequência de corte 6 Hz. Apesar de o EMG ser analisado considerando o comprimento total do sinal de cada sujeito, o primeiro segundo foi descartado para evitar qualquer transiente inicial.

III.3 – Processamento dos Sinais

III.3.a – Força Média de Tração

O valor RMS de todo o sinal de força de tração foi calculado para representar a FMT.

III.3.b – Variáveis Espectrais: Frequência Mediana e Grau de Liberdade Espectral

A FME foi assumida como um índice de vibração, que foi calculado como a raiz espectral que divide a área da função densidade espectral de potência em duas metades (BENDAT e PIERSOL, 1986). A máxima frequência considerada para a análise foi 10 Hz.

O GLE foi calculado com base no espectro de potência pela equação II-1 e f_i foi limitado em 10 Hz.

III.3.c – Dimensão Fractal

A DF do sinal de força de tração foi estimada por meio dos métodos DFA e PSD. Considerando o DFA, após a subtração do valor médio, o sinal de força de tração foi somado cumulativamente conforme a equação II-4. Para estimar o expoente escalar, o sinal foi dividido em intervalos considerando $10 \leq n \leq N/2$. As tendências foram eliminadas e α foi estimado pela reta de regressão entre os valores de $F(n)$ e n em escala logarítmica. Para este ajuste de reta, somente foi considerada a região linear do gráfico bilogarítmico $F(n)$ vs. n e esta região foi identificada da seguinte forma: um polinômio de grau 10 foi ajustado ao gráfico e suas diferenças sucessivas foram calculadas. O ponto de corte para a região linear foi considerado como o correspondente à diferença

entre amostras sucessivas menor do que 0,001. Em todos esses ajustes, foi realizada uma inspeção visual para confirmar a eficácia.

Antes de aplicar o método PSD, a média e a tendência foram retiradas do sinal de força de tração. Em seguida, o espectro de potência foi obtido pela transformada discreta de Fourier (método do periodograma). Devido aos sinais apresentarem espectros de banda estreita, a estimação do expoente espectral foi limitada a 10 Hz. O expoente espectral β foi definido como sendo a inclinação da reta de regressão ajustada aos valores de $S(f)$ e f , em escala logarítmica.

As DF estimadas a partir dos métodos DFA e PSD foram definidas pelas equações II-8 e II-11, respectivamente.

III.3.d – Índice de Co-Contração, Atrasos de Ativação e Eficiência por Consumo de Oxigênio

Os sinais de envelope do EMG foram normalizados pelo valor RMS do EMG da CIVM dos respectivos músculos.

O percentual do índice de co-contratação (%ICC) foi estimado a partir da área de intersecção entre os envelopes dos EMG, conforme equação abaixo (WINTER, 1990):

$$\%CC = 2 \cdot \frac{\text{Área de Intersecção dos Envelopes}}{\text{Área do Envelope do Músculo A} + \text{Área do Envelope do Músculo B}} \cdot 100\% \quad (\text{III-1})$$

O tempo de atraso entre as ativações foi estimado pela função de correlação cruzada normalizada entre os envelopes dos EMG. O valor crítico de significância foi calculado por meio da transformação Z de Fisher e o atraso correspondente ao pico de correlação positiva mais próximo de zero foi usado como o estimador da latência entre as ativações musculares (MELLO *et al.*, 2007).

A eficiência foi estudada por meio do volume de O₂ consumido. Conforme sugerido por MCARDLE *et al.* (2006) para exercícios anaeróbicos, o $\dot{V}O_2$ de repouso foi subtraído da soma do $\dot{V}O_2$ durante exercício com o $\dot{V}O_2$ durante a recuperação. O volume de O₂ (VO₂) foi calculado como uma aproximação da área sob a curva $\dot{V}O_2$ vs. tempo pelo método de trapézios. Em seguida, este volume foi normalizado pelo número de repetições máximas executadas pelo sujeito (VO₂, norm).

III.4 – Estatística

As estatísticas utilizadas para verificar a reprodutibilidade da FMT, FME, GLE e DF foram o coeficiente de correlação intraclassa [CCI(1,1)], o erro típico da medida (ETM) e a diferença mínima significativa (DMS). O CCI (1,1) foi calculado como indicado por SHROUT e FLEISS (1979) e recomendado por RANKIN e STOKES (1998):

$$ICC(1,1) = \frac{SMQ - EMQ}{SMQ + (K - 1)EMQ} \quad (III-2)$$

onde K é o número de medições (K = 3), SMQ é o valor médio quadrático entre os sujeitos e EMQ é o erro médio quadrático (valor médio quadrático intrasujeitos). SMQ e EMQ foram obtidos pela análise de variância (ANOVA) unifatorial. A significância do CCI(1,1) e seu intervalo de confiança de 95% foram testados como recomendado por ELIASZIW *et al.* (1994) e MCGRAW e WONG (1996).

O ETM foi calculado como a raiz quadrada do EMQ e a DMS foi calculada como $1.96 \sqrt{2} EMQ$ (SHROUT e FLEISS, 1979; MCGRAW e WONG, 1996; ATKINSON e NEVILL, 1998; HOPKINS, 2000; WEIR, 2005; DOWNHAM *et al.*, 2006).

O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para analisar as correlações entre o desempenho (número de repetições) e as variáveis FMT, FME, GLE e DF. Em

seguida, foram calculadas as correlações entre a DF e o VO_2, norm , índice de contração e o atraso entre as ativações musculares. Foi utilizado o teste *t* de Student para testar a diferença entre as médias dos métodos DFA e PSD, bem como as significâncias das correlações.

Para todos os testes foi adotado um nível de significância de 0,05.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

IV.1 – Reprodutibilidade das Medidas

As estatísticas utilizadas para testar a reprodutibilidade das variáveis FMT, FME, GLE e DF por DFA e PSD estão apresentadas na Tabela IV.1. A FMT e a FME apresentaram reprodutibilidade quase perfeita ($CCI = 0,90$ e $0,80$, respectivamente). O ETM destas variáveis foi baixo. Os métodos usados para estimar a DF apresentaram uma reprodutibilidade substancial e moderada ($CCI \geq 0,61$ e $CCI \geq 0,41$, respectivamente). Entre estes métodos, o DFA mostrou um maior CCI ($0,73$ vs. $0,59$). O GLE apresentou reprodutibilidade moderada ($CCI = 0,52$).

Tabela IV.1 – Reprodutibilidade das variáveis FMT, FME, GLE, DFA e PSD

| | CCI(1,1) | IC95% | ETM | DMS |
|-----|----------|-----------|------|-------|
| FMT | 0,90 | 0,80-0,92 | 0,01 | 0,03 |
| FME | 0,80 | 0,59-0,82 | 0,07 | 0,18 |
| GLE | 0,52 | 0,21-0,57 | 4,96 | 13,74 |
| DFA | 0,73 | 0,52-0,78 | 0,07 | 0,20 |
| PSD | 0,59 | 0,30-0,64 | 0,08 | 0,21 |

CCI(1,1), coeficiente de correlação intraclasse; IC95%, intervalo de confiança de 95%; ETM, erro típico da medida; DMS, diferença mínima significativa; FMT, força média de tração; FME, frequência mediana espectral; GLE, grau de liberdade espectral; DFA, dimensão fractal por análise de flutuação com eliminação de tendências (*Detrended Fluctuation Analysis*); PSD, dimensão fractal por função densidade espectral de potência (*Power Spectral Density*).

IV.2 – Força Média de Tração

A Figura IV.1 apresenta três exemplos típicos dos sinais de FMT (sujeitos 1, 4 e 7). Percebe-se que o sinal do sujeito 1 (Figura IV.1a) mostra uma redução progressiva da amplitude, alcançando valores próximos de 1 (massa corporal). Os sinais dos sujeitos 4 e 7 (Figuras IV.1b e IV.1c, respectivamente) são marcados por picos acima de 1 que se mantêm ao longo de todas as repetições. A Tabela IV.2 apresenta os valores de FMT.

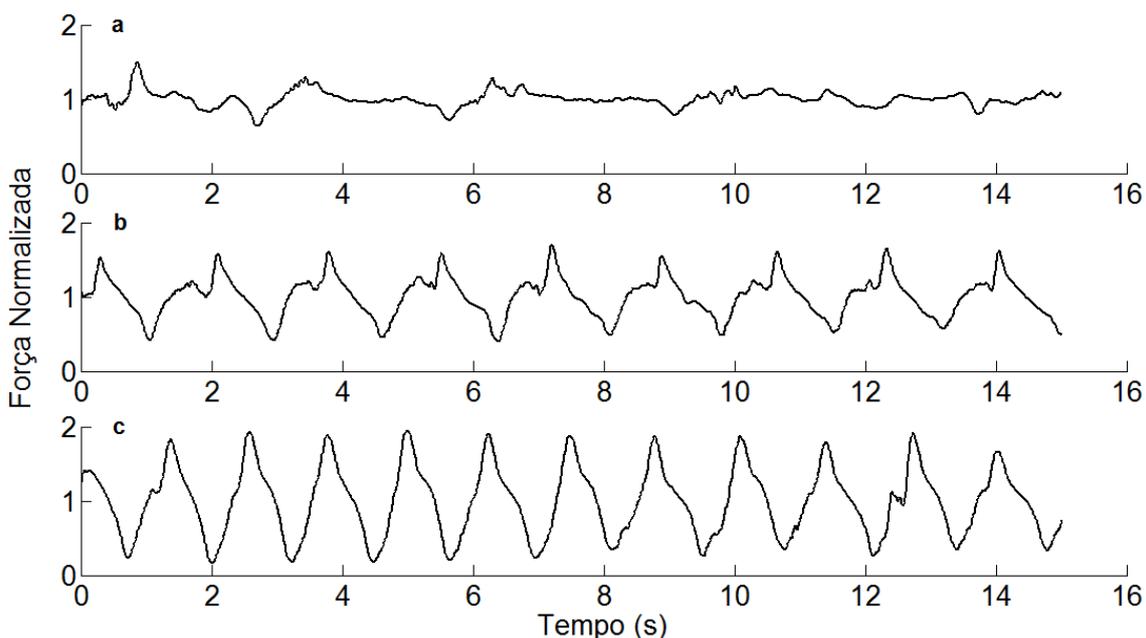


Figura IV.1 – Sinais de força de tração durante o exercício de puxada na barra fixa de indivíduos que obtiveram diferentes desempenhos: a) 5 b) 12 e c) 21 repetições.

IV.3 – Frequência Mediana Espectral e Grau de Liberdade Espectral

A Figura IV.2 exemplifica o espectro de potência e a posição da FME do sinal de força de tração (Tabela IV.2). Na Figura IV.2a pode ser observado um maior espalhamento espectral ao redor da frequência de pico em comparação com a Figura IV.2b, caracterizando um maior GLE.

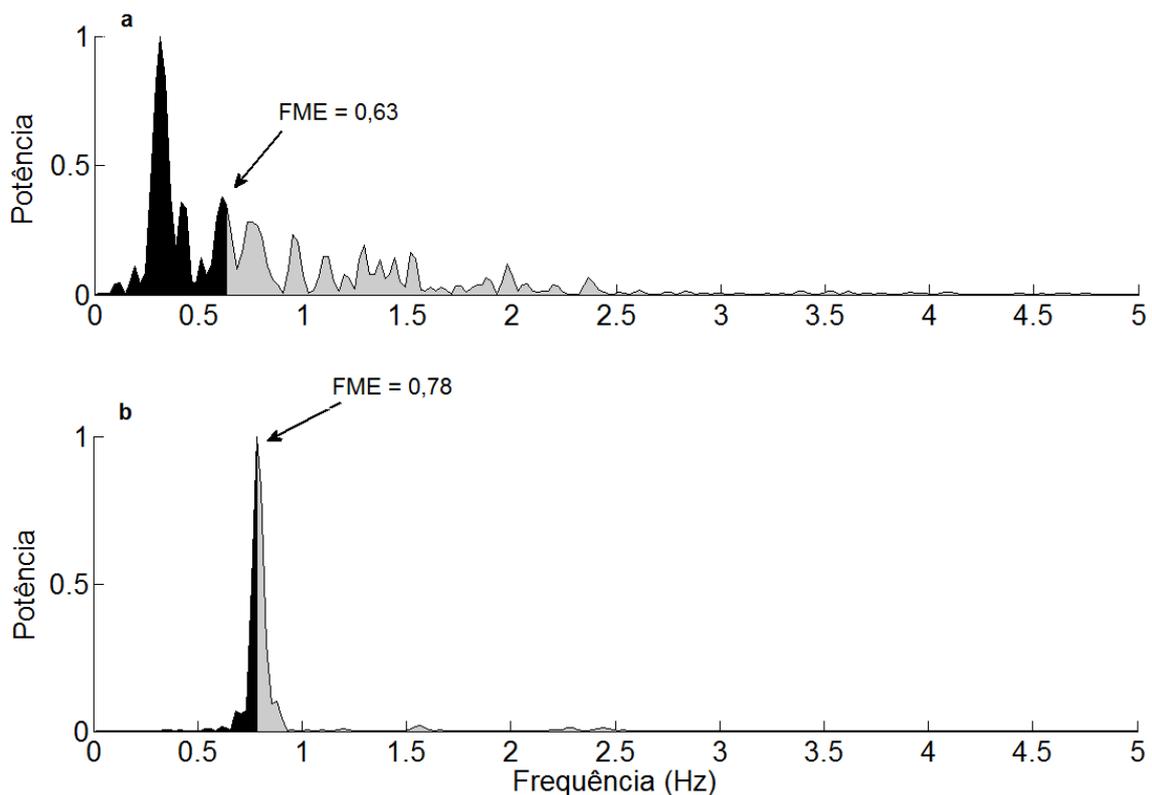


Figura IV.2 – Espectro de potência normalizado dos sujeitos 1 (a) e 7 (b). As setas indicam a FME. O GLE para os sujeitos 1 e 7 foi 35,380 e 5,738, respectivamente.

IV.4 – Dimensão Fractal

O teste t mostrou que os métodos utilizados para estimar a DF apresentaram diferença significativa entre as médias ($p < 0,001$, intervalo de confiança de 95% para diferença entre as médias 0,097-0,270). O coeficiente de variação foi ligeiramente menor para o método DFA (10,13% vs. 12,33%) (Tabela IV.2).

A Figura IV.3 mostra o ajuste da reta de regressão para estimar α e β pelos métodos DFA (Figura IV.3a) e PSD (Figura IV.3b), respectivamente.

Tabela IV.2 – Valores estimados das variáveis FMT, FME,GLE e DF

| Sujeito | Repetições | FMT | FME (Hz) | GLE | DF | |
|------------------|------------|-------|-------------|--------|-------|-------|
| | | | | | DFA | PSD |
| 1 | 6 | 1,007 | 0,635 | 35,380 | 1,399 | 1,462 |
| 2 | 13 | 1,017 | 0,391 | 8,933 | 1,212 | 1,439 |
| 3 | 11 | 1,016 | 0,342 | 8,297 | 1,258 | 1,685 |
| 4 | 9 | 1,021 | 0,415 | 7,043 | 1,253 | 1,671 |
| 5 | 13 | 1,021 | 0,586 | 8,799 | 1,158 | 1,608 |
| 6 | 14 | 1,058 | 0,659 | 7,251 | 1,055 | 1,296 |
| 7 | 21 | 1,099 | 0,781 | 5,738 | 1,020 | 1,002 |
| 8 | 23 | 0,983 | 0,610 | 7,628 | 1,098 | 1,265 |
| 9 | 19 | 1,070 | 0,684 | 5,432 | 1,010 | 1,201 |
| 10 | 6 | 1,008 | 0,537 | 23,771 | 1,415 | 1,684 |
| 11 | 11 | 1,026 | 0,635 | 18,487 | 1,109 | 1,391 |
| 12 | 13 | 1,029 | 0,415 | 7,256 | 1,245 | 1,588 |
| 13 | 8 | 1,019 | 0,562 | 18,286 | 1,314 | 1,434 |
| 14 | 11 | 1,034 | 0,464 | 7,322 | 1,199 | 1,725 |
| 15 | 14 | 1,072 | 0,464 | 7,695 | 1,193 | 1,125 |
| 16 | 13 | 1,063 | 0,391 | 9,784 | 1,261 | 1,417 |
| 17 | 12 | 1,302 | 0,610 | 10,537 | 1,301 | 1,634 |
| 18 | 15 | 1,037 | 0,415 | 7,378 | 1,136 | 1,397 |
| 19 | 10 | 1,037 | 0,439 | 9,766 | 1,213 | 1,394 |
| 20 | 10 | 1,277 | 1,123 | 53,010 | 1,349 | 1,488 |
| 21 | 14 | 1,290 | 0,830 | 26,072 | 1,271 | 1,576 |
| 22 | 14 | 1,258 | 0,806 | 11,782 | 1,135 | 1,361 |
| 23 | 10 | 1,019 | 0,439 | 9,567 | 1,286 | 1,240 |
| 24 | 13 | 1,307 | 0,854 | 19,746 | 1,283 | 1,282 |
| 25 | 6 | 1,267 | 1,587 | 79,140 | 1,578 | 1,450 |
| 26 | 9 | 1,249 | 0,415 | 10,241 | 1,176 | 1,470 |
| 27 | 7 | 1,241 | 0,781 | 35,911 | 1,343 | 1,513 |
| 28 | 17 | 1,281 | 0,366 | 12,564 | 1,291 | 1,388 |
| Média | 12,07 | 1,112 | 0,616 | 16,788 | 1,234 | 1,435 |
| Desvio Padrão | 4,14 | 0,117 | 0,267 | 16,619 | 0,125 | 0,177 |

FMT, força média de tração; FME, frequência mediana espectral; GLE, grau de liberdade espectral; DF, dimensão fractal; DFA, análise de flutuação com eliminação de tendências (*Detrended Fluctuation Analysis*); PSD, densidade espectral de potência (*Power Spectral Density*).

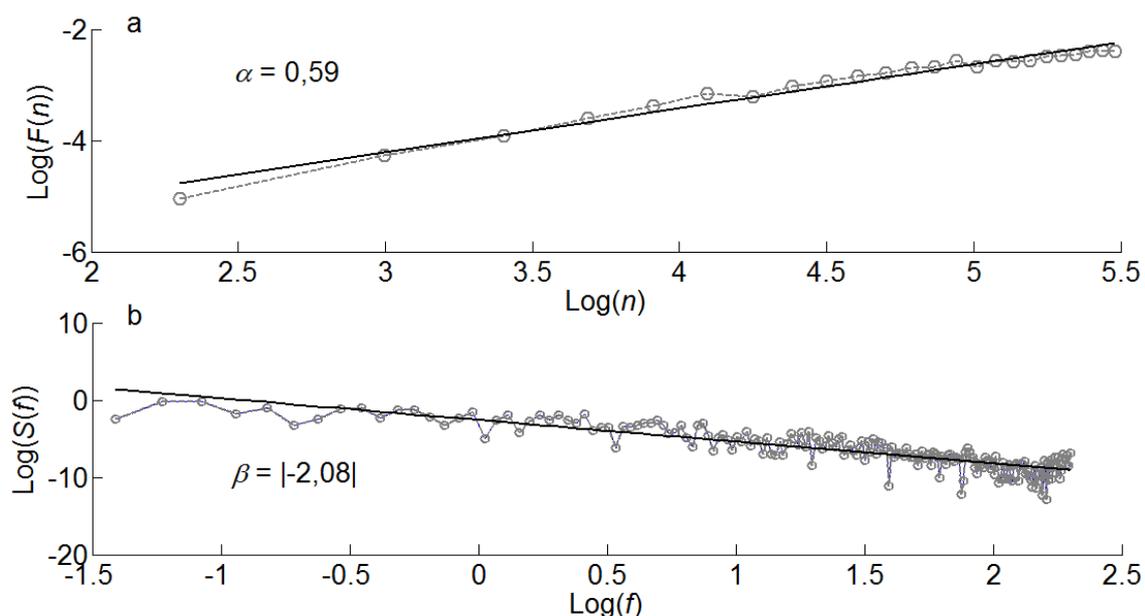


Figura IV.3 – Estimação de α e β a partir do ajuste da reta de regressão para os valores de n e $F(n)$ (a) e f e $S(f)$ (b) pelo método DFA e PSD, respectivamente (sujeito 1).

IV.5 – Índice de Co-Contração e Atrasos de Ativação e Eficiência por Consumo de Oxigênio

Os valores dos índices de co-contratação, atraso entre as ativações e $\dot{V}O_2$, norm estão apresentados na Tabela IV.3. Os índices de co-contratação dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso; bíceps braquial e tríceps braquial foram $52,80\% \pm 13,30\%$ e $56,65\% \pm 15,40\%$, respectivamente (Figura IV.4).

As latências das ativações dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso; bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral foram $0,06 \text{ s} \pm 0,15 \text{ s}$ e $0,25 \text{ s} \pm 0,25 \text{ s}$, respectivamente (Tabela IV.3). A Figura IV.5 ilustra um exemplo típico da função de correlação cruzada normalizada.

O $\dot{V}O_2$ durante o repouso foi $3,91 \pm 0,8 \text{ ml/kg/min}$ e durante o exercício mais a recuperação foi $7,26 \pm 3,91 \text{ ml/kg/min}$. A Figura IV.6 mostra o $\dot{V}O_2$ durante os períodos de repouso e exercício mais a recuperação. O $\dot{V}O_2$, norm foi $1,95 \pm 0,72 \text{ ml/kg/repetição}$ (Tabela IV.3).

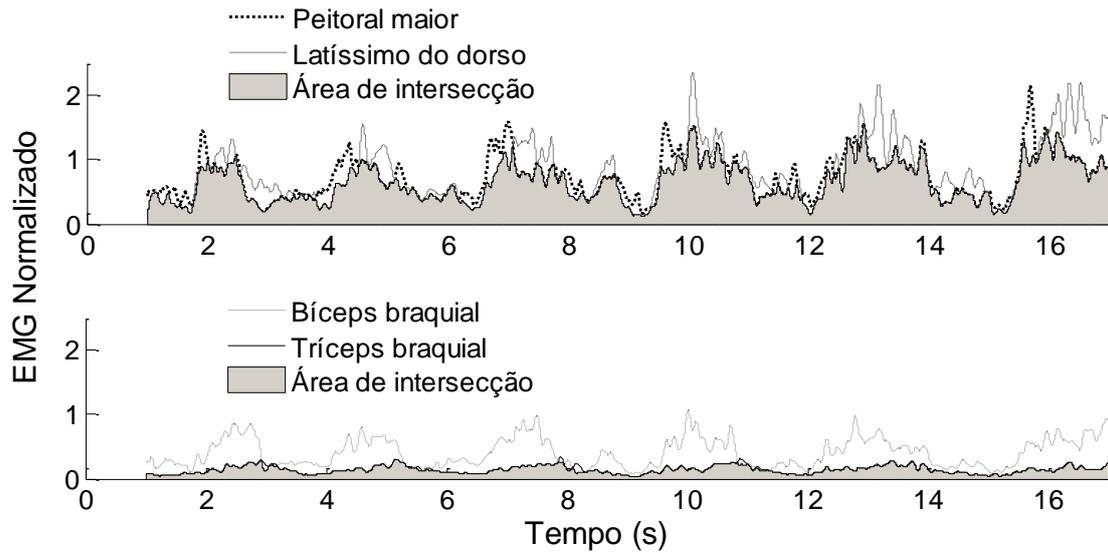


Figura IV.4 – Identificação da intersecção entre as áreas de ativação. Os sinais foram normalizados pelo de valor RMS do sinal de contração voluntária máxima (sujeito 7).

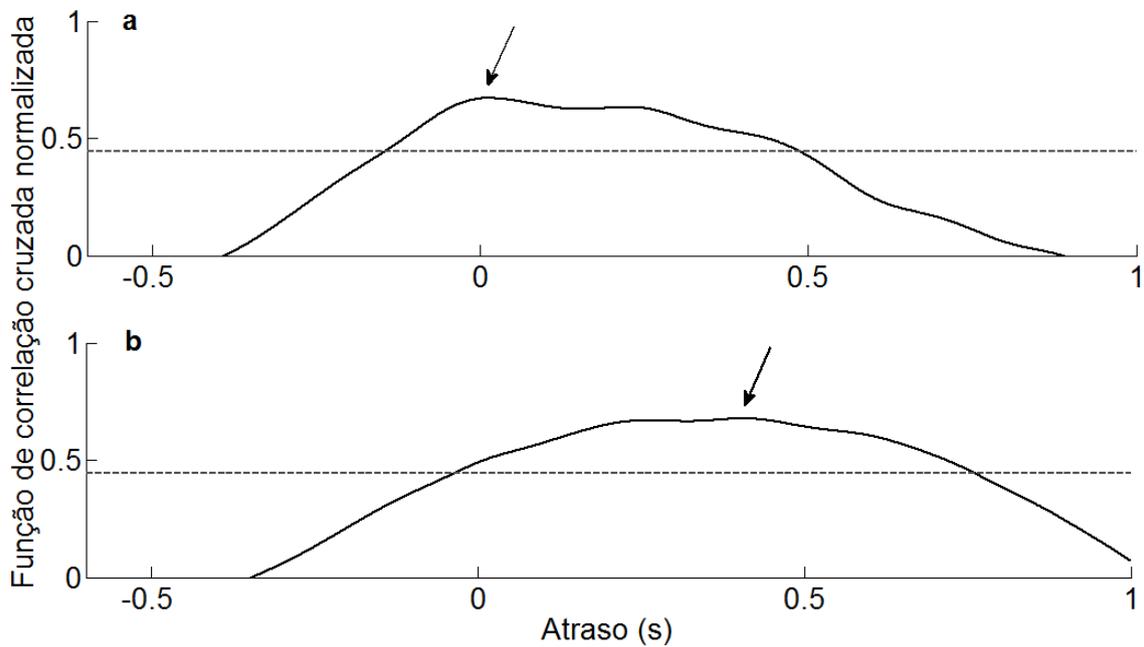


Figura IV.5 – Exemplo da função de correlação cruzada normalizada dos pares de músculos (a) peitoral maior e latíssimo do dorso e (b) bíceps braquial e tríceps braquial. A linha pontilhada indica o valor crítico e as setas representam os picos de correlação (sujeito 4).

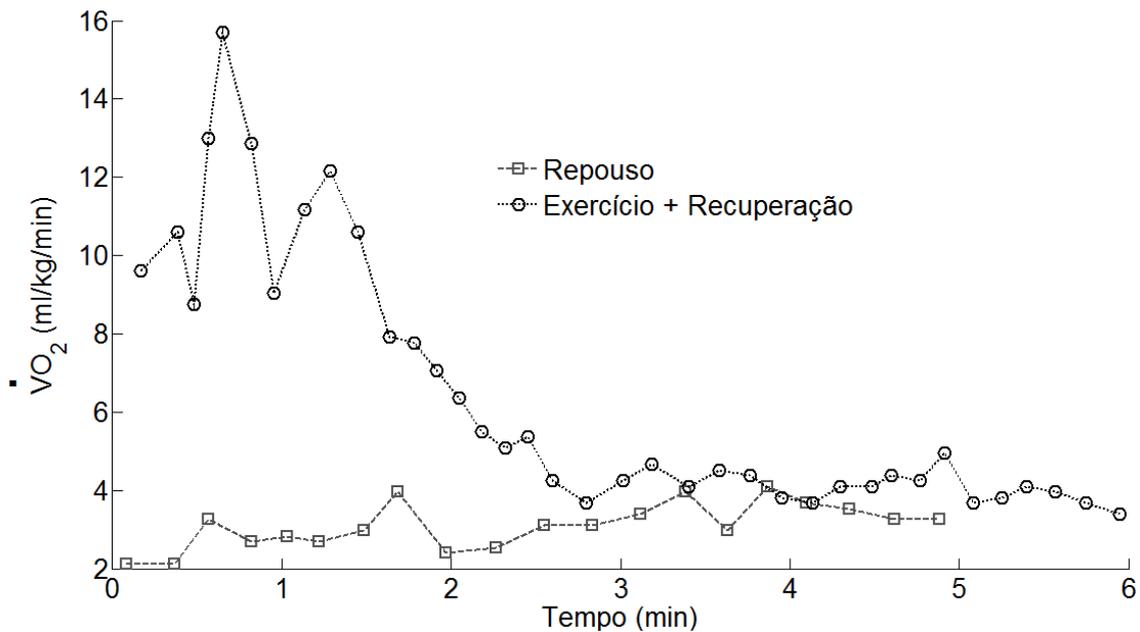


Figura IV.6 – Taxa de consumo de oxigênio durante o repouso e o exercício mais a recuperação. Os valores marcados em círculos e cubos representam o valor médio a cada três ciclos ventilatórios (sujeito 1).

Tabela IV.3 – Índices de co-contracção, atrasos de ativação e VO_2 , norm

| Sujeito | Índice de Co-Contração (%) | | Atraso (s) | | VO_2 , norm (ml/kg/repetição) |
|---------------|----------------------------|-------|------------|------|------------------------------------|
| | P-L | T-B | P-L | T-B | |
| 1 | 84,23 | 47,47 | 0,03 | 0,39 | 3,50 |
| 2 | 52,17 | 67,69 | 0,05 | 0,62 | 2,59 |
| 3 | 62,51 | 39,72 | -0,02 | 0,03 | 1,85 |
| 4 | 42,05 | 50,76 | -0,04 | 0,36 | 2,44 |
| 5 | 40,56 | 72,10 | 0,24 | 0,04 | 1,44 |
| 6 | 52,68 | 54,57 | -0,11 | 0,35 | 1,94 |
| 7 | 50,40 | 72,96 | 0,29 | 0,05 | 1,30 |
| 8 | 57,17 | 70,29 | 0,03 | 0,20 | 0,82 |
| 9 | 33,34 | 74,61 | 0,20 | 0,12 | 1,52 |
| 10 | 54,05 | 69,52 | 0,10 | 0,05 | 1,69 |
| 11 | 37,27 | 65,64 | -0,29 | 0,02 | 1,93 |
| 12 | 50,77 | 41,83 | 0,20 | 0,03 | 1,72 |
| 13 | 71,37 | 35,24 | 0,03 | 0,49 | 3,02 |
| 14 | 51,34 | 32,76 | 0,11 | 0,79 | 1,57 |
| Média | 52,80 | 56,65 | 0,06 | 0,25 | 1,95 |
| Desvio Padrão | 13,30 | 15,40 | 0,15 | 0,25 | 0,72 |

P-L, peitoral maior-latíssimo do dorso; T-B, tríceps braquial porção lateral-bíceps braquial.

IV.6 – Correlações

As variáveis GLE ($r = - 0,52$, $p = 0,004$) e a DF pelos métodos DFA ($r = - 0,77$, $p < 0,00001$) e PSD ($r = - 0,57$, $p = 0,002$) apresentaram correlação significativa com o desempenho (número de repetições). A FMT e a FME não apresentaram correlação significativa com o desempenho ($r = - 0,11$, $p = 0,55$; $r = - 0,13$, $p = 0,51$, respectivamente). Como as dimensões fractais estimadas pelos dois métodos apresentaram correlação significativa com o desempenho e a DFA foi a que teve maior correlação, maior reprodutibilidade e menor coeficiente de variação, a DF será interpretada somente a partir deste método.

A DF só apresentou correlação significativa com o índice de co-contracção dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso ($r = 0,59$, $p = 0,026$). Porém, a DF não mostrou correlação significativa com este índice quando calculado para os músculos bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral ($r = - 0,43$, $p = 0,12$).

Não houve correlação significativa entre a DF e a latência das ativações dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso ($r = - 0,008$, $p = 0,97$), bem como das ativações do bíceps braquial e do tríceps braquial porção lateral ($r = 0,15$, $p = 0,61$).

A DF teve correlação significativa com o $VO_2, norm$ ($r = 0,57$, $p = 0,035$), o qual apresentou correlação significativa com o índice de co-contracção dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso ($r = 0,60$, $p = 0,024$), mas não dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral ($r = - 0,45$, $p = 0,11$).

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

Devido à carência de informações sobre as características estruturais do sinal de força no exercício de puxada na barra fixa, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, foi proposto primeiramente um estudo sobre a reprodutibilidade das variáveis. Há na literatura poucos estudos sobre a reprodutibilidade do número máximo de repetições e da força máxima absoluta representada pelo teste de uma repetição máxima no exercício de puxada na barra. LESTER *et al.* (2014) observaram altos valores de reprodutibilidade para o número máximo de repetições durante o exercício de puxada na barra fixa (CCI = 0,87). NEGRETE *et al.* (2010) também mostraram altos valores de reprodutibilidade (CCI = 0,98) para uma variação do exercício de puxada na barra. SEO *et al.* (2012) verificaram que a força máxima absoluta representada por um teste de uma repetição máxima, em exercício similar executado em aparelho, também teve um alto valor de reprodutibilidade (CCI > 0,90). Embora estes trabalhos tenham mostrado que o exercício de puxada na barra e suas variações apresentam altos níveis de reprodutibilidade para o número máximo de repetições e a força máxima absoluta (1RM), nenhum deles buscou explorar as variáveis estatísticas relacionadas à estrutura do sinal de força de tração.

Até o limite da cuidadosa revisão da literatura efetuada pelo autor, o presente estudo é o primeiro a descrever a reprodutibilidade das variáveis estruturais nos domínios do tempo e da frequência do sinal de força de tração no exercício de puxada na barra fixa, bem como as suas relações com o desempenho.

V.1 – Reprodutibilidade das Variáveis (FMT, FME, GLE, DF)

Dentre as variáveis propostas no estudo, a FMT e a FME foram as que apresentaram reprodutibilidade quase perfeita para as medidas de teste-reteste (CCI 0,90 vs. 0,80, respectivamente). A variável GLE apresentou valores de reprodutibilidade moderado (CCI = 0,52) (ELIASZIW *et al.*,1994). Dentre os métodos usados para estimar a DF, o DFA apresentou reprodutibilidade substancial (CCI = 0,73), enquanto que o PSD mostrou menor estabilidade apresentando uma reprodutibilidade moderada (0,41-0,60) (ELIASZIW *et al.*,1994). Apesar de todas as variáveis calculadas no domínio da frequência (FME, GLE e PSD) terem sido obtidas a partir do mesmo espectro de potência, a FME foi a variável que mostrou a maior reprodutibilidade entre as sessões de teste. Uma das possíveis causas desta diferença reside nos passos subsequentes do cálculo das variáveis GLE e PSD. Por exemplo, a forma de estimar o GLE e o PSD pode ter mudado a característica espectral devido à elevação da magnitude ao quadrado no método GLE ou a transformação logarítmica no método PSD, enquanto que estimação da FME é feita apenas pela identificação da raia espectral que divide o espectro em duas metades.

Com exceção do GLE, as variáveis apresentaram ETM aceitáveis. De forma geral, o ETM representa uma medida de reprodutibilidade absoluta e muitas vezes é considerado uma medida mais robusta da reprodutibilidade de teste-reteste, principalmente por não ser sensível à variabilidade intersujeito (WEIR, 2005).

V.2 – Força Média de Tração e Desempenho

Apesar de a FMT ser a variável que apresentou maior reprodutibilidade, ela não apresentou correlação com o desempenho ($r = - 0,11$, $p = 0,55$). Um dos possíveis motivos para a não existência de correlação linear pode ser a característica cíclica do

exercício. Movimentos cíclicos e não balísticos são marcados por fases de aceleração no início do movimento seguida por uma progressiva desaceleração até um ponto onde ocorre a reversão do movimento. Durante o exercício de puxada na barra a aceleração média durante as fases positiva e negativa do exercício tende a ficar bem próxima da aceleração gravitacional. Com isso a força aplicada na barra tende a ser bem próxima do valor de força normalizada pela massa corporal (Tabela IV.2). Uma sugestão para trabalhos futuros seria a utilização da média dos picos de força para caracterizar a força aplicada na barra. Na Figura IV.1 é clara a presença de picos de força maiores nos indivíduos que apresentaram melhor desempenho, além de uma maior manutenção destes picos durante o exercício (sujeitos 4 e 7), indicando que estes indivíduos exerceram uma força acima da normalizada no início das fases positivas.

Uma das limitações do estudo foi a utilização de uma célula de carga uniaxial o que possibilitou a mensuração da componente vertical da força. Os indivíduos com baixo desempenho podem ter gerado força no sentido do componente horizontal reduzindo assim a componente vertical da força gerada durante o exercício. Outra limitação foi a não poder normalizar o sinal de força pela força máxima (1RM). Alguns estudos mostraram que o nível de irregularidade do sinal de força apresenta uma relação de U invertido para os diferentes níveis de carga submáxima.

V.3 – Frequência Mediana Espectral e Desempenho

Ao contrario do esperado, a FME não se mostrou sensível em estimar o desempenho. A hipótese de que os indivíduos com melhor desempenho apresentariam FME mais baixas não foi confirmada. Uma possível explicação para este fato é que a FME pode ter sido influenciada pela frequência de pico ou modal. Como o exercício de puxada na barra é uma tarefa motora cíclica (Figura IV.1), os espectros de potência

apresentaram um pico de energia na frequência modal provavelmente representando a velocidade de cada ciclo. Isso pode ter sido responsável por um deslocamento da energia espectral em função da velocidade de execução de cada indivíduo, o que pode ter influenciado a estimativa da frequência mediana espectral. Uma alternativa para este tipo de problema seria a utilização de outra métrica na análise espectral. Por exemplo, HEFFERNAN *et al.* (2009) utilizaram a energia proporcional da frequência de pico para estudar a variabilidade do sinal de força entre indivíduos com síndrome de Down e um grupo controle. Para isso os autores dividiram a quantidade de energia encontrada na frequência de pico pela quantidade total de energia dentro da faixa de frequências de interesse.

V.4 – Grau de Liberdade Espectral e Desempenho

O GLE apresentou correlação significativa com o desempenho ($r = - 0,52$, $p = 0,004$), mostrando que os indivíduos com melhor desempenho apresentam um menor espalhamento espectral. Isso fortalece a ideia de que indivíduos com melhor desempenho apresentam menor irregularidade do sinal. VAILLANCOURT e NEWELL (2003) usaram o GLE como parâmetro estatístico para avaliar as diferenças entre as estruturas dos sinais de força de jovens e idosos durante tarefas estáticas e dinâmicas. Seus resultados mostraram que indivíduos jovens apresentam GLE mais baixo e que isto pode estar associado a um maior controle motor. Outro fato é que o GLE, diferentemente da FME, não é influenciado pela frequência de pico.

V.5 – Dimensão Fractal e Desempenho

A decisão de estimar a dimensão fractal utilizando dois métodos em domínios distintos foi tomada para aumentar a robustez do trabalho. Este procedimento é

amplamente sugerido por alguns autores para confirmar a presença de características fractais, evitando assim falhas de interpretação (RANGARAJAN e DING, 2000; EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRE *et al.*, 2006; WIJNANTS *et al.*, 2009).

As DF estimadas pelos métodos DFA e PSD apresentaram correlação significativa com o desempenho, confirmando a hipótese inicial do trabalho de que indivíduos com melhor desempenho apresentam uma menor irregularidade do sinal de força durante o exercício. Entre os dois métodos, o DFA foi o que mostrou maior correlação com o desempenho ($r = -0,77$, $p < 0,00001$ vs. $r = -0,57$, $p = 0,002$). Além disso, houve uma diferença significativa entre os métodos, sugerindo que possíveis desvios ou tendências podem ter ocorrido na estimação da DF. Apesar de os dois métodos serem consagrados na literatura e amplamente utilizados na caracterização de sinais em diversas áreas da ciência, eles possuem algumas limitações que podem reduzir a sua acurácia (EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRE *et al.*, 2006).

As diferenças encontradas entre as dimensões fractais podem ser causadas pelas características de cada algoritmo utilizado para estimar a DF, além dos diferentes domínios de análise. Por exemplo, a contaminação por ruídos extrínsecos, o processo de digitalização dos dados e a taxa de amostragem escolhida podem reduzir a acurácia dos métodos, principalmente aquele baseado no espectro de potência do sinal (EKE *et al.*, 2002; DELIGNIÈRES *et al.*, 2006; WIJNANTS *et al.*, 2013). DELIGNIÈRES *et al.* (2006) sugeriram que o método PSD pode apresentar tendência na estimativa do expoente espectral. HIGUCHI (1990) mostrou que a irregularidade e a DF estimada pelo método espectral podem ser influenciadas pela distribuição de fase do sinal. WIJNANTS *et al.* (2013) verificaram que tanto a escolha da taxa de amostragem quanto da faixa de frequências para ajustar a reta de regressão no gráfico bilogarítmico podem influenciar de forma significativa a estimação do expoente espectral. Todavia, EKE *et*

al. (2000) sugeriram que uma combinação de pré-processamentos como a aplicação de uma janela parabólica, a eliminação da tendência global pela subtração da reta que liga o primeiro e o último ponto da série e a limitação da banda de frequências para a estimação do expoente espectral em 1/8 da frequência máxima podem minimizar estes desvios.

EKE *et al.* (2000; 2002) alegaram que o método DFA apresenta maior robustez, principalmente devido ao algoritmo utilizado para estimar o expoente escalar ser aplicado no mesmo domínio em que os dados são coletados. Desta forma, o DFA dispensa qualquer tipo de transformação que possa alterar a relação entre as amostras. Outro fator que fortalece o DFA é a prévia eliminação das tendências locais. Por isso, o método pode ser aplicado a sinais não estacionários. O tamanho do sinal influencia a acurácia da estimação da DF. DELIGNIÈRES *et al.* (2006) mostraram que os desvios podem ser reduzidos se os sinais apresentam tamanho maior ou igual a 1024 amostras. No presente estudo, todos os sinais usados para estimar a DF tiveram tamanho superior a 1500 pontos, o que reduz a probabilidade de tendências.

Diversos autores fizeram uso destes métodos para estudar a irregularidade de sinais fisiológicos e biomecânicos. HAUSDORFF *et al.* (1995; 2001) utilizaram os métodos DFA e PSD para estudar as características fractais dos intervalos entre passadas para diferentes ritmos de caminhada e os resultados mostram que os métodos são consistentes. Para estudar as alterações na frequência cardíaca de indivíduos saudáveis e com disfunções do sistema nervoso autonómico, TSENG *et al.* (2013) também utilizaram os métodos DFA e PSD. VAILLANCOURT e NEWELL (2003) estudaram a complexidade do sinal de força em tarefas isométricas e dinâmicas em indivíduos de diferentes idades. Para isso os autores usaram, entre outras ferramentas de análise, os métodos DFA e o PSD para estimar a irregularidade dos sinais. Os resultados

mostraram que os expoentes escalar e espectral apresentaram valores concordantes. TALKNER e WEBER (2000) também fizeram uso dos dois métodos no estudo do comportamento de temperaturas ambientais. Apesar de os sinais serem de naturezas diferentes e os estimadores utilizados para descrever as características fractais apresentarem diferenças individuais ou em média, os dois métodos apresentaram uma razoável equivalência.

A correlação entre a DF e o desempenho confirmou a hipótese de que os indivíduos com melhor desempenho apresentam um maior controle motor e um menor grau de irregularidade. Segundo SLIFKIN e NEWELL (1999; 2000) a irregularidade presente no sinal de força pode estar ligada à presença de ruídos no sistema sensoriomotor que podem ser quantificados pela DF. Outra hipótese é a de que a DF pode estar associada a um melhor desempenho em razão de uma redução da dimensionalidade (redução do grau de liberdade) de uma determinada tarefa motora (DINIZ *et al.*, 2011). Comportamentos mais estáveis e coordenados são associados a uma DF reduzida (WIJNANTS *et al.*, 2009; DINIZ *et al.*, 2011). WIJNANTS *et al.* (2009) sugeriram que quando uma tarefa é melhorada em consequência do processo de aprendizagem há uma redução da complexidade do sinal.

V.6 – Dimensão Fractal, Eficiência por Consumo de Oxigênio, Índice de Co-Contração e Atrasos de Ativação

No presente trabalho, o VO_2 de repouso foi subtraído do VO_2 durante o exercício mais a recuperação para indicar o VO_2 líquido do exercício (MCARDLE *et al.*, 2006). Como não houve a possibilidade de estimar o trabalho efetivo e como os indivíduos executaram diferentes números de repetições em diferentes velocidades, foi decidido

por normalizar o VO_2 líquido do exercício pelo número de repetições como uma forma de estimar o gasto metabólico líquido do exercício.

A hipótese de que a DF teria correlação significativa com o $\text{VO}_{2,\text{norm}}$ foi confirmada ($r = 0,57$, $p = 0,035$), mostrando que os indivíduos com um melhor controle motor apresentam um menor gasto energético durante o exercício. O $\text{VO}_{2,\text{norm}}$ também apresentou correlação significativa com o índice de co-contração dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso ($r = 0,60$, $p = 0,024$). Porém a co-contração dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral não apresentou correlação significativa com o $\text{VO}_{2,\text{norm}}$ ($r = -0,45$, $p = 0,11$).

Estes resultados suportam, mesmo que parcialmente, a hipótese de que os indivíduos com melhor desempenho apresentam um melhor controle motor e que o menor VO_2 está associado a uma menor co-ativação dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso. WINTER (1990) relatou que o dispêndio de energia durante tarefas cíclicas pode estar ligado a fatores como o volume muscular envolvido na atividade, o tipo de contração e o nível de coordenação motora. Outros estudos revelaram que o gasto metabólico durante atividades cíclicas foi minimizado em indivíduos com uma melhor coordenação motora e que movimentos irregulares e pouco coordenados apresentaram um aumento do gasto calórico (WINTER, 1985; ENOKA, 2005). DETREMBLEUR *et al.* (2003) confirmaram isso ao verificar que o custo energético da caminhada em pacientes hemiplégicos foi maior do que em indivíduos normais. Os autores mostraram que o custo elevado em indivíduos hemiplégicos foi associado a um aumento do tônus muscular, além de níveis elevados co-ativação muscular.

Apesar de o índice de co-contração entre os músculos bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral não apresentar correlação com o $\text{VO}_{2,\text{norm}}$ e a DF, os

indivíduos que apresentaram maior índice de co-contracção destes músculos possuíram os menores valores de DF e também baixos valores de VO_2 , norm. Esta análise individual leva a crer que, apesar da correlacção não ser significativa, há uma tendência de que a co-contracção ajude a estabilizar a dinâmica articular, mantendo assim um melhor controle motor. Tratando-se de um exercício em cadeia cinética fechada, o sistema neuromuscular pode optar por aumentar a co-contracção para estabilizar a articulacção, promovendo movimentos mais suaves e coordenados. Esta especulacção é suportada por alguns trabalhos que mostram que exercícios em cadeia cinética fechada apresentam níveis mais altos de co-contracção, responsáveis por um aumento da compressão e da estabilidade dinâmica articular, sobretudo em movimentos em alta velocidade que exigem precisão ou durante o transporte de altas cargas (ROUSH *et al.*, 2007; BAZZUCCHI *et al.*, 2008; FORD *et al.*, 2008; PROKOPY *et al.*, 2008; KELLIS e KOUVELIOTI, 2009; KELLY *et al.*, 2011; REMAUD *et al.*, 2009; KNARR *et al.*, 2012).

Outros trabalhos sugerem que as causas da reduçao do gasto energético durante atividades cíclicas são a formacção de modelos internos que ajudam a prever a dinâmica dos movimentos. Esses modelos facilitam a geracção de força em condições de antecipacção, favorecendo a execuçao do movimento com o mínimo de variaçao. Um exemplo é a minimizacção do custo energético que acompanha o processo de aprendizagem de uma determina tarefa motora (CHILDS *et al.*, 2002; GALNA e SPARROW, 2006; HUANG *et al.*, 2012). HUANG *et al.* (2012) mostraram que o processo de aprendizagem foi acompanhado por uma reduçao de 20% da potência metabólica, além de uma reduçao paralela dos níveis de ativacção e co-contracção muscular. Curiosamente, os autores também evidenciaram uma discreta reduçao da potência metabólica, mesmo após o processo de aprendizagem e as atividades

musculares e a co-contração terem estabilizado. Para estes autores, além da atividade muscular, outros fatores como uma maior eficiência dos processos neurais podem ser responsáveis pela contínua redução do custo energético durante tarefas cíclicas.

O tempo de atraso entre as ativações musculares não apresentou correlação com nenhuma variável sugerida no estudo. Porém, algumas informações podem ser inferidas pela análise individual. O tempo de atraso entre a ativação dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso não apresentou qualquer padrão com o desempenho. Por outro lado, o tempo de ativação entre os músculos bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral parece indicar um padrão, o que é comprovado pelos valores positivos de atraso entre as ativações para todos os indivíduos (Tabela IV.3).

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

O objetivo do estudo foi investigar o desempenho no exercício de puxada na barra fixa por meio dos aspectos estruturais do sinal de força. Para tanto, foram testadas as significâncias das correlações entre as variáveis força média de tração, frequência mediana espectral, grau de liberdade espectral e dimensão fractal. Primeiramente, os resultados mostraram que a dimensão fractal e o grau de liberdade espectral do sinal de força apresentaram correlação significativa com o desempenho e, portanto, podem ser usados como índices do desempenho. Por sua vez, a força média de tração e a frequência média espectral não se mostraram capazes de prever o desempenho. Adicionalmente, A DF também apresentou correlação como o consumo de oxigênio e com o índice de co-contração dos músculos peitoral maior e latíssimo do dorso, sugerindo que os indivíduos com um controle motor mais apurado tiveram uma menor ativação e co-contração muscular, resultando em menor gasto calórico durante o exercício. O índice de co-contração dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial porção lateral bem como o atraso entre as ativações dos músculos estudados não apresentaram correlação significativa com nenhuma das variáveis. Desta forma, o presente estudo permite sugerir que a irregularidade do sinal de força é consequência de controle motor, sendo que a dimensão fractal do sinal de força pode ser assumida como um índice do desempenho no exercício de puxada na barra fixa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAGAARD, P., SIMONSEN, E. B., ANDERSEN, J.L., MAGNUSSON, S. P., BOJSEN-MOLLER, F., DYHRE-POULSEN, P., 2000, "Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension", *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 10, n. 2, pp. 58-67.
- ADDISON, P.S., 1997, *Fractal and Chaos: An Illustrated Course*. 1 ed. London, Library of Congress Cataloging-in-Publication Data.
- AMIRIDIS, G.I., MARTIN, A., MORLON, B., MARTIN, L., COMETTI, G., POUSSON, M., VAN HOECKE, J., 1996, "Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans", *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 73, n. 1-2, pp. 149-156.
- ANDERSEN, V., FIMLAND, M.S., WIIK, E., SKOGLUND, A., SAETERBAKKEN, A.H., 2014, "Effects of grip width on muscle strength and activation in the lat pull-down", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 28, n. 4, pp. 1135-1142.
- ANTINORI, F., FELICI, F., FIGURA, F., MARCHETTI, M., RICCI, B., 1988, "Joint moments and work in pull-ups", *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v. 28, n. 2, pp.132-137.
- ANTONY, N.T., KEIR, P.J., 2010, "Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 2, pp. 191-198.
- ARJUNAN, S.P., KUMAR, D.K., BASTOS, T., 2012, "Fractal based complexity measure and variation in force during sustained isometric muscle contraction: Effect of Aging", In: *Proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, California USA*, pp. 3484-3487.
- ATKINSON, G., NEVILL, A.M., 1998, "Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine", *Sports Medicine*, v. 26, n. 4, pp. 217-238.
- BAKER, D.G., NEWTON, R.U., 2004, "An analysis of the ration and relationship between upper body pressing and pulling strength", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 18, n. 3, pp. 594-598.
- BASMAJIAN, J.V., 1977, "Motor learning and control: a working hypothesis", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 58, n. 1, pp. 38-41.
- BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J., 1985, *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*, 5th ed. Baltimore: Williams and Wilkins.
- BAZZUCCHI, I., RICCIO, M.E., FELICI, F., 2008, "Tennis players show a lower coactivation of the elbow antagonist muscles during isokinetic exercises", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 5, pp. 752-759.

- BENDAT, J.S., PIERSOL, A.G., 1986, *Random Data: Analysis and Measurement Procedures*. 2 ed. New York: John Wiley & Sons.
- BILLAUT, F., BASSET, F.A., FALGAIRETTE, G., 2005, "Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints", *Neuroscience Letter*, v. 380, n. 3, pp. 265-269.
- BLACKMAN, R.B., TUKEY, J.W., 1958, *The Measurement of Power Spectra: From the Point View of Communications Engineering*. New York: Dover.
- BROWN, H.M., POTVIN, J.R., 2005, "Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates", *The Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 4, pp. 745-754.
- BUNDE, A., HAVLIN, S., KANTELHARDT, J.W., PENZEL, J.H., VOIGT, K., 2000, "Correlated and uncorrelated regions in heart-rate fluctuations during sleep", *Physical Review Letters*, v. 85, n. 17, pp. 3736-3739.
- CANNON, M.J., PERCIVAL, D.B., CACCIA, D.C., RAYMOND, G.M., BASSINGTHWAIGHTE, J.B., 1997, "Evaluating scaled windowed variance methods for estimating the Hurst coefficient of time series", *Theoretical and Statistical Physics*, v. 241, n. 3-4, pp. 606-626.
- CHILDS, J.D., GANTT, C., HIGGINS, D., PAPAZIS, J.A., FRANKLIN, R., METZLER, T., UNDERWOOD, F.B., 2002, "The effect of repeated bouts of backward walking on physiologic efficiency", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 3, pp. 451-455.
- CHOW, J.W., STOKIC, D.S., 2014, "Variability, frequency composition, and complexity of submaximal isometric knee extension force from subacute to chronic stroke", *Neuroscience*, v. 273, pp. 189-198.
- CHRISTOU, E.A., 2011, "Aging and variability of voluntary contractions", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 39, n. 2, pp. 77-84.
- CHRISTOU, E.A., CARLTON, L.G., 2001, "Old adults exhibit greater motor output variability than young adults only during rapid discrete isometric contractions", *The Journals of Gerontology*, v. 56, n. 12, pp. 524-532.
- CIRSTEA, M.C., MITNITSKI, A.B., FELDMAN, A.G., LEVIN, M.F., 2003, "Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke", *Experimental Brain Research*, v. 151, n. 3, pp. 289-300.
- CONTESSA, P., ADAM, A., DE LUCA, C.J., 2009, "Motor unit control and force fluctuation during fatigue", *Journal of Applied Physiology*, v. 107, n. 1, pp. 235-243.
- CORTES, N., ONATE, J., MORRISON, S., 2014, "Differential effects of fatigue on movement variability", *Gait and Posture*, v. 39, n. 3, pp. 888-893.
- CRISWELL, E., 2011, *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2 ed. London: Jones & Bartlett.

- DELIGNIÈRES, D., MARMELAT, V., 2013, “Theoretical and methodological issues in serial correlation analysis”, *Advances in Experimental Medicine and Biology*, v. 782, pp. 127-148.
- DELIGNIÈRES, D., TORRE, K., 2009, “Fractal dynamics of human gait: a reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al”, *Journal of Applied Physiology*, v. 106, n. 4, pp. 1272-1279.
- DELIGNIÈRES, D., TORRE, K., BERNARD, P-L., 2011, “Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control”, *Public Library of Science Computational Biology*, v. 7, n. 2, e1001089. doi: 10.1371/journal.pcbi.1001089.
- DELIGNIÈRES, D., TORRE, K., LEMOINE, L., 2008, “Fractal models for event-based and dynamical timers”, *Acta Psychologica*, v. 127, n. 2, pp. 382-397.
- DELIGNIÈRES, D., RAMDANI, S., LEMOINE, L., TORRE, K., FORTES, M., NINOT, G., 2006, “Fractal analyses for ‘short’ time series: a re-assessment of classical methods”, *Journal of Mathematical Psychology*, v. 50, n. 6, pp. 525-544.
- DEUTSCH, K.M., NEWELL, K.M., 2001, “Age differences in noise and variability of isometric force production”, *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 80, n. 4, pp. 392-308.
- DINIZ, A., WIJNANTS, M.L., TORRE, K., BARREIROS, J., CRATO, N., BOSMAN, A.M.T, HASSELMAN, F., COX, R.F., VAN ORDEN, G.C., DELIGNIÈRES, D., 2011, “Contemporary theories of 1/f noise in motor control”, *Human Movement Science*, v. 30, n. 5, pp.889–905.
- DOMA, K., DEAKIN, G.B., NESS, K.F., 2013, “Kinematic and electromyographic comparisons between chin-ups and lat-pull down exercises”, *International Society of Biomechanics in Sport*, v. 12, n. 3, pp. 302-313.
- DOREL, S., COUTURIER, A., HUG, F., 2008, “Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 5, pp. 857-865.
- DOWNHAM, D.Y., HOLMBACK, A.M., LEXELL, J., 2006, “Reliability of measurements in medical research and clinical practice”, *Studies in Multidisciplinarity*, v. 3, pp. 147-163.
- DUTTA, S., GHOSH, D., CHATTERJEE, S., 2013, “Multifractal detrended fluctuation analysis of human gait diseases”, *Frontiers in Physiology*, v. 4: 274. doi: 10.3389/fphys.2013.00274.
- EKE, A., HERMÁN, P., BASSINGTHWAIGHTE, J.B., RAYMOND, G.M., PERCIVAL, D.B., CANNON, M., BALLA, I., IKRÉNYI, C., 2000, “Physiological time series: distinguishing fractal noises from motions”, *European Journal of Physiology*, v. 439, n. 4, pp. 403-415.
- EKE, A., HERMAN, P., KOCSIS, L., KOZAK, L.R., 2002, “Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals”, *Physiological Measurement*, v. 23, n. 1, pp. 1-38.

- ENOKA, R.M., 1983, "Muscular control of a learned movement: The speed control system hypothesis", *Experimental Brain Research*, v. 51, n. 1, pp. 135-145.
- ENOKA, R.M., 2000, *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 2 ed. São Paulo: Manole.
- ENOKA, R.M., CHRISTOU, E.A., HUNTER, S.K., KORNATZ, K.W., SEMMLER, J.G., TAYLOR, A.M., TRACY, B.L., 2003, "Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 1, pp. 1-12.
- ELIASZIW, M., YOUNG, S.L., WOODBURY, M.G., FRYDAY-FLELD, K., 1994, "Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example", *Physical Therapy*, v. 74, n. 8, pp. 777-788.
- ERVILHA, U.F., GRAVEN-NIELSEN, T., DUARTE, M., 2012, "A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography", *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 45, n. 10, pp. 977-981.
- FALCONER, K., WINTER, D.A., 1985, "Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking", *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 25, n. 2-3, pp. 135-149.
- FEDER, J., 1988, *Fractals*, New York; Plenum Press.
- FORD, K.R., BOGERT, J.V.D., MYER, G.D., SHAPIRO, R., HEWETT, T.E., 2008, "The effects of age and skill level on knee musculature co-contraction during functional activities: a systematic review", *British Journal Sports Medicine*, v. 42, n. 7, pp. 561-566.
- FORESTIER, N., NOUGIER, V., 1998, "The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human", *Neuroscience Letters*, v. 252, n. 3, pp. 187-190.
- FRANKLIN, D.W., BURDET, E., TEE, K.P., OSU, R., CHEW, C.M., MILNER, T.E., KAWATO, M., 2008, "CNS learns stable, accurate, and efficient movements using a simple algorithm", *The Journal of Neuroscience*, v. 28, n. 4, pp.11165-11173.
- FRANKLIN, D.W., SO, U., KAWATO, M., MILNER, T.E., 2004, "Impedance control balances stability with metabolically costly muscle activation", *Journal Neurophysiology*, v. 92, n. 5, pp. 3097-3105.
- FROST, G., DOWLING, J., DYSON, K., BAR-OR, O., 1997, "Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 7, n. 3, pp. 179-186.
- GALNA, B., SPARROW, W.A., 2006, "Learning to minimize energy costs and maximize mechanical work in a bimanual coordination task", *Journal of Motor Behavior*, v. 38, n. 6, pp. 411-422.
- GATES, D.H., DINGWELL, J.B., 2010, "Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements", *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 5, pp. 913-919.

- GRAVES, A.E., KORNATZ, K.W., ENOKA, R.M., 2000, “Older adults use a unique strategy to lift inertial loads with the elbow flexor muscles”, *Journal of Neurophysiology*, v. 83, n. 4, pp. 2030-2039.
- GRIBBLE, P.L., MULLIN, L.I., COTHROS, N., MATTAR, A., 2003, “Role of cocontraction in arm movement accuracy”, *Journal Neurophysiology*, v. 89, n. 5, pp. 2396-2405.
- GRIFFIN, T.M., GUILAK, F., 2005, “The role of mechanical loading in the onset and progression of osteoarthritis”, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 33, n. 4, pp. 195-200.
- GUYTON, A.C., HALL, J.E., 2002, *Tratado de Fisiologia Médica*. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J., 1996 *Fundamentals of Physics*. 4th ed. New Jersey: John Wiley and Sons.
- HARRIS, C.M., WOLPERT, D.M., 1998, “Signal-dependent noise determines motor planning”, *Nature*, v. 394, n. 6695, pp. 780-784.
- HASAN, Z., 1986, “Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements”, *Biological Cybernetics*, v. 53, n. 6, pp. 373-382.
- HAUSDORFF, J.M., 2007, “Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking”, *Human Movement Science*, v. 26, n. 4, pp. 555-589.
- HAUSDORFF, J.M., ASHKENAZY, Y., PENG, C.K., IVANOV, P.C., STANLEY, H.E., GOLDBERGER, A.L., 2011, “When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations”, *Theoretical and Statistical Physics*, v. 302, n. 1-4, pp. 138-147.
- HAUSDORFF, J.M., PENG, C.K., LADIN, Z., WEI, J.Y., GOLDBERGER, A.L., 1995, “Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait”, *Journal of Applied Physiology*, v. 78, n. 1, pp. 349-358.
- HAUSDORFF, J.M., PURDON, P.L., PENG, C.K., LADIN, Z., WEI, J.Y., GOLDBERGER, A.L., 1996, “Fractal dynamics of gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations”, *Journal of Applied Physiology*, v. 80, n. 5, pp.1448–1457.
- HEFFERNAN, K.S, SOSNOFF, J.J., OFORI, E., JAE, S.Y., BAYNARD, T., COLLIER, S.R., GOULOPOULOU, S., FIGUEROA, A., WOODS, J.A., PITETTI, K.H., FERNHALL, B., 2009, “Complexity of force output during static exercise in individuals with Down syndrome”, *Journal of Applied Physiology*, v. 106, n. 4, pp. 1227-1233.
- HERMENS, H.J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., STEGEMAN, D., BLOK, J., RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C., HAGG, G., 1999, *SENIAM 8: European recommendation for surface electromyography* (Enschede: Roessingh Research and Development.).

- HIGUCHI, T., 1988, "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory", *Physical D*, v. 31, pp. 277-288.
- HIGUCHI, T., 1990, "Relationship between the fractal dimension and the power law index for time series: A numerical investigation", *Physical D*, v. 46, pp. 254-264.
- HOPKINS, W.C., 2000, "Measures of reliability in sport medicine and science", *Sports Medicine*, v. 30, n. 1, pp. 1-15.
- HORTOBÁGYI, T., FINCH, A., SOLNIK, S., RIDER, P., DE VITA, P., 2011, "Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults", *The Journals of Gerontology*, v. 66, n. 5, pp. 541-547.
- HU, X., TONG, K.Y., SONG, R., TSANG, V.S., LEUNG, P.O., LI, L., 2007, "Variation of muscle coactivation patterns in chronic stroke during robot-assisted elbow training", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 88, n. 8, pp. 1022-1029.
- HUANG, H.J., KRAM, R., AHMED, A.A., 2012, "Reduction of metabolic cost during motor learning of arm reaching dynamics", *The Journal of Neuroscience*, v. 32, n. 6, pp. 2182-2190.
- HUG, F., 2011, "Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 21, n. 1, pp. 1-12.
- HUG, F., DOREL, S., 2009, "Electromyographic analysis of pedaling: a review", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, pp. 182-198.
- IHLEN, E.A., VEREIJKEN, B., 2014, "Detection of co-regulation of local structure and magnitude of stride time variability using a new local detrended fluctuation analysis", *Gait and Posture*, v. 39, n. 1, pp. 466-471.
- ILLYÉS, A., KISS, R.M., 2005, "Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, n. 3, pp. 282-289.
- JACKSON, A.S., POLLOCK, M.L., 1978, "Generalized equation for predicting body density of men", *British Journal of Nutrition*, v. 40, n. 3, pp. 497-504.
- JOHNSON, D., LYNCH, J., NASH, K., CYGAN, J., MAYHEW, J.L., 2009, "Relationship of lat-pull repetitions and pull-ups to maximal lat-pull and pull-up strength in men and women", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 23, n. 3, pp. 1022-1028.
- KARST, M.G., HASAN, Z., 1987, "Antagonist muscle activity during human forearm movements under varying kinematic and loading conditions", *Experimental Brain Research*, v. 67, n. 2, pp. 391-401.
- KELLIS, E., KOUVELIOTI, V., 2009, "Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 1, pp. 55-64.

- KELLIS, E., ZAFEIRIDIS, A., AMIRIDIS, I.G., 2011, "Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue", *Journal of Athletic Training*, v. 46, n. 1, pp. 11-19.
- KENDALL, F.P., MCCREARY, E.K., PROVANCE, P.G., RODGERS, M.M., ROMANI, W.A., 2007, *Músculos: Provas e Funções*. 5 ed, São Paulo, Manole.
- KIM, S., CARLTON, L.G., LIU, Y.T, NEWELL, K.M., 1999, "Impulse and movement space-time variability", *Journal of Motor Behavior*, v. 31, n. 4, pp. 341-357.
- KNARR, B.A., ZENI, J.A., HIGGINSON, J.S., 2012, "Comparison of electromyography and joint moment as indicators of co-contraction", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 4, pp. 607-611.
- KOMI, P.V., 2006, *Força e potência no esporte*. 2 ed. Porto Alegre, Artmed.
- LAGESTAD, P., VAN DEN TILLAAR, R., 2014, "A comparison of training and physical performance of police students at the start and the end of three-year police education", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 28, n. 5, pp. 1394-1400.
- LATASH, M.L., SCHOLZ, J.P., SCHONER, G., 2002, "Motor control strategies revealed in the structure of motor variability", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 30, n. 1, pp. 26-31.
- LAWRENCE, J.H., DE LUCA, C.J., 1983, "Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles", *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, v. 54, n. 6, pp. 1653-1659.
- LESTER, M.E., SHARP, M.A., WERLING, W.C., WALKER, L.A., COHER, B.S., RUEDIGER, T.M., 2014, "Effect of specific short-term physical training on fitness measures in conditioned men", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 28, n. 3, pp. 679-688.
- LI, L., CALDWELL, G.E., 1998, "Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture", *Journal of Applied Physiology*, v. 85, n. 3, pp. 927-934.
- LI, L., CALDWELL, G.E., 1999, "Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 6, pp. 385-89.
- LINDBERG, A-S., OKSA, J., MALM, C., 2014, "Laboratory or field tests for evaluating firefighter's work capacity?", *PLoS One* 9(3): e91215. doi:10.1371/journal.pone.0091215.
- LUSK, S.J., HALE, B.D., RUSSELL, D.M., 2010, "Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, n. 7, pp. 1895-1900.
- MANDELBROT, B.B., 1983, *The fractal geometry of nature*. Nova York: FEERMAN.
- MANDELBROT, B.B., 1975, "Stochastic models for the Earth's relief, the shape and the fractal dimension of the coastlines, and the number-area rule for islands",

- Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, v. 72, n. 10, pp. 3825-3828.
- MARKOVIC, G., JARIC, S., 2004, "Movement performance and body size: the relationship for different groups of tests", *European Journal of Applied Physiology*, v. 92, n. 1-2, pp. 139-149.
- MARMELAT, V., TORRE, K., DELIGNIÈRES, D., 2012, "Relative roughness: an index for testing the suitability of the monofractal model", *Frontiers in Physiology*, v. 18, n. 3. 208. doi: 10.3389/fphys.2012.00208.
- MCARDLE, W.D., KATCH, F.I., KATCH, V.L., 2006, *Exercise physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- MCGRAW, K., WONG, S.P., 1996, "Forming inferences about some intraclass correlation coefficients", *Psychological Methods*, v. 1, n. 1, pp. 30-46.
- MELLO, R.G., OLIVEIRA, L.F., NADAL, J., 2007, "Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.17, n. 6, pp.739-746.
- MERLETTI, R., PARKER, P.A., 2004, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- MISSENGARD, O., MOTTET, D., PERREY, S., 2008, "The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue", *Experimental Brain Research*, v. 185, n. 1, pp. 151-156.
- NEGRETE, R.J., HANNEY, W.J., KOLBER, M.J., DAVIES, G.J., ANSLEY, M.K., MCBRIDE, A.B., OVERSTREET, A.L., 2010, "Reliability, minimal detectable change, and normative values for tests of upper extremity function and power", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, n. 12, pp. 3318-3325.
- NEGRO, F., HOLOBAR, A., FARINA, D., 2009, "Fluctuations in isometric muscle force can be described by one linear projection of low-frequency components of motor unit discharge rates", *The Journal of Physiology*, v. 587, n. 24, pp. 5925-5938.
- PENG, C-K., BULDYREV, S.V., GOLDBERG, A.L., HAVLIN, S., SIMONS, M., STANLEY, H.E., 1993, "Finite-size effects on long-range correlations: implications for analyzing DNA sequences", *Physical Review. E, Statistical Physics, Plasmas, Fluids, and Related Interdisciplinary Topics*, v. 47, n. 5, pp. 3730-3733.
- PENZEL, T., KANTELHARDT, J.W., GROTE, L., PETER, J.H., BUNDE, A., 2003 "Comparison of detrended fluctuation analysis and spectral analysis for heart rate variability in sleep and sleep apnea", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 10, pp. 1143-1151.
- PERSON, R.S., 1958, "An electromyographic investigation on coordination of the activity of antagonist muscles in man during the development of a motor habit", *Pavlovian Journal of Higher Nervous Activity*, v. 8, pp. 13-23.
- PROKOPY, M.P., INGERSOLL, C.D., NORDENSCHILD, E., KATCH, F, I., GAESSER, G.A., WELTMAN, A., 2008, "Closed-kinetic chain upper body training

- improves throwing performance of NCAA division I softball players”, *Journal Strength and Conditioning Research*, v. 22, n. 6, pp. 1790-1798.
- RANGARAJAN, G., DING, M., 2000, “Integrated approach to the assessment of long range correlation in time series data”, *Physical Review. E, Statistical Physics, Plasmas, Fluids, and Related Interdisciplinary Topics*, v. 61, n. 5, pp. 4991-5001.
- RANKIN, G., STOKES, M., 1998, “Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses”, *Clinical Rehabilitation*, v. 12, n. 3, pp. 187-199.
- REARICK, M.P., STELMACH, G.E., LEIS, B., SANTELLO, M., 2002, “Coordination and control of forces during multifingered grasping in Parkinson’s disease”, *Experimental Neurology*, v. 177, n. 2, pp. 428-442.
- REMAUD, A., CORNU, C., GUÉVEL, A., 2009, “Agonist muscle activity and antagonist muscle co-activity levels during standardized isotonic and isokinetic knee extensions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 3, pp. 449-458.
- RICHARDS, C., HIGGINSON, J.S., 2010, “Knee contact force in subjects with symmetrical OA grades: differences between OA severities”, *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 13, pp. 2595-2600.
- RILEY, M.A., TURVEY, M.T., 2002, “Variability and determinism in motor behavior”, *Journal of Motor Behavior*, v. 34, n. 2, pp. 99-125.
- RODRIGUES, T. B., SILVA, L., SOUZA, R.C., GOUVÊA, D.A., LIMA, R.S., GUTTIERRES, A.P., NOVO, J.M., 2004, “Análise preliminar da dimensão fractal de sinais de força muscular de preensão da mão”, *CLAEB, João Pessoa*, v. 5, n. 1, pp. 1171-1174.
- ROUSH, J.R., KITAMURA, J., WAITS, M.C., 2007, “Reference values for the closed-kinetic chain upper extremity stability test (CKCUEST) for collegiate baseball players”, *North American Journal of Sports Physical Therapy*, v. 2, n. 3, pp. 159-163
- ROTA, S., HAUTIER, C., CREVEAUX, T., CHAMPELY, S., GUILLOT, A., ROGOWSKI, I., 2012, “Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 2, pp. 294-300.
- SAMOZINO, P., HORVAIS, N., HINTZY, F., 2007, “Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling?”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.39, n. 4, pp. 680-687.
- SCHMIDT, R.A., ZELAZNIK, H., HAWKINS, B., FRANK, J.S., QUINN J.T.J., 1979, “Motor-output variability: A theory for the accuracy of rapid motor acts”, *Psychological Review*, v. 47, n. 5, pp. 415-551.
- SELEN, L.P., FRANKLIN, D.W., WOLPERT, D.M., 2009, “Impedance control reduces instability that arises from motor noise”, *The Journal of Neuroscience*, v. 29, n. 40, pp. 12606-16.

- SELEN, L.P., BEEK, P.J., VAN DIEEN, J.H., 2005, "Can co-activation reduce kinematic variability? A simulation study", *Biological Cybernetics*, v. 93, n. 5, pp. 373-381.
- SHIAVI, R., 1999, *Introduction to Applied Statistical Signal Analysis*. San Diego: Academic Press.
- SHROUT, P.E., FLEISS, J.L., 1979, "Intraclass correlation: Uses in assessing rater reliability", *Psychological Bulletin*, v. 86, n. 2, pp. 420-428.
- SIGNORILE, J.F., ZINK, A.J., SZWED, S.P., 2002, "A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 4, pp. 539-546.
- SIN, M., KIM, W.S., PARK, D., MIN, Y.S., KIM, W.J., CHO, K., PAIK, N.J., 2014, "Electromyographic analysis of upper limb muscles during standardized isotonic and isokinetic robotic exercise of spastic elbow in patients with stroke" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 24, n. 1, pp. 11-17.
- SINGH, T., VARADHAN, S.K., ZATSIORSKY, V.M., LATASH, M.L., 2010, "Fatigue and motor redundancy: Adaptive increase in finger force variance in multi-finger tasks", *Journal of Neurophysiology*, v. 103, n. 6, pp. 2990-3000.
- SINGH, T., VARADHAN, S.K., ZATSIORSKY, V.M., LATASH, M.L., 2010, "Adaptive increase in force variance during fatigue in tasks with low redundancy", *Neuroscience Letters*, v. 485, n. 3, pp. 204-207.
- SINGH, T., ZATSIORSKY, V.M., LATASH, M.L., 2012, "Effects of fatigue on synergies in a hierarchical system", *Human Movement Science*, v. 31, n. 6, pp. 1379-1398.
- SLIFKIN, A.B., NEWELL, K.M., 1999, "Noise, information transmission, and force variability", *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, v. 25, n. 3, pp. 837-851.
- SLIFKIN, A.B., NEWELL, K.M., 2000, "Variability and noise in continuous force production", *Journal Motor Behavior*, v. 32, n. 2, pp. 141-150.
- SOLOMONOW, M., KROGSGAARD, M., 2001, "Sensorimotor control of knee stability, A review", *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 11, n. 2, pp. 64-80.
- SOSNOFF, J.J., VALANTINE, A.D., NEWELL, K.M., 2009, "The adaptive range of 1/f isometric force production", *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, v. 35, n. 2, pp. 439-446.
- STADNITSKIS, T., 2012, "Measuring fractality", *Frontiers in Physiology*, v. 3:127. doi: 10.3389/fphys.2012.00127.
- STEIN, R.B., GOSSSEN, E.R., JONES, K.E., 2005, "Neuronal variability: noise or part of the signal ?", *Nature reviews. Neuroscience*, v. 6, n. 5, pp. 389-397.

- STURMAN, M.M., VAILLANCOURT, D.E., CORCOS, D.M., 2005, "Effects of aging on the regularity of physiological tremor", *Journal Neurophysiology*, v. 93, n. 6, pp. 3064-3074.
- SVENDSEN, J.H., MADELEINE, P., 2010, "Amount and structure of force variability during short, ramp and sustained contractions in males and females", *Human Movement Science*, v. 29, n. 1, pp. 35-47.
- TALKNER, P., WEBER, R.O., 2000, "Power spectrum and detrended fluctuation analysis: application to daily temperatures", *Statistical Physics, Plasmas, Fluids, and Related Interdisciplinary Topics*, v. 62, n. 1 A, pp.150-160.
- THOROUGHMAN, K.A., SHADMEHR, R., 1999, "Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements", *The Journal of Neuroscience*, v. 19, n. 19, pp. 8573-8588.
- TSENG, L., TANG, S.C., CHANG, C.Y., LIN, Y.C., ABBOD, M.F., SHIEH, J.S., 2013, "Nonlinear and conventional biosignal analyse applied to tilt table test for evaluating autonomic nervous system and autoregulation", *The Open Biomedical Engineering Journal*, v. 7 , pp. 93-99.
- TURPIN, N.A., GUÉVEL, A., DURAND, S., HUG, F., 2011, "Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans", *The Journal of Experimental Biology*, v. 214, n. (Pt 19), pp. 3305-3314.
- TURVEY, M.T., 2007, "Action and perception at the level of synergies", *Human Movement Science*, v. 26, n. 4, pp. 657-697.
- VAILLANCOURT, D.E., NEWELL, K.M., 2003, "Aging and the time and frequency structure of force output variability", *Journal of Applied Physiology*, v. 94, n. 3, pp. 903-912.
- VAILLANCOURT, D.E., SOSNOFF, J.J., NEWELL, K.M., 2004, "Age-related changes in complexity depend on task dynamics", *Journal of Applied Physiology*, v. 97, n. 1, pp. 454-455.
- VALLBO, A.B., WESSBERG, J., 1993, "Organization of motor output in slow finger movements in man", *The Journal of Physiology*, v. 469, n. 1, pp. 673-691.
- VAN BEERS, R.J., HAGGARD, P., WOLPERT, D.M., 2004, "The role of execution noise in movement variability", *Journal Neurophysiology*, v. 91, n. 2, pp. 1050-1063.
- VAN DERBURGH, P. M., CROWDER, A.T., 2006, "Body mass penalties in the physical fitness tests of the army, Air Force, and Navy", *Military Medicine*, v. 171, n. 8, pp.8:753-756.
- VAN DERBURGH, P.M., EDMONDS, T., 1997, "The effect of experimental alterations in excess mass on pull-up performance in fit young men", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 11, n. 4, pp 230-233.
- WAKELING, J.M., BLAKE, O.M., CHAN, H.K., 2009, "Muscle coordination is key to the power output and mechanical efficiency of limb movements", *The Journal of Experimental Biology*, v. 213, n. 3, pp. 487-492.

- WEIR, J.P., 2005, "Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 19, n. 1, pp. 231-240.
- WEST, B.J., 2010, "Fractal physiology and the fractional calculus: a perspective", *Frontiers in Physiology*, v. 1:12. doi: 10.3389/fphys.2010.00012.
- WIJNANTS, M.L., 2014, "A review of theoretical perspectives in cognitive science on the presence of 1/f scaling in coordinated physiological and cognitive processes", *Journal of Nonlinear Dynamics*, v. 2014, pp. 1-17, Article ID 962043,
- WIJNANTS, M.L., BOSMAN, M.T., HASSELMAN, F., COX, R.F., VAN ORDEN, G.C., 2009, "1/f scaling in movement time changes with practice in precision aiming", *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, v. 13, n. 1, pp. 75-94.
- WIJNANTS, M.L., COX, R.F., HASSELMAN, F., BOSMAN, A.M., VAN ORDEM, G., 2013, "Does sample rate introduce an artifact in spectral analysis of continuous processes?", *Frontiers in Physiology*, v. 3, pp. 1-13, art. 495.
- WINTER, D.A., 1990, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd ed, New York: John Wiley and Sons.
- YOUSAS, J.W., AMUNDSON, C.L., CICERO, K.S., HAHN, J.J., HAREZLAK, D.T., HOLLMAN, J.H., 2010, "Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup™ rotational exercise", *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, n. 12, pp. 3404-3414.
- ZATSIORSKY, V.M., 2004, *Biomecânica do Esporte: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

ANEXO I

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa Científica

Você está sendo convidado a participar de um estudo intitulado **“Eficiência mecânica durante a puxada na barra fixa por meio da força média de tração, análise espectral e dimensão fractal”**,

O exercício de puxada na barra fixa é amplamente executado com o objetivo de fortalecer a musculatura do tronco e dos membros superiores, Nas forças armadas, este exercício faz parte das rotinas de teste, portanto os militares precisam realizar um número considerável de repetições, A força é considerada uma valência fundamental para o rendimento neste exercício, mas a coordenação motora pode possibilitar a utilização eficiente da energia, O objetivo do presente projeto é investigar a influência da eficiência mecânica sobre o desempenho no exercício de puxada na barra fixa, Uma melhor compreensão deste fenômeno terá grande importância para o treinamento físico militar em virtude do melhor direcionamento de todas as condutas para a execução do exercício de puxada na barra,

O estudo consiste em três dias de teste, com um intervalo de dois dias a uma semana entre os mesmos, No primeiro dia de experimento, será feita a medição de massa, estatura e dobras cutâneas, Com estes dados, serão estimados o percentual de gordura, massa de gordura e massa magra, Será medido também o comprimento do braço para o cálculo do trabalho mecânico, Inicialmente, será medido o consumo de oxigênio durante dois minutos de repouso para estimar o consumo basal durante o exercício e a recuperação, O voluntário irá respirar pela boca através de um instrumento chamado pneumotacômetro, para que os gases oriundos da respiração sejam monitorados, Em seguida, será feita uma contração isométrica voluntária máxima para registro do eletromiograma (EMG) de cada músculo para normalização, Após 10 min, os sujeitos serão orientados a iniciar o exercício de puxada na barra fixa com o corpo verticalmente orientado, cotovelos em máxima extensão, mãos na largura dos ombros e com os antebraços em supinação, A força de tração sobre a barra e a posição angular do cotovelo serão monitoradas durante este exercício, o qual será executado em ritmo determinado por cada indivíduo e mantido até a exaustão, Além disto, serão colocados eletrodos sobre a pele para registro de sinais elétricos da musculatura adjacente (eletromiografia), Todos os registros aqui citados são não invasivos, indolores e não representarão desconforto adicional ao teste de esforço, Os eletromiogramas serão coletados somente no primeiro dia, porém a força de tração sobre a barra e a posição angular do cotovelo serão registradas nos outros dois dias para o teste de reprodutibilidade,

Antes dos testes de esforço, deverá ser preenchido um questionário completo que avalia o histórico médico do voluntário, além de questionamento verbal sobre saúde e as respostas fornecidas no questionário, Admitindo que o indivíduo está apto para realizar o exercício até a exaustão, ocorrerá a preparação para o teste, Durante os testes de esforço, haverá percepções de aumento de fadiga muscular e deve haver um aumento da dificuldade para inspirar ou expirar, sendo estas respostas normais às demandas do teste de esforço, O avaliado poderá solicitar a interrupção do teste a qualquer momento, não sendo necessária nenhuma informação adicional,

A realização de um teste de esforço não elimina o risco, Contudo, todos os esforços são realizados para a minimização destes riscos através de questões e avaliações pré-testes e do uso de pessoal apropriadamente treinado e qualificado,

Todas as etapas da pesquisa serão acompanhadas por professores de Educação Física do Departamento de Educação Física e Esportes da Escola Naval, A Escola Naval possui um departamento de saúde que pode garantir a segurança relacionada a possíveis situações adversas que, mesmo sendo mínimas, por ventura podem ocorrer,

Será assegurada a participação de forma livre e sem qualquer coerção, subordinação ou intimidação em virtude de imposição hierárquica, Portanto, será garantida a total e completa autonomia,

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo, A sua participação é voluntária e você tem a liberdade de recusar participar, ou se aceitar, desistir a qualquer momento, sem prejuízo de qualquer tipo,

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos envolvidos na pesquisa e pelas autoridades legais, No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida, O pesquisador responsável assume a responsabilidade de dar assistência integral às complicações e danos decorrentes dos testes, se houver, Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa (relacionadas aos testes e à instrumentação) não são da responsabilidade do participante, Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro,

Rio de Janeiro, ___/___/____, Eu, _____ li o texto acima e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar, A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo, Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão, e sei que qualquer problema relacionado será livre de custos para mim, Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo,

Assinatura do voluntário _____

Assinatura _____ do _____ pesquisador responsável _____

Para maiores esclarecimentos, o voluntário está convidado a contatar o pesquisador responsável: Roger Gomes Tavares de Mello, tel, 8655-8615 ou e-mail rogerfisiologia@ig.com.br,