



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

MARIANA FELIPE SILVA

**DECOMPOSIÇÃO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS
PARAVERTEBRAIS EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Londrina
2014

MARIANA FELIPE SILVA

**DECOMPOSIÇÃO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS
PARAVERTEBRAIS EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Norte do Paraná [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso.

Londrina
2014

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da
Universidade Estadual de Londrina.**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

S586d Silva, Mariana Felipe.
Decomposição dos sinais eletromiográficos dos paravertebrais em indivíduos saudáveis / Mariana Felipe Silva. – Londrina, 2014.
78 f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.
Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2014.
Inclui bibliografia.

1. Eletromiografia – Teses. 2. Coluna lombar – Músculos – Teses. 3. Músculos – Avaliação – Teses. 4. Fisioterapia – Teses. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação. III. Universidade Norte do Paraná. IV. Título.
CDU 615.8:616.711

MARIANA FELIPE SILVA

**DECOMPOSIÇÃO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS
PARAVERTEBRAIS EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Norte do Paraná [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Fábio Yuzo Nakamura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Alexandre Hideki Okano
Universidade Federal do Rio Grande do Norte -
UFRN

Londrina, 20 de fevereiro de 2014.

DEDICA

Dedico este trabalho a todos aqueles que como eu, foram picados pelo mosquitinho da eletromiografia e se apaixonaram pelo entendimento da contração muscular e do movimento humano.

AGRADECIMENTOS

Gostaria primeiramente de agradecer a Deus e aos guias espirituais que sempre me guiaram e deram forças a partir do momento em que fui concebida. Não há palavras o suficiente para agradecer todas as bênçãos que recebo e recebi do Nosso Senhor.

Gostaria de agradecer ao meu orientador Jeff, primeiramente pela oportunidade que me foi dada desde o segundo ano de faculdade até os dias de hoje. Todos os anos de iniciação científica, jantares, churrascos, reuniões e aprendizados constantes. Um dia pensei em desistir do meu sonho de continuar estudando e me tornar mestre e graças a uma conversa, não de orientador, mas como um pai e guia, o Jeff me deu forças e fez com que eu nunca desistisse e fosse atrás dos meus sonhos, me ajudando como pode.. emprego, bolsas... Não foi fácil, por isso agradeço muito a você!

Aos meus companheiros de laboratório, desde os alunos de iniciação científica que me ajudaram a ser professora de eletromiografia, aos que me ajudaram a encontrar as voluntárias para este trabalho e se mostraram companheiras. Aos colegas de mesa redonda e café 15:30 h, Renata, Simone, Lais, Jay Jay, João, Bruno, Alexandre, Rodrigo, Marcelo, Bruna, Carla, Kakau, Catai, Josi e Mônica que me ajudaram nas coletas, a carregar o levinho no-brake e me forneceram as melhores tardes no HU!

À Profa. Ligia Maria Facci, do Centro de Fisioterapia Aquática “Prof. Paulo A. Seibert”, pelo auxílio no recrutamento das participantes e disponibilidade do espaço para as coletas.

À Ligia Maxwell, que me ajudou a desvendar a eletromiografia e esses algoritmos simples de serem entendidos! Às aulas quase particulares no meio ao desespero de não entender nada!

Ao Jhon (João), com suas explicações óbvias e simples: BASTA analisar pela fórmula SIMPLES: $\%MU(s, \phi) = E\phi s/F _e(1-1/F) - e(1-\phi/F)_ + 100(1 - e-G\phi)/(1 - e-G)$.

Ao Rodrigo e suas MEGAS pesquisas nas bases de dados (WIKIPEDIA, 2014; Google et al., 2014).

Ao Bruno, grande “nerd”. Se quiser saber de alguma coisa é só perguntar pra ele que ele surge com um Matlab amigo... E a Nina, sempre companheira que já é parte deste nosso grupo.

Às amigas Fer, Karen, Josi e Mônica, pelas horas engordando no croassonho, gelobel, dachô. Devo minhas gordurinhas a vocês!! E é claro, muito obrigada por todos os momentos de conversas jogadas fora e conselhos.

À Mônica, que me aguenta desde o primeiro ano de faculdade. Me lembro como se fosse hoje, quando te conheci e falei: me identifiquei com você! E Foi assim mesmo! Nos identificamos e nossa amizade cresce a cada dia! Muito obrigada pelos momentos juntas.. choros, alegrias, sacada que tudo vê... Você sempre esteve ao meu lado e sei que posso sempre contar com você assim como você comigo.

Enfim.. ao todo GRUPO PAIFIT, que me mostrou que um grupo não é só um laboratório, mas é realmente um grupo de pessoas que ajudam pessoas em qualquer momento, mesmo quando estamos muito atarefados...

Ao meu chefinho Emerson Veduvoto, que me ajudou primeiramente quando me cedeu um emprego e depois, ao emprestar o no-brake... Essa “energia” foi essencial para a conclusão desse trabalho.

A todos os colegas da clínica BEM que me ajudaram sempre! Ainda, aos queridos pacientes que foram compreensivos e estiveram sempre na torcida!

Ao Prof. Jim Richards, que com uma simples gota d’água mudou minha vida! Quem diria que uma molhadinha na pele faria com que o equipamento de 1 milhão de dólares finalmente funcionasse?? Obrigada também pelos conselhos e ajuda na análise dos resultados desse trabalho.

À Robin, minha *teacher*, que com muita paciência me ensinou o básico inglês...

Ao meu companheiro Guilherme, que por quase 5 anos me aguenta na hora dos pitis quando os prazos apertam, na hora do choro, nos momentos de sucesso... Enfim, obrigada a todos os momentos que passou comigo e a todo apoio e confiança! Sei que não foi fácil e ainda não é e não será, mas uma relação é feita disso, de superação dos obstáculos e do compartilhamento dos sucessos! Te amo!

A toda minha família biológica ou não (Sonia, Paulo)! À minha mãe, Alexandra, pelos bolos, cafés e cuidados e insistência para eu comer, dormir, tomar banho... Obrigada por cuidar de mim! Ao meu pai, Carlos, meu grande amigo que fez de tudo o que pode e não pode para que eu estivesse aqui hoje! Aos meus irmãos Bebel, Amábile e Cadu pelos momentos de carinho. Aos meus avós Mário, Nina, Maria e Tonho (*in memoriam*), tios e demais familiares que sempre me auxiliaram, aconselharam e fizeram de mim o que sou hoje!

Ao CNPq, pelo Edital MCT/CNPq N ° 014/2010 (Universal) para a aquisição do equipamento de eletromiografia Bagnoli. Também à empresa *De/sys* pelo treinamento e pelo suporte dos dados aos membros do GRUPO PAIFIT.

Obrigada a todos, que diretamente ou indiretamente estiveram ao meu lado! Este trabalho não é só meu, mas NOSSO!

Epígrafe

*"Que os vossos esforços desafiem as
impossibilidades, lembrai-vos de que as
grandes coisas do homem foram conquistadas
do que parecia impossível."*

Chales Chaplin

SILVA, Mariana Felipe. **Decomposição dos sinais eletromiográficos dos paravertebrais em indivíduos saudáveis**. 2014. 78 f. dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação Associado UEL-UNOPAR) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

RESUMO

A coluna lombar tem sido alvo de pesquisas no campo da biomecânica devido seu importante papel na absorção e distribuição de cargas e por ser um local de recorrentes disfunções. A eletromiografia de superfície é um método de avaliação não invasiva que possui inúmeras vantagens. Ainda, promove o entendimento de forma indireta sobre o comportamento do músculo. Já a decomposição dos sinais eletromiográficos (dEMG) fornece subsídios para o entendimento das unidades motoras (UM). Pesquisas com dEMG demonstram que este é um instrumento de boa confiabilidade para a avaliação de diversos grupos musculares, porém, não foram encontrados estudos sobre os paravertebrais. O objetivo desta estudo foi descrever um protocolo de avaliação dos paravertebrais lombares por meio da dEMG e obter parâmetros sobre o número, a taxa de disparo e o comportamento das unidades motoras nos hemisferos direito e esquerdo. Nove mulheres, aparentemente saudáveis, sem alterações na coluna lombar e sem dor foram avaliadas em contrações de 30 segundos a 40% do RMS_{CIVM} (*root mean square* CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA), em decúbito ventral posicionadas em uma maca e fixadas por meio de faixas rígidas. O sinal foi decomposto e analisado quanto a sua acurácia por meio de um algoritmo de inteligência artificial. A média de UM encontradas foi de 31,1 (DP = 2,5) à direita (D) e 31,3 (DP = 2,5) à esquerda (E) de um total de 555 UM, com uma taxa de disparo médio de 19 pontos por segundo (PPS) (DP = 1,3) à D e 18,9 PPS (DP = 3) à E, sem diferenças entre os lados. Pode-se observar por meio de mapas 3D (tempo x nº de UM x média da taxa de disparo) que a frequência da taxa de disparo é maior nas primeiras unidades ativadas. A acurácia variou de 88 a 96%. O protocolo poderá ser utilizado como referência de normalidade para comparar avaliação da coluna lombar de sujeitos com diferentes características.

Palavras-Chave: Taxa de disparo. Unidades motoras. Decomposição. Eletromiografia. Paravertebrais.

SILVA, Mariana Felipe. **Decomposition of electromyographic signals of paraspinal in healthy subjects**. 2014. 78 p. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação Associado UEL-UNOPAR) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

ABSTRACT

The lumbar spine has been a target of interest in the field of biomechanics due to its important role in the absorption and distribution of loads and also for its being a site of recurring dysfunction. Surface electromyography is a non-invasive method of assessment which has several advantages. In addition, it promotes the indirect understanding about muscle behaviour. Furthermore the decomposition of EMG signals (dEMG) provide a means of interpreting the behaviour of motor units (MU). Studies which have used dEMG demonstrate that it is a reliable instrument for the assessment of several muscles groups, however, there are no studies which have evaluated the lumbar paraspinal muscles. The aim of this study was to describe an evaluation protocol of the lumbar paraspinal through dEMG and to obtain parameters on the number, the firing rate and behavior of the motor units in the left and right sides. Nine, apparently healthy, women, without alterations or pain in the lumbar spine were evaluated in contractions between 30 seconds of 40% of RMS_{CIVM} , positioned in the prone position, held by rigid straps. The signal was decomposed and analyzed for its accuracy by means of an artificial intelligence algorithm. An average of 31.1 (SD = 2.5) on the right side and 31.3 (SD = 2.58) MU on the left was found, with a total of 555 MU and an average firing rate of 19 points per second (PPS) (SD = 1.3) on the right side and 18.9 PPS (SD = 3) on the left, without statistical differences between the sides. We observed, through 3D maps (time x number of MU x average of firing rate), that the firing rate frequency was higher in the first activated units. The accuracy ranged from 88% to 96%. The protocol could be used as a reference of normality to compare lumbar spinal assessments of subjects with different characteristics.

Key words: Firing rates. Motor Units. Decomposition. Electromyography. Paraspinal muscles.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	A estrutura muscular	18
Figura 2 –	As miofibrilas.....	18
Figura 3 –	Unidade motora	20
Figura 4 –	Eletrodos de superfície desenvolvidos por Andreassen & Arendt Nielsen (1987)	27
Figura 5 –	Eletrodo de superfície desenvolvido por Masuda & De Luca (1991).....	28
Figura 6 –	Método de reconstrução-e-teste, proposta por Nawab et al. (2010).....	31
Figura 7 –	Identificação de falsos positivos e falsos negativos	31
Figura 8 –	Melhores locais para colocação de eletrodos de dEMG	33
Figura 9 –	Local do posicionamento dos eletrodos	39
Figura 10 -	Posicionamento da voluntária durante a CIVM e o teste com dEMG.....	39
Figura 11 -	Trajetória trapezoide a 40% da RMS_{CIVM}	40
Figura 12 –	<i>Onion skin</i> individuais com os lados D e E sobrepostos	43
Figura 13 –	Médias das taxas de disparo em função do tempo e do número de UM dos lados D e E	45
Figura 14 –	As taxas de disparo das UM dos dados originais e após o teste de acurácia dos lados D e E	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Características da amostra	41
Tabela 2 –	Características individuais do número e taxa de disparo das UM	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AbCP	Abdutor curto do polegar
ADM	Amplitude de movimento
AdP	Adutor do polegar
AM	Abdutor do mínimo
Anc	Ancôneo
AST	Área de secção transversa
ATP	Adenosina trifosfato
AVE	Acidente vascular encefálico
BB	Bíceps braquial
BR	Braquiorradial
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
DE	Deltóide
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EI	Extensor indicador
ELH	Extensor longo do hálux
EMG	Eletromiografia
dEMG	Decomposição do sinal eletromiográfico
sEMG	Eletromiografia de superfície
EP	Extensor do polegar
ERC	Extensor radial do carpo
EUC	Extensor ulnar do carpo
FRC	Flexor radial do carpo
GA	Gastrocnêmio
ICC	<i>Intra-class Correlation Coefficient</i>
IT	Isquiotibiais
MA	Masseter
OO	Orbicular do olho
PAUM	Potencial de ação da unidade motora
PID	Primeiro interósseo dorsal
PL	Pterigoide lateral

Plat	Platisma
PPS	Pulsos por segundo
RF	Reto femoral
RMS	<i>Root mean square</i>
RMS _{CIVM}	<i>Root mean square</i> da CIVM
RRMC	Razão de rejeição de modo comum
SO	Sóleo
TA	Tibial anterior
TB	Tríceps braquial
TPAUM	Trens de potencial de ação das unidades motoras
Trap	Trapézio superior
VL	Vasto lateral
VMO	Vasto medial oblíquo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1	A COLUNA LOMBAR	17
2.1.1	Os Movimentos da Coluna Lombar.....	17
2.2	O MÚSCULO ESQUELÉTICO	18
2.2.1	Estrutura Muscular	18
2.2.1.1	Unidades Motoras.....	20
2.2.1.1.1	<i>Tipos de Unidades Motoras</i>	21
2.2.2	Contração Muscular	22
2.2.3	Anatomia Musculoesquelética da Região Lombar	23
2.3	ELETROMIOGRAFIA	24
2.3.1	Decomposição dos Sinais EMG.....	26
2.3.1.1	Algoritmo	28
2.3.1.2	Teste de acurácia	29
2.3.1.3	Músculos analisados por meio da dEMG	31
3	ARTIGO	35
	CONCLUSÃO GERAL	60
	REFERÊNCIAS	61
	ANEXOS	68
ANEXO A –	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	69
ANEXO B –	Normas de formatação.....	70

1 INTRODUÇÃO

A coluna lombar tem sido enfoque de inúmeras pesquisas no campo da biomecânica devido seu importante papel de suporte de cargas e também por ser o local mais acometido por disfunções^{1,2}. Muitas das afecções da coluna têm causas no sistema neuromuscular como diminuição da resistência e força³⁻⁵. Os músculos paravertebrais têm como principal função a estabilidade dinâmica da coluna e assim como todo músculo esquelético, são formados por centenas de unidades motoras, isto é, fibras musculares inervadas por um motoneurônio que controlam o movimento humano⁶⁻⁹.

A eletromiografia é uma ferramenta comumente utilizada em avaliações biomecânicas por favorecer a compreensão das características da contração muscular, indicar o tempo das contrações e apontar o processo de fadiga muscular. Além disto, pode colaborar para os estudos de controle motor e diagnóstico do sistema neuromuscular¹⁰. O sinal EMG pode ser definido com uma complexa sobreposição de potenciais elétricos musculares onde são utilizados eletrodos de superfície ou intramusculares¹¹. A sEMG possui inúmeras vantagens quando comparadas à EMG intramuscular por ser uma técnica não-invasiva e desta forma evita dor relacionada ao movimento durante a contração muscular, risco de infecções e transmissões de doenças bem como pequenas lesões no tecido muscular que podem influenciar a análise¹²⁻¹⁴.

Para a real compreensão das funções musculares normais e em doenças neuromusculares algumas medidas e características dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUM), como forma, amplitude e tempo de duração são essenciais tanto para assuntos clínicos quanto biomecânicos¹⁴⁻¹⁶. Com essa finalidade, estudos desenvolveram técnicas de decomposição dos sinais EMG^{13,17-20}. A dEMG nada mais é do que uma ferramenta que permite a extração dos trens dos potenciais de ação das unidades motoras sobrepostos e suas devidas taxas de disparo, latência entre o disparo da UM e força, além da compreensão das interações entre diferentes PAUMs^{6,20,21}.

A amplitude do PAUM depende tanto do diâmetro da fibra muscular, da distância entre as fibras musculares ativas como do posicionamento e propriedades dos eletrodos^{6,11}. Estudos com dEMG de superfície já demonstraram as características dos PAUMs de diversos músculos: masseter (MA), orbicular do

olho (OO), pterigoide lateral (PL), platisma (Plat), trapézio superior (Trap), abductor do mínimo (AM), abductor curto do polegar (AbCP), adutor do polegar (AdP), ancôneo (Anc), bíceps braquial (BB), braquiorradial (BR), deltoide (DE), extensor radial do carpo (ERC), extensor ulnar do carpo (EUC), extensor do polegar (EP), extensor indicador (EI), flexor radial do carpo (FRC), primeiro interósseo dorsal (PID), tríceps braquial (TB), extensor longo do hálux (ELH), gastrocnêmio (GA), reto femoral (RF), sóleo (SO), tibial anterior (TA), vasto lateral (VL) e vasto medial oblíquo (VMO) com bons parâmetros de acurácia^{15,22-28}; porém não há na literatura estudos que avaliaram os músculos do tronco bem como sua confiabilidade em indivíduos saudáveis por meio deste instrumento. Visto que o comportamento dos músculos lombares é de grande interesse tanto clínico quanto biomecânico, o presente estudo tem como objetivo descrever os procedimentos de coleta e avaliar as diferenças no número e comportamento das UM, a taxa de disparo dos PAUMs entre os lados direito (D) e esquerdo (E) dos músculos paravertebrais da região lombar de indivíduos saudáveis e bem como testar a acurácia do sinal decomposto.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 A COLUNA LOMBAR

A região lombar é a mais acometida por lesões dentre a coluna vertebral e é constituída por cinco vértebras (L1-L5) que por ter como principal função a absorção de cargas, possui um corpo vertebral maior tanto ântero-posteriormente quanto em altura quando comparadas as vértebras torácicas e cervicais^{1,29,30}.

Algumas vértebras lombares apresentam características específicas, tais como a primeira (L1), que possui o processo espinhoso menos desenvolvido ou a quinta (L5), que possui um corpo vertebral de base menor anteriormente, de tal modo de que vista de perfil tem forma cuneiforme e ainda devido sua função de vértebra de transição entre o sacro e a coluna lombar seus processos articulares apresentam-se mais separados entre si quando comparados a outras vértebras lombares¹. A terceira vértebra lombar (L3) possui um arco posterior mais desenvolvido e de acordo com Kapandji¹, é considerada como “substituta muscular”, uma vez que vários músculos se inserem nesta vértebra, tais como os fascículos lombares do grande dorsal, epiespinhoso, serrátil posterior, entre outros. Desta forma, a L3 é deslocada para trás e localiza-se no vértice da lordose lombar, de modo que ela representa um ponto fixo para a ação dos músculos dorsais¹.

2.1.1 Os Movimentos da Coluna Lombar

Durante o movimento de flexão da coluna, algumas estruturas limitam o movimento, como a tensão dos ligamentos amarelo, infraespinhoso, supraespinhoso e longitudinal posterior. Já durante a extensão, as apófises articulares e a tensão do ligamento longitudinal anterior são quem limitam o movimento¹. A coluna lombar apresenta menos mobilidade que a cervical, porém mais que a torácica e o movimento mais livre é no sentido da flexão e extensão^{1,30}. A amplitude de flexão-extensão da coluna é de cerca de 83°, sendo que a amplitude máxima situa-se entre L4-L5 (24°), seguidas por L3-L4 e L5-S1 (18°), L2-L3 (12°) e L1-L2 (11°). Desta amplitude, o movimento de extensão é acompanhado de uma hiperlordose lombar, com amplitude de cerca de 30° e a flexão acompanhada de

uma retificação lombar de cerca de 45°. Já o movimento de flexão lateral tem em média uma amplitude de 20-30° para cada lado, na qual a amplitude máxima se localiza entre L4-L5 e L3-L4 (8-16°) com a amplitude segmentária entre L5-S1 bastante limitada (0-7°)^{1,30,31}.

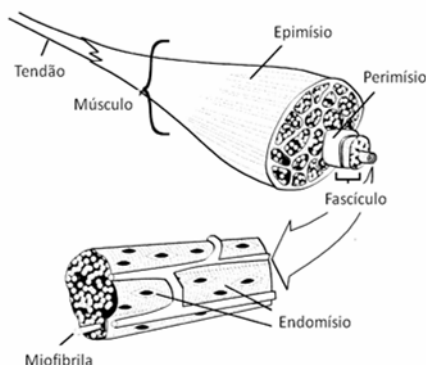
A coluna lombar não está conformada para realizar a rotação axial, limitada pela orientação das faces articulares além da tensão dos ligamentos. Sua amplitude para rotação é cerca de duas a quatro vezes menores do que a coluna torácica e há grande dificuldade para se medir os valores reais da amplitude desse movimento. Medidas goniométricas estão entre 0-20° ou 0-35°, porém, valores obtidos por este método estão sujeitos à rotação conjunta de toda a coluna vertebral^{1,31}. O estudo de Gregersen & Lucas, com inserção de agulhas nos processos espinhosos das vértebras lombares e torácicas, demonstrou que a rotação total da coluna lombar é de 10°, 5° para cada lado e 1° por segmento lombar³².

2.2 O MÚSCULO ESQUELÉTICO

2.2.1 Estrutura Muscular

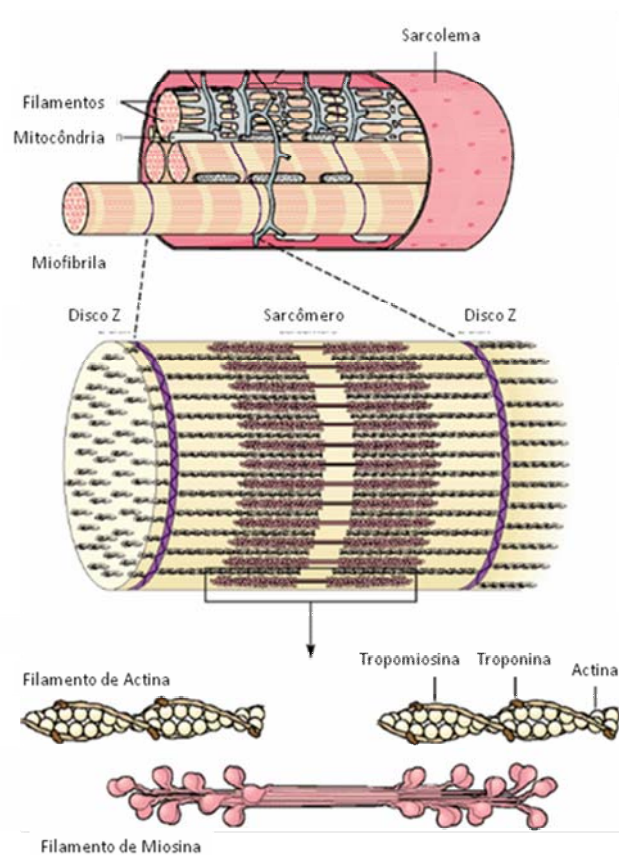
Cerca de 40% do corpo humano é composto por músculo esquelético. Epimísio é o tecido conjuntivo fibroso que envolve grande número de fascículos. Cada fascículo é envolto por tecido conjuntivo denso chamado perimísio e as fibras musculares são envoltas por um tecido conjuntivo frouxo denominado endomísio (Figura 1)^{9,33,34}.

Figura 1 – A estrutura muscular



As fibras musculares são uma das maiores células do corpo, cada fibra se prolonga por todo o comprimento muscular e pode variar de poucos milímetros a 30 cm, enquanto outras células possuem entre 10 e 100 μm ^{9,34}. Multinucleadas, elas apresentam centenas ou milhares de filamentos proteicos denominados miofibrilas, revestidas pelo sarcolema. As miofibrilas são compostas por vários sarcômeros, que são a base da estrutura contrátil muscular, formados por cerca de 4500 proteínas contráteis: 1500 de actina e 3000 de miosina. Além destes, filamentos de titin (elástico) e nebulina (não-elástico), tropomiosina e troponina também compõe os sarcômeros e estas últimas, associadas à actina, são essenciais para a regulação da interação dos filamentos da actina com a miosina (Figura 2)^{6,9,33-35}.

Figura 2 – As miofibrilas⁶



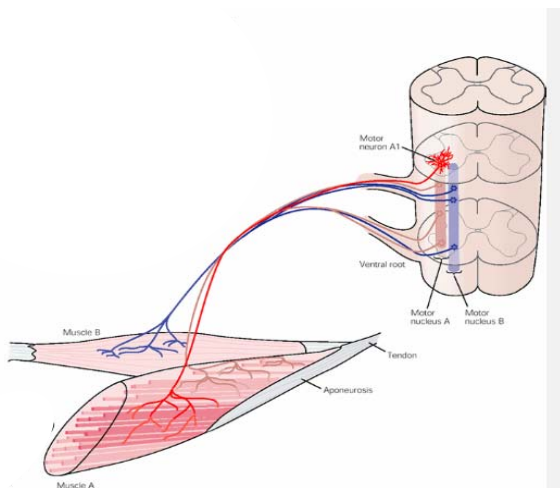
As propriedades dos músculos, tais como a velocidade de contração, topografia (mono ou biarticular), bem como o ângulo (paralelos ou penados) e comprimento dos fascículos têm influência no comportamento da contração^{34,36}. Desta forma, os músculos penados têm como principal características

altas forças com baixa amplitude de contração, enquanto os não penados possuem alta velocidade e amplitude de contração^{9,34,36}.

2.2.1.1 Unidades motoras

Os músculos são controlados por centenas de neurônios motores por meio de unidades motoras, que consistem em um grupo de fibras musculares distribuídas em um músculo, sendo todas essas fibras inervadas pelo mesmo neurônio motor^{6,9,20,37}. A unidade motora possui, portanto, dois componentes: o motoneurônio e as fibras musculares que cada axônio inerva (Figura 3). Como as junções neuromusculares entre os axônios terminais e as fibras musculares são grandes, um neurônio motor e sua unidade muscular normalmente funcionam como uma entidade única no controle do movimento^{6,37}.

Figura 3 – Unidade Motora⁶



Cada motoneurônio que sai do corno anterior da medula espinhal inerva múltiplas fibras musculares e essa quantidade depende da função e da localização do músculo e podem variar de cerca de 100 a 1000 de fibras musculares^{6,9,37}. Em geral, músculos que devem reagir rapidamente e nos quais o controle deve ser preciso, têm mais fibras nervosas e menos fibras musculares, por

exemplo, apenas 2 ou 3 fibras musculares por unidade motora. Inversamente, grandes músculos que não necessitam de controle fino, podem ter muitas fibras musculares por unidade motora^{9,38}.

As fibras musculares de cada unidade motora não permanecem agrupadas, mas se misturam com outras unidades motoras como em microgrupos de 3 a 15 fibras e isso permite que unidades motoras distintas se contraiam em suporte às outras, e não como segmentos individuais⁹. Quando uma mínima força é exigida, vários neurônios motores geram uma enxurrada assíncrona de potenciais de ação que pode sobrepor outros potenciais que surgem em cada unidade muscular⁶.

Um único potencial de ação de um neurônio motor poder ativar centenas de fibras musculares em sincronia, assim, as correntes resultantes se somam para gerar um sinal elétrico detectável no músculo e o resultado é um complexo padrão de potenciais elétricos (na faixa de 100 μ V de amplitude) que pode ser gravado por meio da sEMG^{6,9}. A onda detectada associada à contração muscular de unidade motora é conhecida como o potencial de ação da unidade motora (PAUM)¹⁴. Durante a contração muscular, as unidades motoras são ativadas repetitivamente, gerando os trens de potenciais de ação da unidade motora (TPAUM), assim, o sinal elétrico muscular nada mais é do que a sobreposição de trens de potenciais de ação^{14,39}. A forma e a amplitude de cada PAUM geralmente é diferente de unidade motora para unidade motora, devido à geometria única das fibras ou do local onde está sendo coletada a eletromiografia¹⁴.

2.2.1.1.1 *Tipos de unidades motoras*

Há três tipos de unidades motoras que diferem entre si quanto à velocidade, força de contração e resistência à fadiga que podem ser divididas em dois grupos: lentas (tipo I) ou fibras rápidas (tipo II)^{6,9}. A aparência distinta entre os músculos e suas capacidades mecânicas especializadas para cada tipo, provém de especificidade estrutural e diferentes propriedades metabólicas das fibras musculares⁹.

Os músculos vermelhos são compostos por maioria de fibras lentas (tipo I) que produzem força que aumenta e diminui de forma lenta em resposta a um potencial de ação. Os músculos compostos por essas fibras podem produzir relativamente pequenas tensões por grandes períodos de tempo sem perder

energia. Essa resistência à fadiga resulta de seu metabolismo oxidativo, na qual a glicose e o oxigênio muscular podem ser usados indefinidamente para regenerar a ATP. Para suportar esse metabolismo aeróbio, esses músculos são supridos por uma vasta rede de capilares, além de grandes números de mitocôndrias e enzimas oxidativas. Além disso, contêm grandes quantidades de mioglobina, proteína que auxilia no armazenamento e captação do oxigênio, o que dá ao músculo sua aparência avermelhada^{6,7,9,40}. Esses músculos são geralmente menores, tanto em filamentos contráteis quanto em motoneurônios, o que resulta em menor força, cerca 1% em relação às fibras tipo IIb^{6,9}.

Já os músculos brancos são compostos por maioria de fibras de contração rápida (tipo II), que são capazes de gerar força rapidamente. São classificadas em três subtipos, dependendo do seu processo metabólico e resistência à fadiga em tipo IIa, IIb ou IIc^{6,7,40}. De modo geral, são fibras maiores para gerar grande força de contração, possuem um retículo sarcoplasmático muito extenso para a rápida liberação de íons Ca^{2+} e grande quantidade de enzimas glicolíticas para a rápida liberação de energia pelo processo glicolítico. O suprimento sanguíneo é menos extenso e há um menor número de mitocôndrias devido ao metabolismo oxidativo ter importância secundária⁹. As fibras rápidas resistentes à fadiga (tipo IIa), combinam rápida contração dinâmica e velocidade de contração com capacidade aeróbia suficiente para resistir à fadiga por vários minutos. As fibras rápidas não resistentes à fadiga (tipo IIb) dependem de um catabolismo anaeróbio para sustentar a força. Elas possuem grandes armazenamentos de glicogênio, que provê energia rapidamente e é convertido em ácido láctico. Porém, a rápida depleção do glicogênio e o acúmulo de ácido láctico limitam essas fibras na geração de energia, além de demorar horas para sua completa recuperação, o que as torna mais fadigáveis^{6,9,40}. As fibras tipo IIc são formas híbridas entre as fibras tipo IIa e IIb⁴⁰.

2.2.2 Contração Muscular

A contração muscular contribui para movimento e a estabilização do sistema musculoesquelético^{9,33}. Uma vez que a membrana pós-sináptica da junção neuromuscular é despolarizada, um potencial de ação é propagado no sarcolema. O potencial de ação se propaga de forma relativamente lenta (3-5 m/s) e a fibra

muscular se comporta como um axônio não mielinizado, propagando estes potenciais em torno da fibra no fluido extracelular^{6,9,33}. O potencial chega às terminações nervosas por meio de um nervo motor que secreta acetilcolina, substância neurotransmissora que regula a abertura dos canais de Na^+ . Com isso, haverá despolarização da membrana, liberação de grande quantidade de íons Ca^{2+} que por sua vez ativam as forças atrativas entre os filamentos de actina e miosina. Para que a contração cesse, os íons Ca^{2+} são bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático onde permanecem armazenados até que um novo potencial de ação se inicie^{6,9,41}.

As contrações musculares podem ser classificadas de acordo com a relação entre a tensão e a resistência aplicada e são divididas em dois tipos (isométrica e dinâmica). De modo geral, na contração isométrica o torque dos músculos ativados é exatamente o mesmo do torque da resistência aplicada, em uma posição fixa^{9,42}.

Já a contração dinâmica, pode ser subdividida em dois mecanismos de contração (concêntrica e excêntrica). O primeiro tipo de contração ocorre quando o torque do grupo muscular é maior do que o torque da resistência, ocasionando em encurtamento do músculo e em um momento na mesma direção que ocorre a mudança do ângulo articular. A contração excêntrica, por sua vez, ocorre quando o torque do grupo muscular é menor do que o torque da resistência, resultando em alongamento muscular progressivo com um momento na direção oposta ao ângulo articular e uma desaceleração do movimento. Também é possível controlar esses dois tipos de contração por meio de isocinetismo, no qual a velocidade é mantida constante, independente da resistência aplicada^{9,36,43}.

2.2.3 Anatomia Musculoesquelética da Região Lombar

Os músculos paravertebrais são complexos devido às várias camadas musculares, comprimentos dos feixes e orientações das fibras³⁶. Eles têm como principal função a estabilidade dinâmica da coluna vertebral, principalmente na zona neutra, na qual os componentes passivos, compostos pelas vértebras e ligamentos, exercem um papel menor⁴⁴. A contribuição de cada músculo varia durante o movimento e os principais envolvidos na estabilização da coluna são:

multífido, eretores da espinha (iliocostal, longuíssimo do dorso), quadrado lombar, além dos músculos anteriores (abdominais e psoas)⁴⁴.

Thorstensson & Carlson (1987) investigaram as diferenças entre a distribuição de fibras do multífido e do longuíssimo do dorso em sujeitos de 20-30 anos por meio de análises histológicas. As amostras foram retiradas do eretor da espinha, na altura de L3 de 1-3 cm do processo espinhoso e foram consideradas as amostras do longuíssimo como a porção lateral e multífido a medial. Os autores encontraram que todos os músculos possuem fibras do tipo I (cerca de 60%), tipo IIa (cerca de 20%) e tipo IIb (aproximadamente 20%) e o tipo IIc foi menos de 1%, sem diferenças estatisticamente significantes entre os músculos⁷.

Estudos recentes sobre a arquitetura intramuscular dos músculos extensores da coluna demonstraram que o comprimento médio dos fascículos do iliocostal é de 10,2 cm, do longuíssimo do dorso é cerca de 9,6 cm e do multífido aproximadamente 6,6 cm. A maior área de secção transversa (AST) foi encontrada na região médio-lombar, com o longuíssimo do dorso com maior AST (4 cm²) na altura de L3, iliocostal (1,9 cm²) em L2 e multífido (1,4 cm²) em L3-L4. Em relação ao volume muscular, o longuíssimo possui o maior volume (186,7 cm³), seguido pelo iliocostal (80,1 cm³) e multífido (46,5 cm³). Os ângulos relativos ao plano sagital e frontal foram menores para o longuíssimo (cerca de 6,5°), o que demonstra sua característica paralela, enquanto que o iliocostal e o multífido possuem maiores angulações (cerca de 11°)^{8,36}.

Desta forma, pode-se observar que o longuíssimo do dorso produz potencialmente maior força de contração e, por ter fascículos mais longos, possui relativamente maior número de sarcômeros em série, e assim como o iliocostal, podem alcançar maiores forças em um curto espaço de tempo e produzir uma maior amplitude de movimento do que o multífido, que por ser pequeno e profundo, tem como principal função a estabilização lombar^{7,8,36,44}. Além disso, o longuíssimo tem uma maior capacidade de armazenamento de energia elástica do que o iliocostal e multífido³⁶.

2.3 ELETROMIOGRAFIA

A EMG consiste em um instrumento capaz de capturar a atividade elétrica da despolarização das fibras musculares, representadas como um PAUM.

Por meio desse instrumento, é possível compreender o controle motor bem como a função ou disfunção do sistema neuromuscular, fornecer *biofeedback* para os usuários, compreender os mecanismos musculares na marcha ou ainda determinar a fadiga muscular⁴⁵⁻⁵¹.

Para a aquisição de sinais, existem vários parâmetros, tipos de eletrodos e processamentos que devem ir de encontro a proposta do estudo. Os principais parâmetros como a frequência amostral, amplificação, impedância e razão de rejeição de modo comum (RRMC) devem ser observados. Esses valores ainda permanecem em discussão na literatura, porém, é de consenso que para a frequência amostral, de acordo com a regra de *Nyquist sampling rate*, a taxa de amostragem deve ser pelo menos o dobro da máxima frequência do sinal⁴⁷⁻⁴⁸. O filtro (*bandwidth*) é um amplificador que pode ser definido como um janelamento no domínio da frequência que irá delimitar os valores máximos e mínimos dos componentes que irão ser processados a fim de se diminuir e remover artefatos ou interferências de baixa frequência. As faixas de frequências para sEMG variam de 10-500 Hz^{47,48,52,53}. A RRMC determina a habilidade do amplificador em eliminar ruídos externos e o valor mínimo entre 100 e 120 Hz deve ser escolhido^{47,48,54,55}.

Os eletrodos podem ser intramusculares ou de superfície e possuem diferenças em suas configurações (monopolar ou bipolar, passivo ou ativo), geometria (disco ou barras), materiais (Ag, Ag/AgCl, Au), diâmetros e distância intereletrodos^{45,51,53,55}. Assim como a escolha do eletrodo, o pesquisador deve elencar o músculo e o melhor local para a aquisição dos sinais sem que haja a interferência de músculos adjacentes, também conhecido como *cross-talk*. Para isso existem guias de recomendações tanto para a colocação dos eletrodos quanto para a aquisição e análise dos sinais^{51,56}. Basmajian & De Luca (1985) recomendam que o eletrodo deveria estar preferencialmente na região da metade entre o centro da zona de inervação e o tendão distal, porém há inúmeros debates sobre⁵³.

O processamento dos dados EMG pode ser feito no domínio do tempo ou da frequência. No domínio do tempo, os sinais são processados e fornecem subsídios para a compreensão e aplicações quanto aos padrões de ativação muscular, início e término das contrações, diferenças entre contrações concêntricas, excêntricas ou isométricas e são utilizadas para o estudo do controle motor e cinesiológicos. Os dados processados por esse domínio são geralmente apresentados como RMS (*root mean square*), integrada ou envelope linear. Já no

domínio da frequência, os dados são derivados por meio da análise espectral e podem ser apresentados em frequência mediana ou média da potência do espectro (*power frequency*) e são utilizados para a avaliação da fadiga muscular, influência dos exercícios e comportamento de unidades motoras^{10,47,53,57}.

2.3.1 Decomposição dos Sinais EMG

O sinal EMG nada mais é do que a sobreposição de PAUM, para isso, pesquisadores buscaram desenvolver a dEMG, um procedimento na qual o sinal é separado (decomposto) em TPAUMs^{14,17,58}. Enquanto a sEMG fornece informações sobre o comportamento muscular como um todo, a dEMG fornece informações sobre as características do recrutamento das unidades motoras^{6,14}.

Por muito tempo, a dEMG foi realizada apenas com eletrodos invasivos^{14,39,59,60}. Em 1972, De Luca & Forrest desenvolveram um que combinava quatro eletrodos monopolares e seis bipolares com a finalidade de oferecer menor desconforto para os sujeitos avaliados¹⁸. A partir de então, nos anos 70 e 80, um grande número de trabalhos para investigar as características dos PAUM (amplitude, forma e tempo de duração) bem como correlacionar e entender mecanismos das alterações neuromusculares foi desenvolvido^{14,18-20,39,59-61}.

Dez anos mais tarde, Le Fever & De Luca (1982) publicam dois estudos sobre a decomposição dos sinais mioelétricos e descrevem um algoritmo para a compressão dos dados e filtragem digital do sinal EMG. Esse algoritmo utilizava uma combinação de modelos e detalhes estatísticos dos disparos das unidades motoras mesmo quando havia sobreposições entre elas. Porém, para melhor confiabilidade e acurácia, era necessário que um pesquisador com cerca de 400 horas de experiência acompanhasse o processo de decomposição, o que podia demorar cerca de 30 minutos por segundo de dado coletado^{19,20}. Apenas dois anos após publicados os trabalhos com o algoritmo, Mambrito & De Luca (1984) atualizaram o algoritmo, na qual o tempo de análise passou para 15 segundos a 15 minutos por segundo de dado¹⁴.

Broman et al. (1985) descreveram o comportamento entre o recrutamento e as taxas de disparo as unidades motoras do tibial anterior e observaram que novas unidades motoras recrutadas têm o potencial de influenciar de forma inibitória as que já foram recrutadas. Esse fenômeno demonstra que a

força muscular pode ser modulada pelo recrutamento de uma unidade motora por vez. Os autores concluíram que as mudanças rápidas nas taxas de disparo previamente ativas são possivelmente mediadas pelos reflexos dos motoneurônios tipo I, IIa e IIb, enquanto as mudanças mais lentas podem envolver a inibição do recrutamento via células de *Renshaw*⁶⁰.

No final dos anos 80 e início dos anos 90 foram desenvolvidos eletrodos de superfície capazes de identificar os PAUM e suas características. Nos anos de 1985 e 1986, Masuda et al. publicaram dois trabalhos sobre o desenvolvimento de eletrodos de superfície para detecção de trens de PAUMs^{62,63}. Em 1987, Andreassen & Arendt-Nielsen investigaram a velocidade de condução das fibras musculares do músculo tibial anterior por meio de eletrodos de superfície tripolares com distância intereletrodos de 15 mm paralelos às fibras musculares enquanto o músculo era estimulado por um eletrodo intramuscular (Figura 4)⁶⁴. No ano de 1991, Masuda & De Luca desenvolveram um novo método de detecção e decomposição dos PAUM durante contrações isométricas. Para isso foi desenvolvido um eletrodo de superfície composto por 17 pinos de prata de 10 mm de largura e 1 mm de espessura paralelos e afastados 5,08 mm (*array*), onde os sinais foram obtidos de modo bipolar (Figura 5). Além dos eletrodos de superfície, sinais intramusculares foram coletados e um algoritmo como descrito anteriormente foi utilizado⁶⁵.

Figura 4 – Eletrodos de superfície desenvolvidos por Andreassen & Arendt-Nielsen (1987)⁶⁴

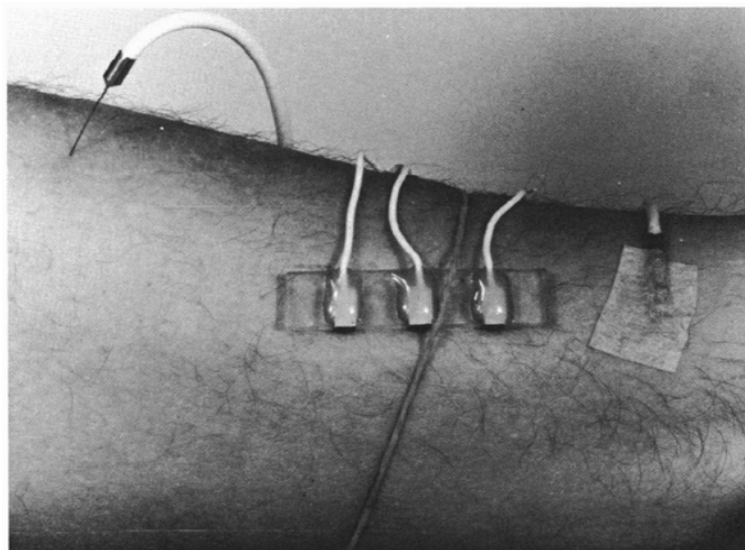
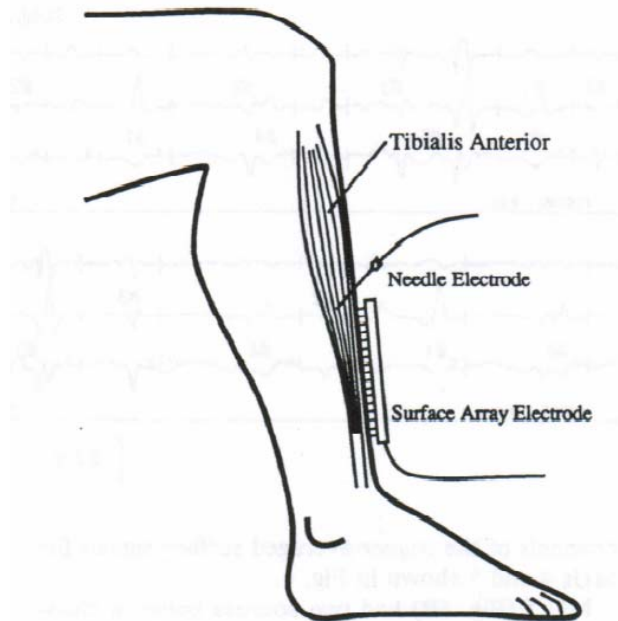


Figura 5 – Eletrodo de superfície desenvolvido por Masuda & De Luca (1991)⁶⁵



Estudos recentes foram publicados tanto para a classificação de doenças neurológicas, quanto para acurácia e confiabilidade do método, além de novos programas de aquisição e processamento dos sinais para a decomposição dos sinais^{12,15,3,27,28,66-74}. Os avanços nessa tecnologia, portanto, fez com que a dEMG de superfície fosse cada vez mais uma alternativa viável com um rendimento e precisão possivelmente maior do que a intramuscular.

2.3.1.1 O algoritmo

O algoritmo nada mais é que um sistema de inteligência artificial, comumente utilizado na interpretação de eletrocardiograma (ECG), detecção de eletroencefalograma (EEG), bem como em sinais não fisiológicos, como radares. Com o passar dos anos, atualizações foram feitas para melhorar sua acurácia e resolver problemas de sobreposições devidas às descontinuidades do PAUM, podendo reduzir os erros em cerca de 80-90%. Nawab et al. (2010) propuseram uma atualização do algoritmo que será descrito nessa seção⁷⁵.

A decomposição se inicia com o algoritmo extraindo o máximo de modelos dos TPAUM quanto possível do sinal e então procura por regiões onde há sobreposição ou potenciais de ação não identificados. Então se constrói ou elimina as interferências enquanto analisa cada sobreposição e isso requer que os

potenciais de ação não identificados sejam menos do que 25% do sinal dos TPAUM decompostos. Os intervalos inter-pulsos durante esse processo devem ser menores que 0,35 s e o algoritmo decompõe de 20 a 30 TPAUM por contração, a uma taxa de disparo na ordem de 300-600 PAUM por segundo⁷⁵.

Após a identificação dos modelos de ondas de TPAUM, inicia-se o estágio de geração interativa e teste, onde três processos são gerados: a criação de modelos de PAUM, a combinação desses modelos e sua atualização. Uma estrutura matemática permite ao algoritmo ser modificado e atualizado, aparentemente, em resposta ao contato com novos dados⁷⁵.

Para a combinação entre os modelos, são identificados os locais onde as formas das ondas sEMG ou dos TPAUM exibem uma correlação acima de um limar de pelo menos 20% entre eles. Uma análise de discriminação interativa dos TPAUM se inicia para análise de quais modelos realmente contribuíram no sinal com maior acurácia (o modelo de acurácia é atingido ou se as 10 combinações mais prováveis forem consideradas e menos de duas delas terem sido consideradas aceitáveis). Isso leva em consideração os graus de cada uma das combinações e as taxas de disparo estimadas⁷⁵.

Uma vez que os critérios de combinação tenham sido atendidos, os pressupostos para o resultado dos TPAUM são: (1) a média energética do sinal residual de qualquer TPAUM deve ser relativamente menor ($\alpha \leq 0,25$) do que a média de todos os TPAUM constituintes; (2) a média do intervalo inter-pulso de qualquer TPAUM durante os períodos ativos não deve ser maior que $T \geq 0,35$ segundos. Se os TPAUM satisfizerem esses dois pressupostos, o coeficiente de variação para estes intervalos inter-pulsos é selecionado⁷⁵.

Posteriormente, um filtro passa-alta é utilizado a fim de eliminar interferências e alguns componentes dos PAUM de baixa-frequência. Em estado de equilíbrio, cada PAUM decomposto se sobrepõe em pelo menos 3-6 outros. Devido a esse grau de sobreposição, bem como as diferenças entre as formas e a variabilidade temporal de cada PAUM, este é um processo moroso⁷⁵.

2.3.1.2 Teste de acurácia

A sobreposição dos TPAUMs nos sinais de dEMG é uma das principais discussões na literatura sobre da acurácia do algoritmo em diferenciar as

formas e o número de PAUM sobrepostos^{76,77}. Farina & Enoka (2011)⁷⁶ discute a necessidade de validação do sinal com o uso de sinais matematicamente estimulados, porém, De Luca & Nawab (2011) defendem que este tipo de sinal foge ao realismo dos sinais EMG⁷⁷.

De acordo com Nawab et al. (2010)⁷⁵ o teste de acurácia deve responder a duas questões sobre a qualidade do algoritmo de decomposição: (1) quanto o algoritmo é capaz de identificar para cada UM decomposta, mesmo com contaminações por sobreposições e (2) quanto de sobreposições complexas o algoritmo consegue resolver advindas de diferentes UM. Desta maneira, desenvolveram um método para avaliação de acurácia baseado em um procedimento de reconstrução-e-teste, a qual reconstrói cada sinal em formas de potenciais de ação não contaminados, taxas de disparo identificadas pelo algoritmo e ruído Gaussiano; posteriormente testa-se a acurácia do algoritmo de decomposição e combinando ao sinal reconstruído (Figura 6).

Primeiramente os dados de sEMG são decompostos, após isso são somados aos constituintes dos TPAUMs para se obter um sinal sintético. Após isso, as UMs não decompostas (sinal residual) são reconstruídas por meio da adição do ruído Gaussiano (a variância do ruído adicionado é medido com a variância do sinal residual) e então o sinal do ruído é decomposto pelo algoritmo. Quando os TPAUMs decompostos dos dados originais estão presentes no sinal residual, são identificados os falsos positivos e falsos negativos (Figura 7). A acurácia é obtida pela observação da capacidade do sinal sintético ser semelhante e se o grau de sobreposição são corretamente resolvidos em seus respectivos sinais originais⁷⁵.

Figura 6 – Método de reconstrução-e-teste, proposta por Nawab et al. (2010)⁷⁵

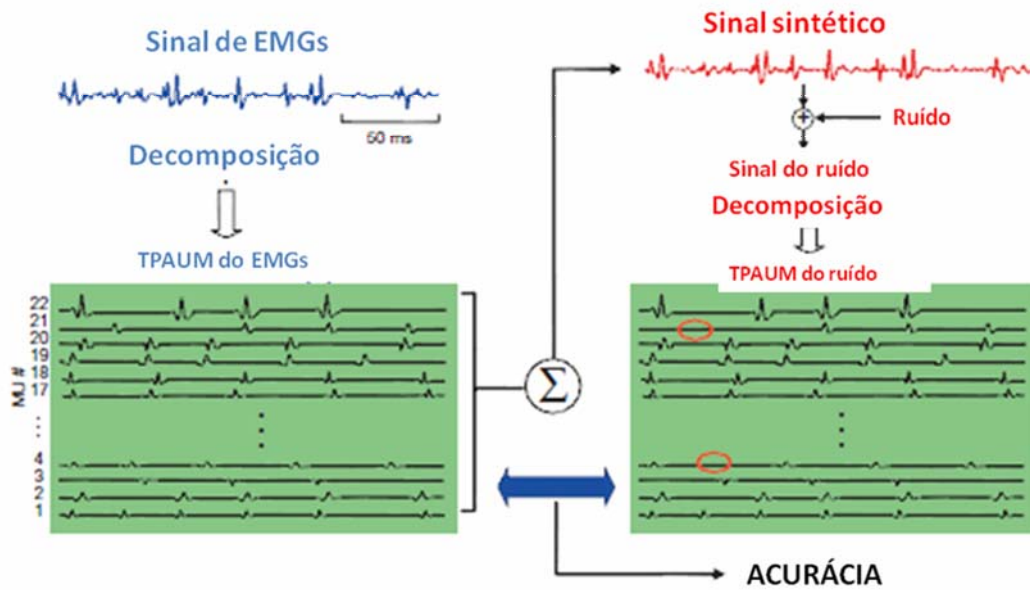
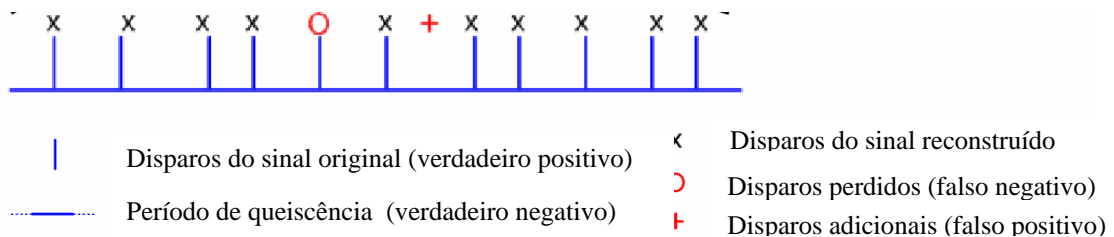


Figura 7 – Identificação de falsos positivos e falsos negativos⁷⁵.



Basicamente, a acurácia da decomposição dos TPAUM pode ser determinada pelo número de disparos (N_{DIS}), pelo número de falsos positivos (N_{FP}) e o número de falsos negativos (N_{FN}) e é dada pela fórmula (Nawab *et al.*, 2008)⁷⁸:

$$A = \frac{N_{DIS} - N_{FN} - N_{FP}}{N_{DIS}} \times 100\%$$

2.3.1.3 Músculos analisados por meio da dEMG

Na última década estudos com diferentes objetivos e abordagens acerca da dEMG de superfície foram publicados^{23,72,79-82}. Uma revisão recente sobre a relação entre as taxas de disparo e o limiar de recrutamento das UM com o número de fusos musculares incluiu setenta e nove trabalhos que analisaram 26

músculos: masseter (MA), orbicular do olho (OO), pterigoide lateral (PL), platisma (Plat), trapézio superior (Trap), abductor do mínimo (AM), abductor curto do polegar (AbCP), adutor do polegar (AdP), ancônio (Anc), bíceps braquial (BB), braquiorradial (BR), deltoide (DE), extensor radial do carpo (ERC), extensor ulnar do carpo (EUC), extensor do polegar (EP), extensor indicador (EI), flexor radial do carpo (FRC), primeiro interósseo dorsal (PID), tríceps braquial (TB), extensor longo do hálux (ELH), gastrocnêmio (GA), reto femoral (RF), sóleo (SO), tibial anterior (TA), vasto lateral (VL), vasto medial oblíquo (VMO)⁷¹.

O músculo primeiro interósseo dorsal (PDI) é comumente avaliado por meio da dEMG em diferentes abordagens. Três estudos^{27,28,83} investigaram o comportamento deste músculo após um acidente vascular encefálico (AVE) e encontraram uma diminuição na taxa de disparo em pacientes com hemiparesia que pode estar relacionada ao grau de comprometimento motor. Também relatam a não associação da ataxia à perda do “*common drive*” no AVE cerebelar^{15,27,28}. Outro estudo testou a acurácia da dEMG obtendo resultados satisfatórios (próximos a 100%)⁷⁵ e outro concluiu que a taxa de disparo diminuiu com o aumento do tamanho do PAUM, ou seja, a taxa de disparo é inversamente proporcional à força⁸³.

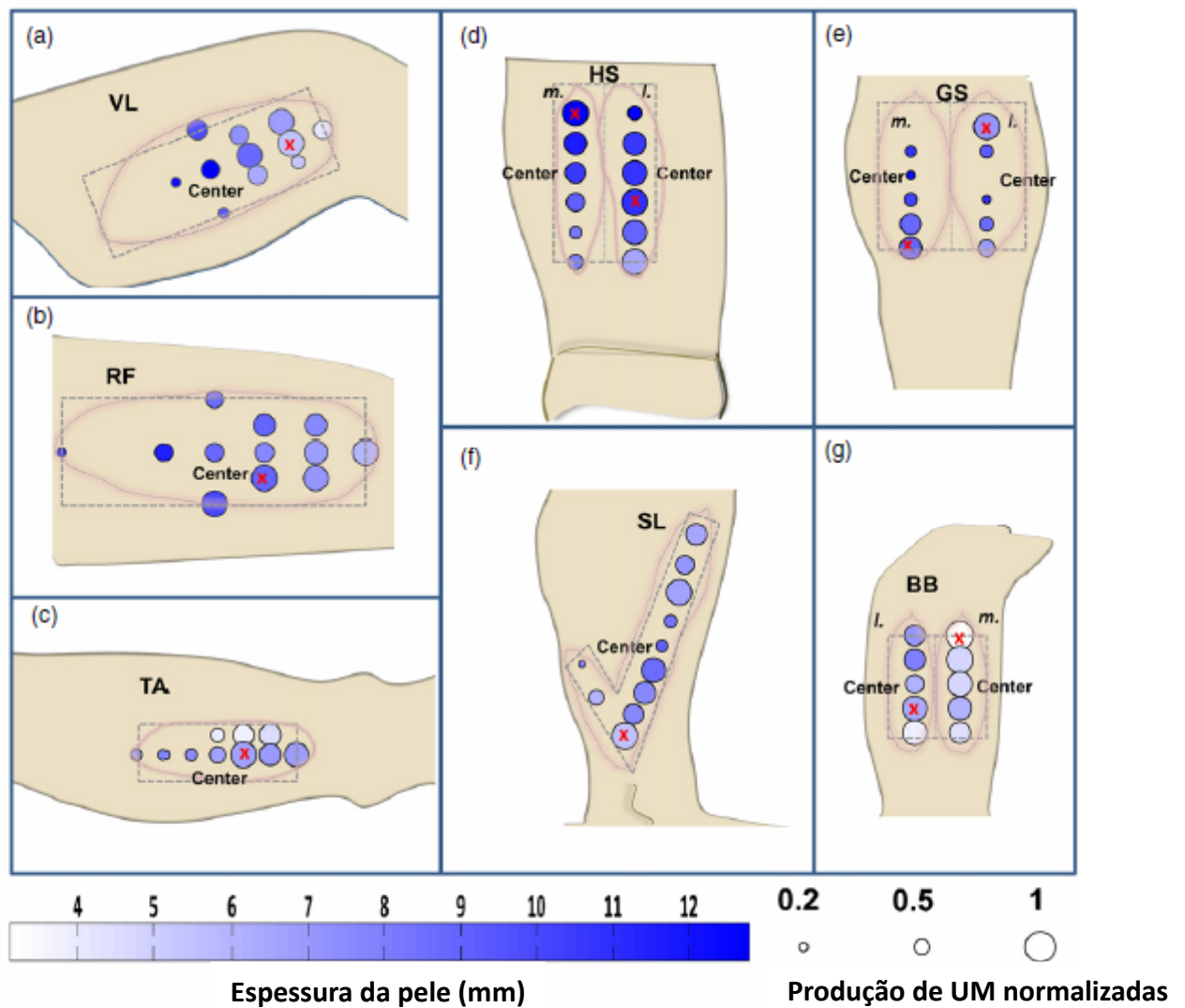
Outro músculo de grande interesse na literatura é o vasto lateral. Estudos demonstraram que a decomposição dos sinais neste local tem boa acurácia (acima de 90%) e boa concordância comparada a eletrodos intramusculares^{25,70,75,84,85}. Beck *et al.* (2010, 2011) publicaram dois artigos sobre o efeito de treinamento resistido (8 semanas) em 8 sujeitos e concluíram que a intervenção não promove mudanças nos padrões de recrutamento das unidades motoras^{26,86}.

Quanto a casos clínicos, um estudo demonstrou uma maior taxa de disparo em pacientes com dor patelofemoral quando comparados a controle durante agachamento isométrico tanto para o músculo vasto lateral quanto para o medial²². Outro estudo recente verificou o comportamento dos TPAUM dos músculos flexor radial do carpo e extensor ulnar do carpo em pacientes com tremor durante três repetições de 30 segundos de duração em tarefas de repouso com os braços no colo, com os braços estendidos na altura do ombro contra a gravidade e ao levar o dedo ao nariz mantendo o dedo por 5 segundos sem olhar e voltando ao colo. Este estudo encontrou números variados de UM (0-21) de acordo com os pacientes e

com as tarefas e concluem que os comportamentos dos PAUMs são consistentes com dados de EMG intramuscular e possuem boa acurácia (95%)⁸⁷.

Zaheer *et al.* (2012) publicaram um estudo sobre as melhores localizações para a aquisição de sinais de dEMG. Para o músculo VL o local de preferência para a colocação dos eletrodos deve ser no 2/3 distal do centro do músculo, para o RF no 1/3 distal-lateral do centro, para o TA a 1/3 distal do centro, para o SO no final distal do centro, para os IT mediais em 2/3 proximal do centro, já para os IT laterais a 1/3 distal do centro, para o GA medial no final distal do centro, para o GA lateral a 2/3 proximal do centro, para o BB medial no final proximal do centro e para o BB lateral no 1/2 distal do centro (Figura 8)²⁵.

Figura 8 – Melhores locais para colocação de eletrodos de dEMG²⁵



Outros músculos (TA, BF, BB, VMO, Anc, Trap, OO, Plat, AM, AbCP) foram testados segundo sua acurácia e os dados decompostos por inteligência artificial demonstraram valores de 75% a 97%^{25,70,75,79}. Ives *et al.* (2012) avaliaram a confiabilidade do Trap inter e intra-avaliadores em contrações isométricas com resistência manual de 30 segundos de duração e obtiveram boa confiabilidade intra-avaliadores para taxa de disparo (ICC=0,87) e amplitude do PAUM (ICC=0,79) e moderada inter-avaliadores para taxa de disparo (ICC=0,74)²⁴. Ives *et al.* (2014) avaliaram a confiabilidade intra-avaliadores para os músculos Trap e BB em pacientes com esclerose lateral amiotrófica comparados a controle e encontraram boa confiabilidade para as características do PAUM (ICC=0,88) e número estimado de UM (ICC=0,88) para o Trap e excelente para o número estimado e média das UM (ICC=0,93 e ICC= 0,94 respectivamente) para o BB²³.

Artigo

Decomposição dos sinais eletromiográficos dos músculos paravertebrais em indivíduos saudáveis

(Em processo de submissão ao periódico *Journal of Electromyography and Kinesiology*)

Resumo

A decomposição dos sinais eletromiográficos de superfície (dEMG) é um método não-invasivo avaliação do comportamento das unidades motoras (UM) que possui alta confiabilidade e inúmeras vantagens. Uma vez que a região lombar é um local de grande interesse em biomecânica, o presente estudo tem como objetivo descrever um protocolo de avaliação e descrever o comportamento, o número e a taxa de disparo das UM dos músculos paravertebrais lombares (L3). Nove mulheres foram avaliadas por meio de um eletromiógrafo de superfície, na posição em decúbito dorsal em contrações isométricas a 40% do RMS_{CIVM} com 30 segundos de duração. A decomposição dos sinais foi realizada por um algoritmo e testada quanto a sua acurácia obtendo bons parâmetros (88-96%). Foram encontradas 555 UM, $\bar{x} = 31,11$ (DP = 2,58) à D e $\bar{x} = 31,33$ (DP = 2,58) à E, com média de taxa de disparo de 19,02 (DP = 1,35) PPS à D e 18,91 (DP = 3,05) PPS à E, sem diferença estatisticamente significativa entre os lados. O protocolo demonstrou ter uma boa acurácia para os músculos paravertebrais. Assim, o protocolo pode ser utilizado para diferentes objetivos na investigação dessa musculatura.

Descritores: Taxa de disparo, Unidades Motoras, Decomposição, Eletromiografia, Paravertebrais.

Introdução

Para o controle do movimento humano tanto a contração muscular quanto a produção e regulação da força são mediadas por meio do recrutamento e frequência de disparo das unidades motoras (Hu et al., 2013; Loeb & Ghez, 2000; De Luca & Hostage, 2010). O número de UM entre os músculos podem variar de acordo com sua função e características fisiológicas, porém, por muito tempo métodos não invasivos de avaliação dessas unidades mostravam-se limitados e pouco confiáveis (Masuda & De Luca, 1991, Loeb & Ghez, 2000; Chang et al., 2008; Heckman & Enoka, 2012).

A decomposição de sinais eletromiográficos consiste em um método de avaliação do controle motor por meio do estudo dos PAUMs, bem como de sua amplitude, tempo de duração, número de UM ativadas e suas respectivas taxas de disparo (Masuda & De Luca, 1991; Nawab et al., 2008; De Luca & Contessa, 2012). A dEMG de superfície utiliza algoritmos de inteligência artificial e estudos demonstram que este é um método confiável, com boa acurácia e que possui várias vantagens em relação a eletrodos invasivos, como evitar a dor, pequenas lesões musculares e risco de infecções (Nawab et al., 2008; Nawab et al., 2010; Zaheer et al., 2012). Mudanças nos padrões de ativação muscular, bem como no recrutamento das UM e as características dos PAUMs têm sido demonstradas na literatura em diferentes músculos e na presença ou ausência de disfunções do sistema neuromuscular (Loeb & Ghez, 2000; Sauvage et al., 2006; Richards & Selfe, 2012; Hu et al., 2012; Ives & Doherty, 2014).

A região lombar é uma das principais regiões investigadas quanto as suas propriedades anatômicas, fisiológicas, histoquímicas e biomecânica, uma vez que os mecanismos causadores da dor lombar são distintos e complexos e esta é considerada uma das maiores causas de incapacidade na população adulta (Van Middelkoop et al., 2011; Dagenais et al., 2010). Os músculos eretores da espinha lombar possuem função estática e dinâmica. São importantes na estabilização dinâmica dos componentes passivos da coluna para evitar a compressão dos discos intervertebrais. Na função dinâmica realiza movimentos da coluna vertebral e neutralização da flexão lombar (Ward et al., 2009; Salzberg, 2012).

Para melhor entendimento das disfunções é necessária a compreensão das funções musculares normais. A dEMG tem sido utilizada com

sucesso para avaliar músculos dos membros superiores e inferiores de indivíduos saudáveis, porém, não foram encontradas na literatura estudos que utilizaram este instrumento para a investigação dos músculos paravertebrais (Holobar et al., 2012; Ives et al., 2014; Zaheer et al., 2012; Richards & Selfe, 2012; Sauvage et al., 2006; Beck et al., 2011; De Luca & Kline, 2012). Desta maneira, este estudo tem como objetivos descrever o procedimento de coleta e avaliar diferença no número das UM, seu comportamento e taxa de disparo dos PAUMs entre os lados D e E dos músculos paravertebrais da região lombar de indivíduos saudáveis e bem como testar a acurácia do sinal de dEMG.

Método

Amostra

A amostra de conveniência foi composta por 09 voluntárias, com idade entre 18-25 anos, aparentemente saudáveis. Os critérios de exclusão foram: lombalgia, protrusão de disco intervertebral, cirurgias abdominais ou de coluna prévias, espondilolistese, escoliose evidente, doenças neurológicas, doenças inflamatórias, câncer ou gravidez.

Equipamento

Para a obtenção dos sinais foi utilizado um eletromiógrafo de superfície (*Bagnoli EMG Systems, Delsys*) com 16 canais, composto por um conversor A/D de 16 bits de resolução, com faixa de entrada de ± 5 Volts. Dois eletrodos foram utilizados, cada um acoplado a um sensor multicanal com cinco “pinos” cilíndricos (*pin array*) de 0,5mm de diâmetro mais o eletrodo de referência, com frequência entre 20Hz (12 dB/oitava) e 1750 Hz (24 dB/oitava) e cada canal com ganho de 20 KHz. A subtração das tensões detectadas na superfície dos pinos foi usada para derivar o valor do sensor multicanal, o que melhora o sistema de decomposição em discriminar o potencial de ação de uma unidade motora da outra. Ao início da decomposição, os sinais digitais foram filtrados com uma passagem de frequência de 50 Hz. Neste estágio final de filtragem, foram removidos os potenciais

de ação indesejáveis, a fim de reduzir a incidência de superposição entre os potenciais (Nawab et al., 2010).

Procedimentos

Na primeira visita, as participantes passaram por uma breve anamnese e realizada a coleta dos dados antropométricos. Para a medida de circunferência abdominal, a linha acima do umbigo foi considerada (Petrofsky et al., 2005). Após esclarecimentos sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa com os possíveis riscos e benefícios, as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 01), aprovado pelo Comitê em Ética e Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (CEP 039/04). Posteriormente à aceitação das voluntárias em participarem da pesquisa, as mesmas foram orientadas a não realizar atividade extenuante 24 horas antes da coleta.

Na primeira avaliação com o dEMG, as voluntárias foram posicionadas em decúbito ventral de forma que os músculos paravertebrais fossem localizados por um avaliador previamente treinado (distância de 3 cm do processo espinhoso de L3, com os eletrodos perpendiculares às fibras musculares (Ning et al., 2011; Jin et al., 2012, Cuestas-Vargas & Gonzalez-Sanchez, 2013; Movahed et al., 2011). Nesta região foi realizada tricotomia, múltiplas aplicações de fita adesiva e limpeza com algodão e álcool 70% a fim de reduzir a impedância da pele. Posteriormente a pele foi umidificada com água para melhorar o contato e garantir a qualidade do sinal (Zaheer et al., 2012; Merletti et al., 2010). Os eletrodos foram fixados com fitas adesivas. Todos os procedimentos de colocação dos eletrodos seguiram as recomendações de Zeher *et al.*, 2012 (Figura 09). O eletrodo de referência auto-adesivo de 4 cm de diâmetro (Dermatode[®]) foi posicionado na face dorsal da mão do lado não dominante.



Figura 9 – Local do posicionamento dos eletrodos.

Após a colocação dos eletrodos a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foi coletada. Para tal, as voluntárias permaneceram em decúbito ventral, com os membros superiores ao longo do corpo, estabilizadas por meio de alças de segurança na metade da distância entre a fossa poplíteia e a altura dos maléolos, na altura do trocânter maior do fêmur e na região escapular (Figura 10). Foram realizadas três tentativas de CIVM por cinco segundos, para cada lado (D e E), totalizando seis CIVM. Durante as tentativas, estímulos verbais foram dados às participantes. O maior valor entre as três tentativas foi considerado como referência (100%) para cada lado e os valores de RMS_{CIVM} juntamente com o offset foram anotados para a posterior decomposição dos sinais.



Figura 10 - Posicionamento da voluntária durante a CIVM e o teste com dEMG

Para a coleta sinal, as voluntárias permaneceram com o mesmo posicionamento da CIVM. As participantes foram solicitadas a acompanhar a trajetória trapezoide demonstrada no monitor a uma porcentagem de 40% do RMS_{CIVM} (Figura 11), uma vez que esta porcentagem promove um recrutamento substancial de unidades motoras sem a ocorrência de fadiga (Zaher et al., 2012). A trajetória foi ajustada com 3s de repouso inicial, seguido por subida em 2s, contração isométrica a 40% do RMS_{CIVM} por 20s, descida de 2s e repouso novamente por 3 s, totalizando 30s. O teste foi repetido caso a participante não conseguisse seguir adequadamente a trajetória e quando houvesse a necessidade de outro teste.

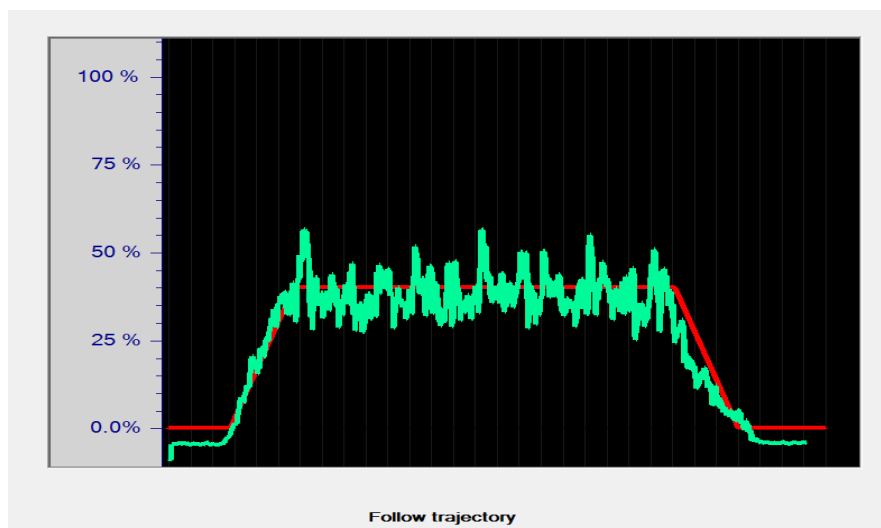


Figura 11 - Trajetória trapezoide a 40% da RMS_{CIVM} .

Processamento dos sinais

Para a decomposição dos sinais, o algoritmo descrito por Nawab *et al.* (2010) foi utilizado. O algoritmo inicia extraindo do sinal o máximo de modelos dos TPAUM quanto possível e então procura por regiões onde há sobreposição ou potenciais de ação não identificados. O algoritmo, então constrói ou elimina as interferências enquanto analisa cada sobreposição e isso requer que os potenciais de ação não identificados sejam menos do que 25% do sinal dos TPAUM decompostos. Os intervalos inter-pulsos durante esse processo devem ser menores que 0,35 s.

Após a decomposição dos sinais, a média da taxa de disparo das foi obtida e para isso um filtro *Hanning* com janelamento de 1000 ms foi utilizado. Os

sinais foram testados de acordo com o teste de reconstrução-e-teste de acurácia descrito por Nawab *et al.* (2010), por meio do *software Optional Add-Ons Release* versão 28 (*Delsys dEMG*) e o processamento dos sinais foi feito no *software EMGworks® Package*.

Análise Estatística

Os dados foram testados quanto a sua normalidade por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Uma vez que os pressupostos de normalidade foram atendidos, para a comparação entre os lados, o teste *t* de *Student* dependente foi utilizado. Os dados são apresentados em média e desvio padrão. A significância estatística foi estipulada em 5%.

Resultados

A amostra foi composta por 09 mulheres, com idade média de 21,6 (DP = 0,67) anos, massa de 55,9 (DP = 2) kg e altura 1,62 (DP = 0,02) metros. Oito participantes eram destros e as demais características da amostra podem ser observadas na Tabela 1.

Tabela 1. Características da amostra

	\bar{x} (DP)
Idade	21,67 (0,67)
Massa	55,92 (2,09)
Altura	1,62 (0,02)
IMC	20,24 [19,32 – 22,28]*
Circunferência Abdominal	71,89 (1,57)

\bar{x} = Média; DP= Desvio padrão * Mediana [25-75%].

Um total de 555 UM foram encontradas, 280 para o lado D e 275 para E. Em média 31,1 (DP = 2,58) para os paravertebrais D e 31,3 (2,58) para os músculos à E, sem diferenças com significância entre os lados ($P = 0,830$). A média total de taxa de disparo para os PAUM à D foi de 19 (DP = 1,35) PPS e para E de 18,9 (DP = 3,05) PPS, também sem diferenças entre os lados ($P = 0,896$).

Apesar de não haver diferenças significantes para o número e taxas de disparos das UM, pode-se observar individualmente alguns padrões divergentes entre as participantes. Para o número de UM, seis voluntárias (destas uma canhota) apresentaram maiores valores para o lado D e três apresentaram maiores valores à E. Em relação à taxa média de disparo, três voluntárias obtiveram ativações semelhantes em ambos os lados, quatro maiores à D e duas voluntárias à E. Os padrões de taxa de disparo bem como as características individuais entre as participantes podem ser observados na Figura 12 e na Tabela 2.

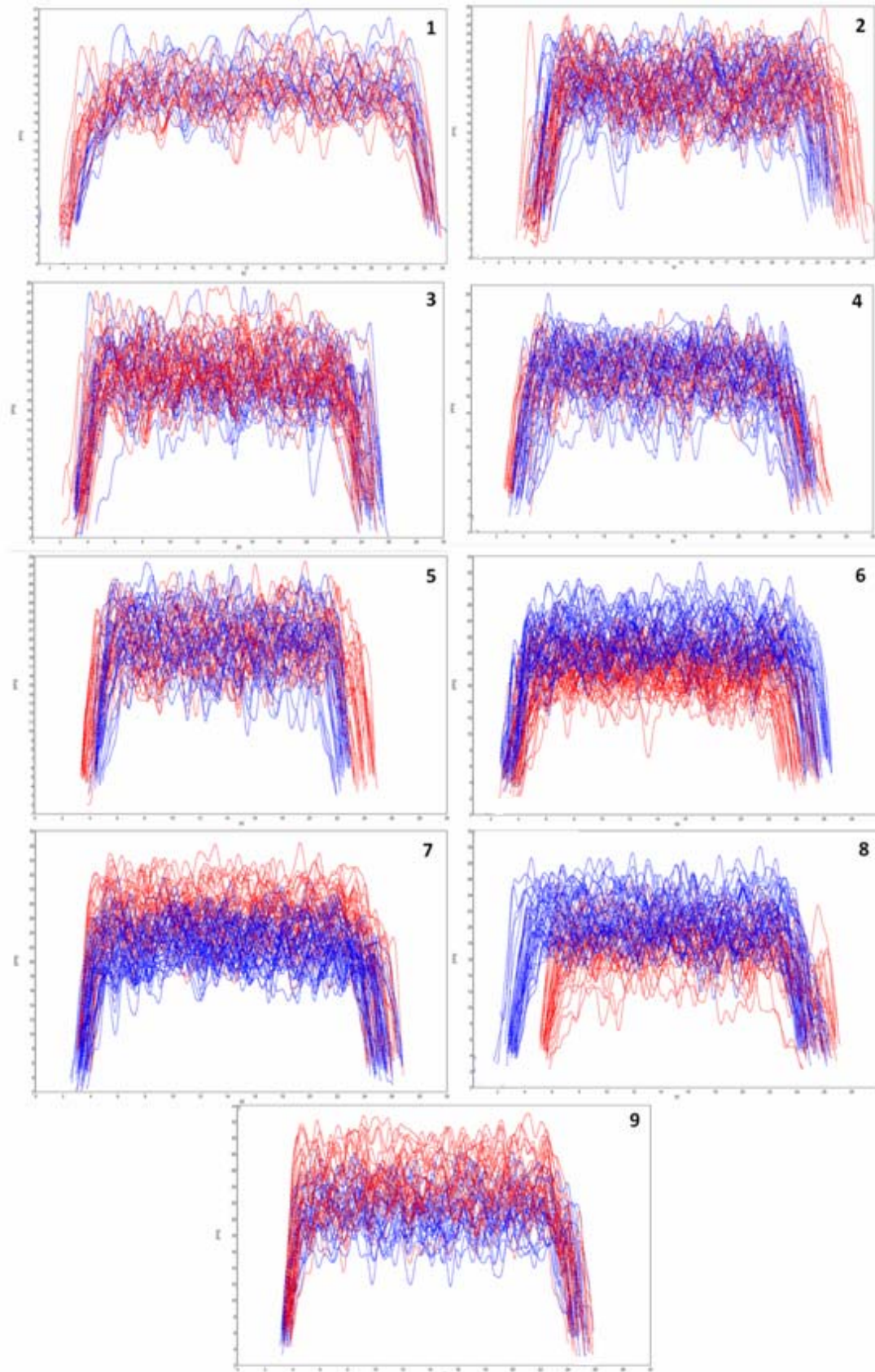


Figura 12 – *Onion skin* individuais com os lados D e E sobrepostos.

Legenda: Números = participantes; Vermelha = lado E; Azul = lado D. Eixo x = tempo (s); Eixo y = taxa de disparo (PPS).

Tabela 2. Características individuais do número e taxa de disparo das UM.

Voluntárias (Dom)	UM (D)	UM (E)	\bar{x} TD (TD_{MIN};TD_{MÁX}) (D)	\bar{x} TD (TD_{MIN};TD_{MÁX}) (E)
1 (D)	15	18	17,39 (15,07;20,40)	17,00 (13,80;20,41)
2 (D)	37	27	18,16 (11,96;22,55)	17,65 (13,42;21,68)
3 (D)	30	27	18,01 (13,75;21,14)	17,19 (11,85;23,05)
4 (D)	31	25	17,56 (13,78;21,24)	17,54 (13,34;20,71)
5 (D)	26	30	18,94 (13,75;23,79)	18,59 (14,61;22,95)
6 (D)	35	51	20,79 (15,92;25,34)	17,27 (12,51;21,17)
7 (D)	41	38	20,98 (16,32;25,46)	25,11 (19,13;30,61)
8 (D)	37	33	19,53 (15,82;22,54)	16,58 (10,24;21,72)
9 (E)	28	26	19,87 (15,29;24,75)	23,18 (17,30;27,72)

Dom = Dominância; UM = número de unidades motoras encontradas; \bar{x} = Média; D = Direita; E = Esquerda; TD = Taxa de disparo; TD_{MIN} = Taxa de disparo mínima; TD_{MÁX} = Taxa de disparo máxima.

Pode-se observar que as voluntárias 2, 3 e 8 apresentaram maiores valores à D tanto para o número de UM quanto para a taxa de disparo, enquanto que as voluntárias 7 e 9, apesar de apresentarem maiores números de unidades motoras à D, obtiveram maiores taxas de disparo à E.

Nas figuras 3D é possível observar a sequência e a intensidade de ativação das UM. As primeiras unidades motoras são ativadas com maior intensidade e apresentam maiores taxas de disparo do que as últimas (Figura 13).

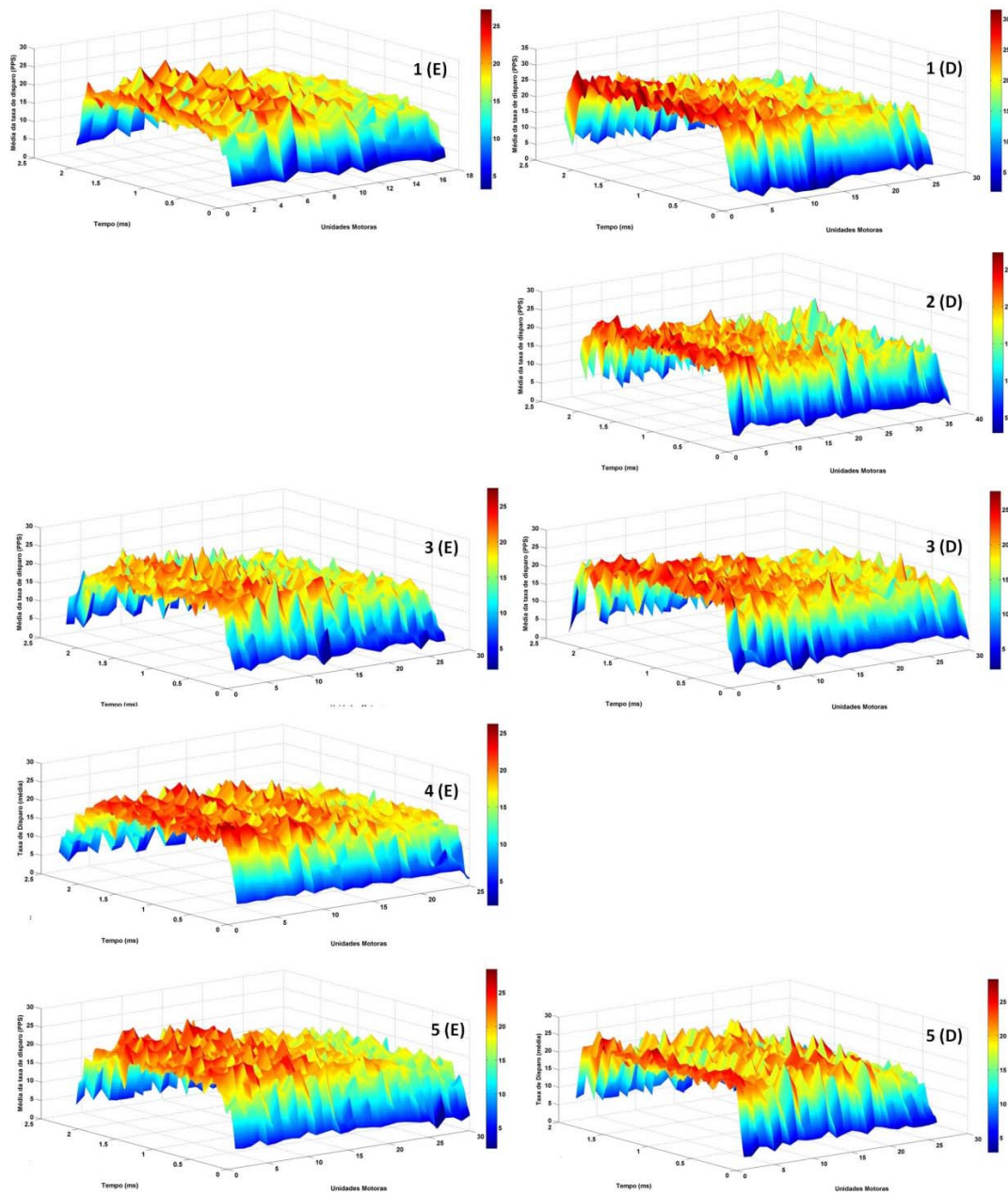
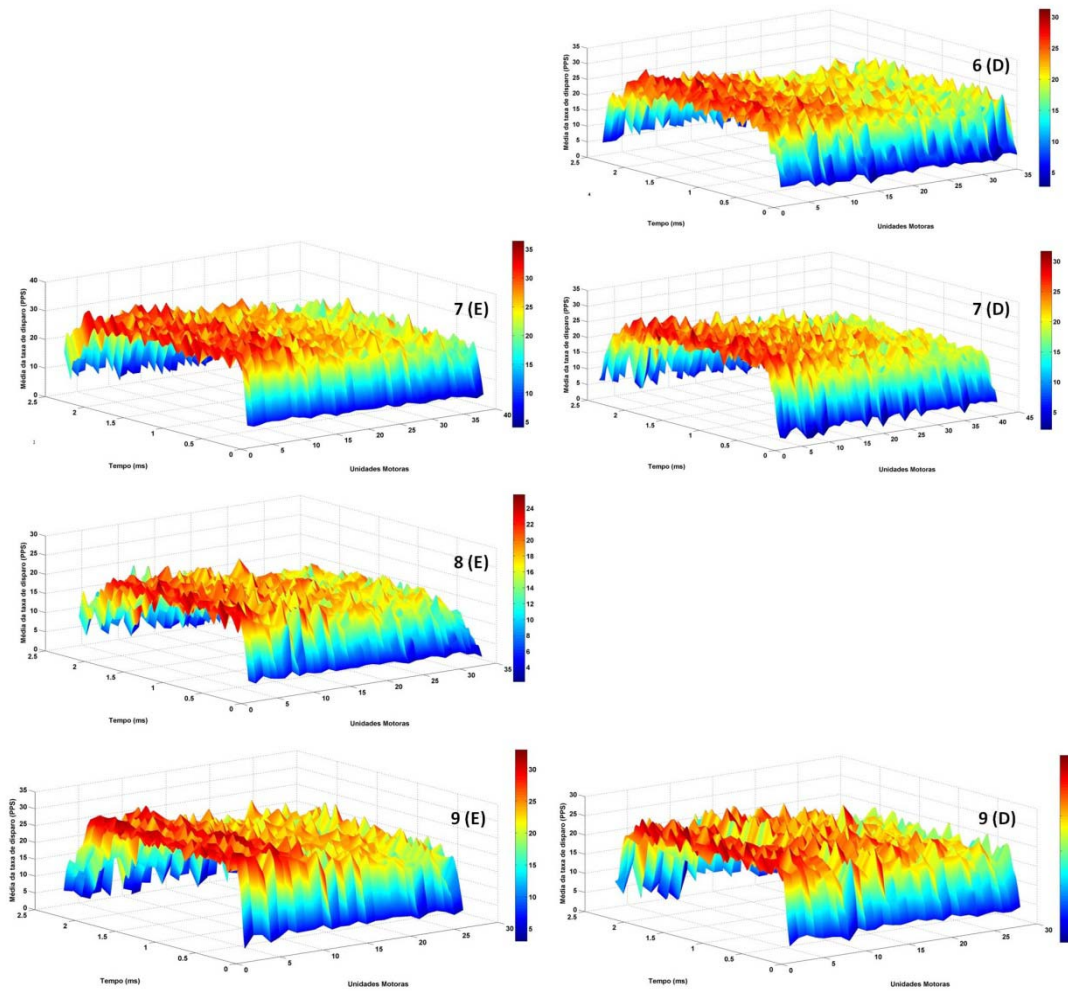


Figura 13 – Médias das taxas de disparo em função do tempo e do número de UM dos lados D e E.

Legenda: Números = Participantes; D = direita; E = Esquerda; Espaços em branco = dados perdidos.

Continuação da Figura 13.



Legenda: Números = Participantes; D = direita; E = Esquerda; Espaços em branco = dados perdidos.

Após o teste de acurácia, pequenas diferenças entre as figuras antes e depois do teste foram observadas, onde para alguns sujeitos os disparos de UM foram retirados e na maioria acrescentados (Figura 14). A acurácia variou de 88,51 a 96,33%.

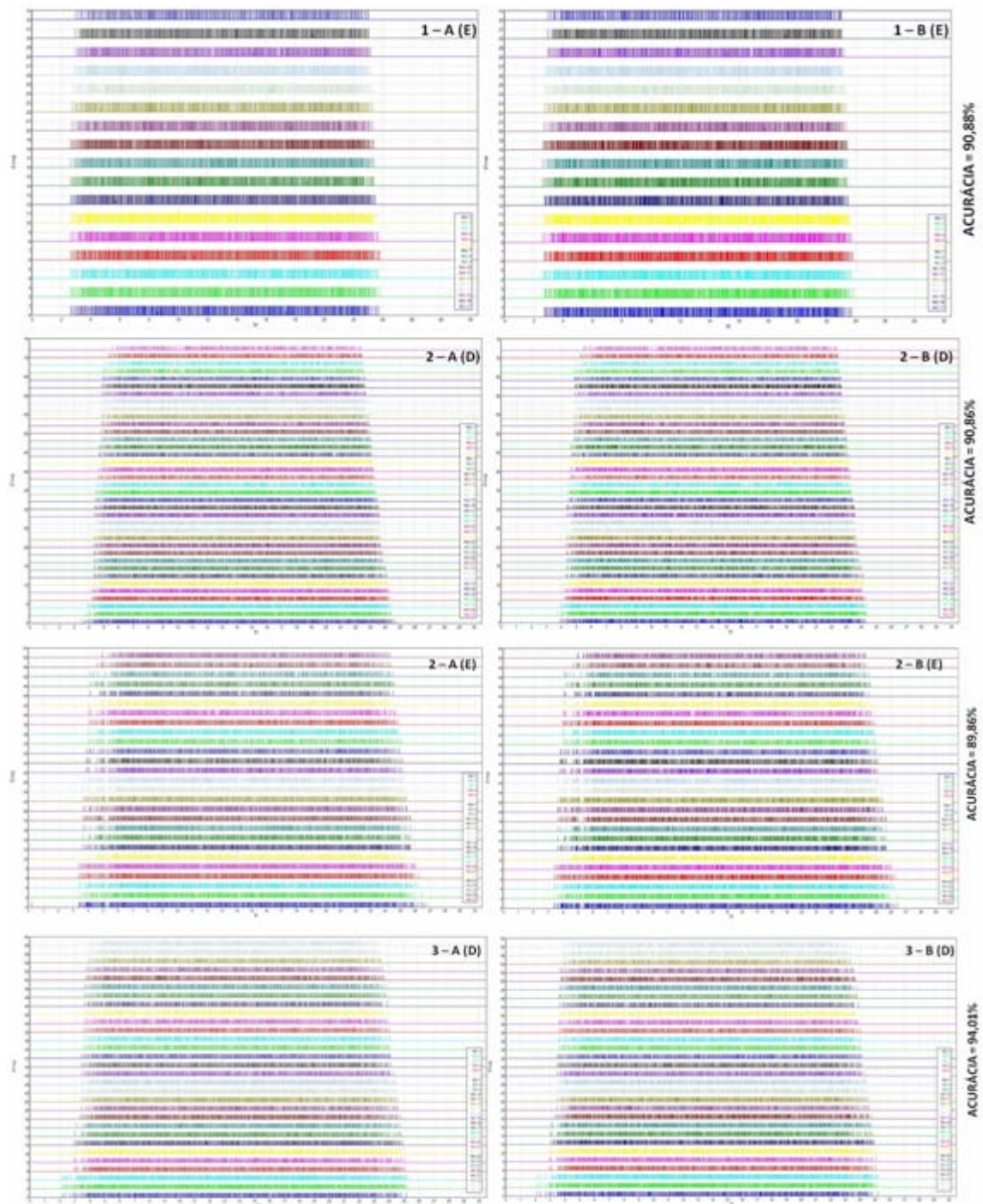
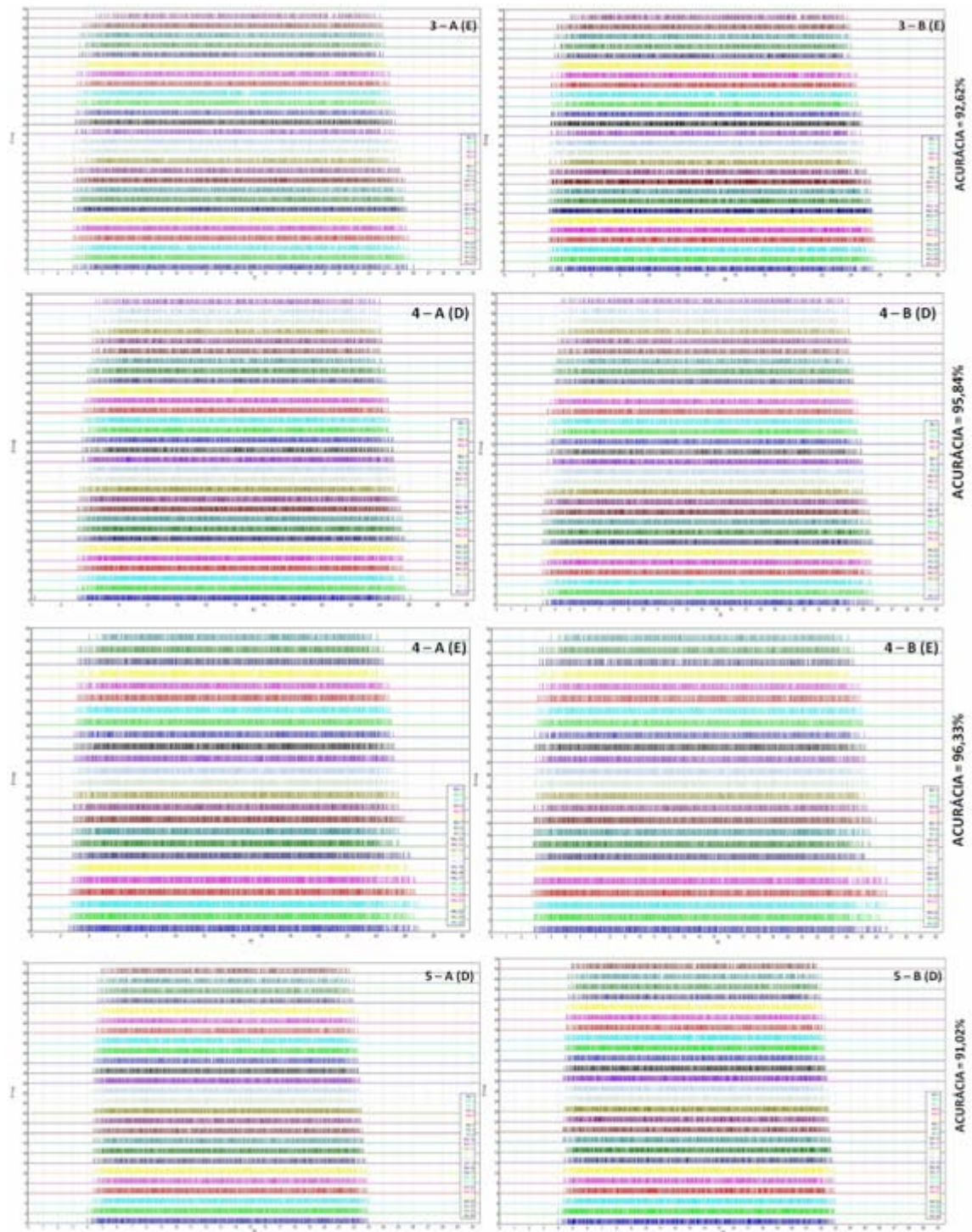


Figura 14 – As taxas de disparo das UM dos dados originais e após o teste de acurácia dos lados D e E.

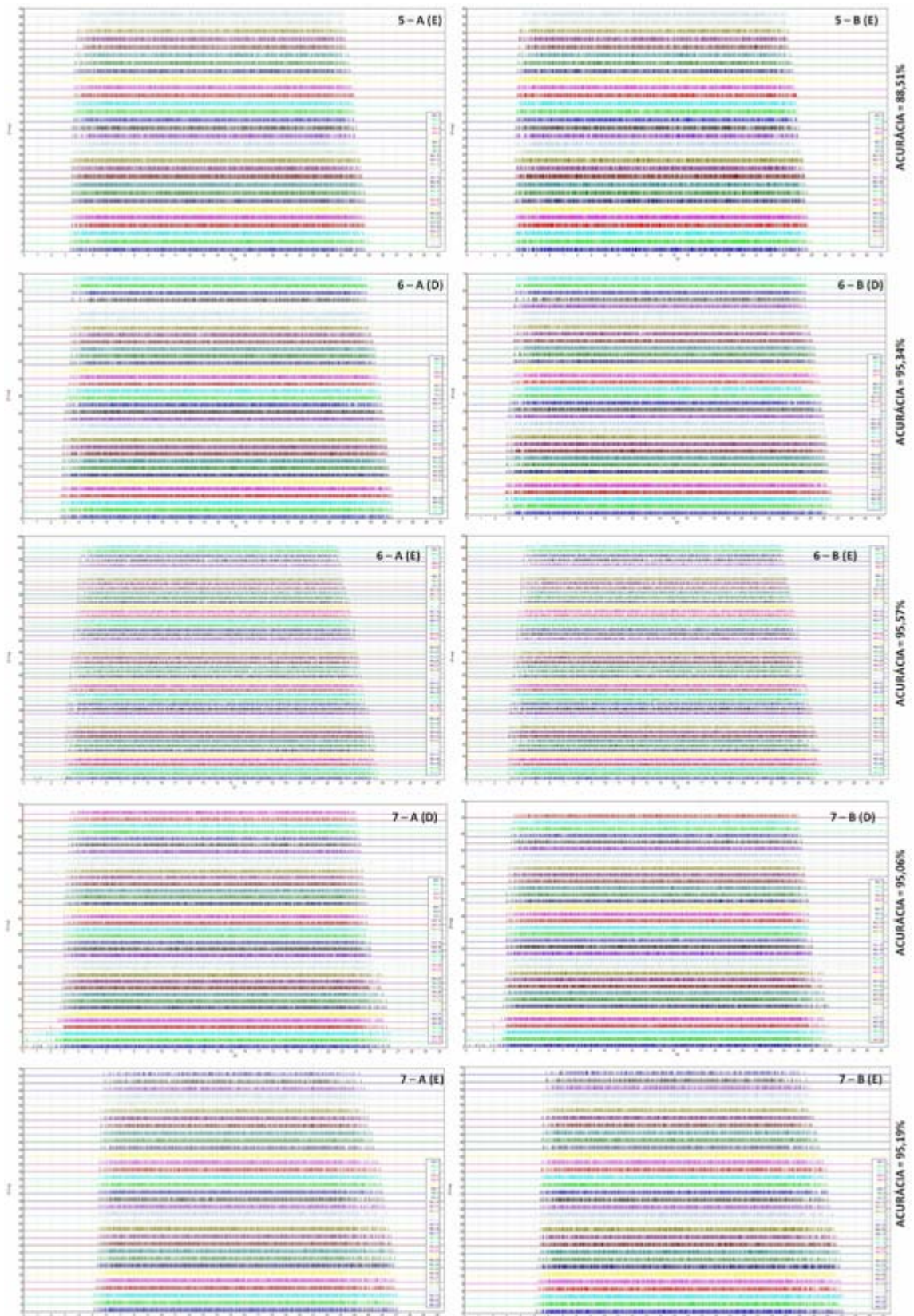
Legenda: Números = Participantes; A = Dados originais; B = Dados reconstruídos por meio da acurácia; D = direita; E = Esquerda.

Continuação da Figura 14.



Legenda: Números = Participantes; A = Dados originais; B = Dados reconstruídos por meio da acurácia; D = direita; E = Esquerda.

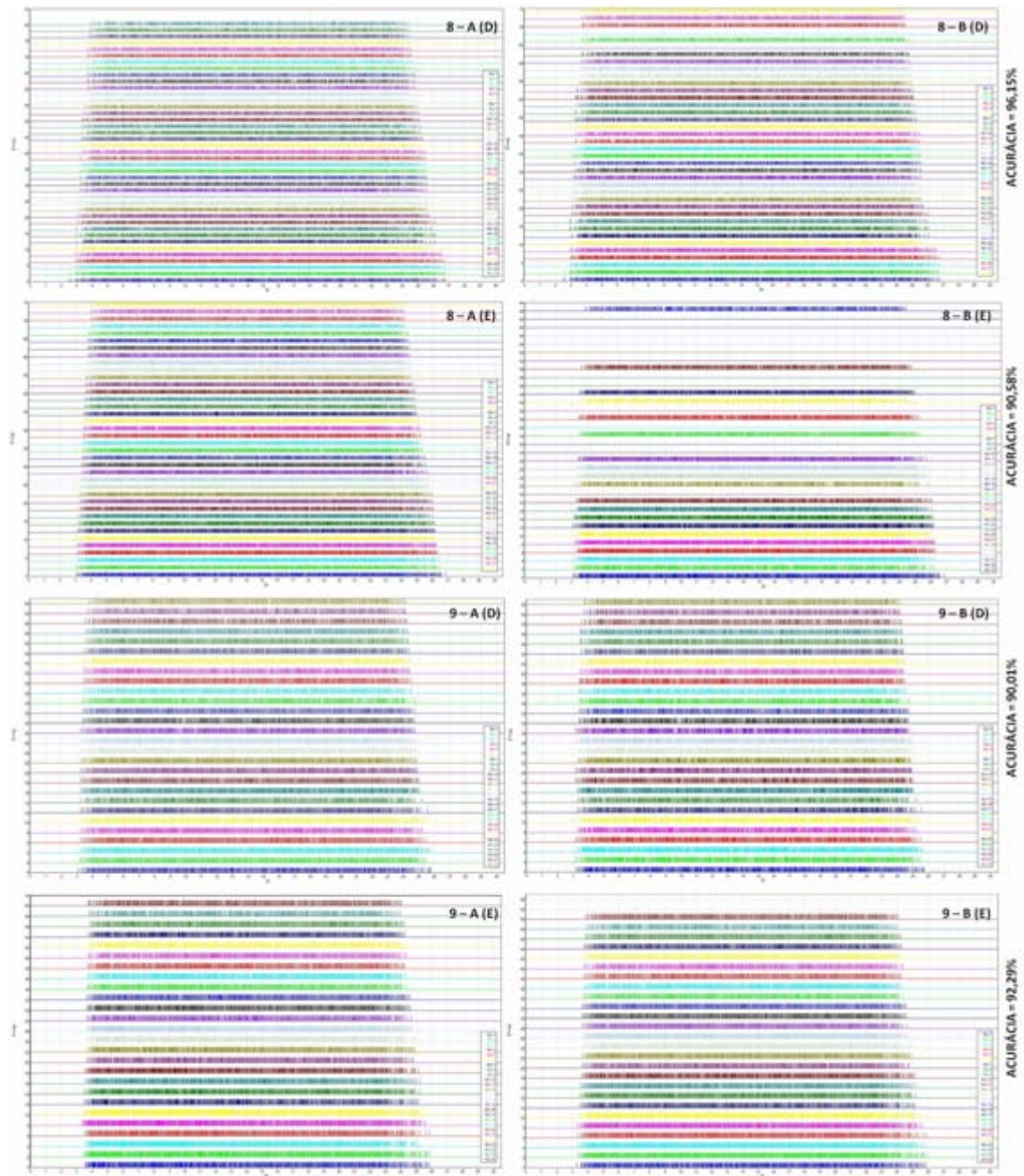
Continuação da Figura



14.

Legenda: Números = Participantes; A = Dados originais; B = Dados reconstruídos por meio da acurácia; D = direita; E = Esquerda.

Continuação da Figura 14.



Legen

da: Números = Participantes; A = Dados originais; B = Dados reconstruídos por meio da acurácia; D = direita; E = Esquerda.

Discussão

Este é o primeiro estudo a descrever o procedimento da decomposição de sinais eletromiográficos dos paravertebrais em indivíduos saudáveis, além de apontar suas taxas de disparos e o número de unidades motoras encontradas nos lados direito e esquerdo da coluna lombar.

Método

A coluna lombar tem como função a absorção e distribuição de cargas entre o tronco superior e os membros inferiores e por isso é permanentemente afetada por lesões musculoesqueléticas (Kapandji, 2000; Salzberg, 2012; Van Diee et al., 2003; Ching et al., 2013). A vértebra L3, além de se localizar no vértice da coluna lombar, possui grande número de inserções musculares o que faz com que ela exerça papel importante para a ação muscular paravertebral lombar (Kapandji, 2000). Estudos sobre a arquitetura muscular lombar demonstram que a maior área de secção transversa é encontrada na altura do processo espinhoso de L3 na região lombar e contribuem para isso principalmente os músculos: longuíssimo do dorso, iliocostal e multifido. O multifido é encontrado na região medial e tem como principal função a estabilidade, enquanto o longuíssimo do dorso na lateral auxilia a extensão do tronco além da estabilização em posturas assimétricas (Thorstensson & Carlson, 1987; Roy et al., 1998; Ward et al., 2009; Ning et al., 2011; Jin et al., 2012). Por sua característica de suporte muscular, a L3 pode ser considerada um local genérico para a avaliação dos músculos paravertebrais.

Para a colocação dos eletrodos, além da importância da correta escolha do músculo, a preparação da pele é um dos passos mais importantes na garantia da qualidade do sinal dEMG (Zaheer, 2011; Merletti et al., 2010). Os eletrodos utilizados para a coleta da dEMG possuem 0,5mm de diâmetro e por terem menor área de contato, requerem um cuidado maior com a preparação da pele, uma vez que quanto menor o eletrodo, maior o ruído e interferência entre a interface e a pele (Basmajian & De Luca, 1985; Portney et al., 2006; Sodeberg & Knutson, 2000). Pequenas quantidades de pele morta ou oleosidade podem afetar de modo significativo o funcionamento do eletrodo. A pele, além de passar por tricotomia e

dupla limpeza com álcool 70%, recebe uma fita adesiva com várias aplicações no intuito de remover os resíduos remanescentes. É fundamental que a pele esteja úmida, para isso, uma pequena quantidade de água em algodão umedecido foi acrescentada. O eletrodo também deve ser limpo com álcool 70% e para cada reposicionamento do eletrodo, os passos para limpeza da pele devem ser repetidos (Zaheer, 2011; Merletti et al., 2010).

O posicionamento em DV com os braços ao longo do corpo foi escolhido por promover um menor braço de alavanca e conseqüentemente menor sobrecarga sobre a região lombar afim de que esse protocolo possa ser utilizado para sujeitos com as mais diversas afecções da coluna lombar sem causar dor (Levine et al., 2007). Ainda, faixas rígidas foram utilizadas para diminuir a variabilidade da força gerada na CIVM e manter a coluna lombar em uma postura neutra durante as avaliações (Burden, 2010).

Resultados

O número de unidades motoras encontrado depende do quanto o sinal da EMG pode ser distinguido do ruído basal, ou seja, quanto menor o ruído, mais fácil de o algoritmo distinguir os PAUM (Zaheer, 2011). Ainda, quando o sinal é detectado próximo ao da zona de inervação, componentes de alta frequência são identificados, o que faz com que os PAUMs sejam complexos e de difícil identificação pelo algoritmo, resultando em menores números de UM (Roy et al., 1986; Rainoldi 2004; Zaheer, 2011). Zaheer et al. (2012) encontraram uma variação no número de UM de 3-40 para os músculos VL, RF, TA, SO, IT, GA e BB em contrações a 40% da CIVM. De Luca et al. (2010) observaram o número de UM para os músculos VL, FID e TA em contrações isométricas em diferentes graus de força e encontraram uma média de 13 MU a 20% da CIVM, 23 MU a 50% da CIVM e 30 MU para 80% da CIVM. Beck et al. (2011) encontraram valores consistentes (média de 28 MU) para o músculo VL durante contração a 80% da CIVM, com acurácia de 88%. O presente estudo encontrou em média 30 UM para os músculos paravertebrais lombares, com valores que variaram entre 15-51, sem diferença estatisticamente significativa entre os lados e é consistente aos achados na literatura, apesar de ser o único estudo que investigou essa musculatura.

O recrutamento das UM aconteceu em média a 19 PPS sem diferenças com significância entre os lados. Estudos com os músculos VL, TA e FID apresentaram taxas de disparo entre 37-50 a 85% da CIVM e especificamente para o músculo TA, que pode ser considerado um músculo antigravitacional assim como os paravertebrais, uma média de disparo de 15 PPS a uma contração de 50% da CIVM (De Luca et al., 2010; Zaheer et al., 2012). Estudos anatômicos demonstram que os músculos paravertebrais apresentam cerca de 60% de fibras do tipo I o que fornece a essa musculatura seu caráter antigravitacional e resistente à fadiga (Thorstensson & Carlson, 1987; Stark et al., 2013). Os músculos com maiores fibras do tipo I apresentam, geralmente, menores taxas de disparo em relação às do tipo II e isso pode explicar o fato das taxas de disparo encontradas nesse estudo serem relativamente menores quando comparados a outros músculos, como o VL por exemplo (Loeb & Ghez, 2000; De Luca et al., 2010).

No início das contrações musculares, os motoneurônios começam a ser disparados em uma taxa pequena a regular, cerca de 5 a 10 PPS. Assim que um recrutamento maior é solicitado, as taxas de disparo se elevam, aumentando a força de contração e outras unidades motoras são ativadas (Loeb & Ghez, 2000, De Luca et al., 2010; De Luca & Contessa, 2012). As figuras 3D demonstram de forma clara o comportamento das UM: as primeiras UM são ativadas em maior frequência e para a manutenção da contração outras UM são recrutadas, porém com uma taxa de disparo menor. Isso pode ser explicado pelo fato das UM serem recrutadas sempre de um modo fixo, da mais fraca para a mais forte, como forma de economia de energia e minimizar a fadiga muscular. Desta forma, quando pequenas forças são requeridas, apenas UM de contração lenta (tipo I) são recrutadas e com o aumento da força, UM de contração rápida (tipo IIa e IIb) são recrutadas de acordo a sua magnitude (Loeb & Ghez, 2000, De Luca et al., 2010; De Luca & Contessa, 2012, De Luca & Kline, 2012).

Em algumas participantes pode-se observar que houve uma relação inversa entre o número de UM recrutadas e suas respectivas taxas de disparo. Estudos demonstram, por meio de análises de regressão linear, uma relação inversa entre o limiar de recrutamento e as taxas de disparo, isto é, conforme ocorre aumento da força, mais UM são ativadas e as taxas de disparo diminuem (Nawab et al., 2008; De Luca et al., 2010; De Luca & Contessa, 2013). Ainda, quando os sujeitos são analisados de forma conjunta, há uma grande variabilidade dos dados

(De Luca et al., 2010). Essa variabilidade pôde ser observada em nosso estudo, visto que duas participantes (2 e 8) apresentaram maiores taxas de disparo à D. com um maior número de UM recrutadas também à D, enquanto que outras duas (7 e 9) apresentaram maiores taxas de disparo à E com um maior número de UM à D, ainda uma única (6) apresentou maiores taxas de disparo à D com maior número de UM recrutadas à E. Isto sugere a necessidade de avaliação individual por meio da dEMG para obtenção de melhores parâmetros do comportamento muscular e controle motor (De Luca et al., 2010).

Um estudo sobre a dominância e o recrutamento de UM demonstrou que os músculos da mão do lado dominante apresentam em média menores taxas de disparo devido à adaptação das tarefas e consequente aumento de fibras de contração lenta (tipo I) (Adam et al., 1998). Já nesse estudo apresentou apenas uma participante sinistra. Por isso, não foi possível observar diferenças entre a dominância com o número de UM e taxas de disparos.

A decomposição dos dados teve bons parâmetros de acurácia (88,5-96,3%). O algoritmo para o teste de acurácia proposto por Nawab et al. (2010) leva em consideração qualquer amplitude (alta ou baixa) e suas taxas de sobreposição, não exclui os dados correlacionados ao tempo e permite a evolução de cada PAUM durante a contração. Isso pode explicar o aumento nas taxas de disparo entre os dados originais e os que passaram pelo teste de acurácia. Nawab et al. 2010 obtiveram uma acurácia de 92,5% a 97% para seus dados e outros estudos encontraram valores de acurácia próximos a 90% ou acima desse valor (Adam & De Luca, 2005; Holobar et al., 2009; Beck et al., 2011; Zaheer et al., 2012).

Limitações

No presente estudo a porcentagem da CIVM foi obtida por meio do RMS. Visto que os valores de RMS sofrem influência de inúmeros fatores, tais como o tamanho, configuração e posicionamento dos eletrodos, além do processamento dos sinais, a força exercida pelas participantes pode ter sofrido variação entre as contrações e pode não representar necessariamente os 40% da força máxima exercida na CIVM.

Além disso, o presente estudo contou com apenas nove participantes e destas, apenas uma sinistra, o que impossibilitou correlacionar a dominância aos padrões de ativação das UM.

Implicações para prática

Este estudo descreve o comportamento das UM dos músculos paravertebrais em indivíduos saudáveis. Vários estudos de outros músculos demonstraram que a taxa de disparo e o número de unidades motoras estão relacionadas a disfunções do sistema nervoso ou muscular, assim estudos com dEMG podem auxiliar diagnósticos de afecções neuromusculares da região lombar. Isso permitirá ao profissional escolher de forma mais adequada o tratamento que foque na reestruturação muscular ou ainda servirá como exame complementar na perícia dos casos de solicitação de auxílio doença e/ou solicitação de aposentadoria por invalidez.

Implicações para pesquisa

O objetivo deste trabalho foi descrever o protocolo de avaliação e o as taxas de disparo e o número de UM dos músculos paravertebrais lombares em indivíduos saudáveis. Algumas observações foram feitas quanto à relação entre esses parâmetros, porém de forma apenas descritiva. Estudos futuros devem investigar outros parâmetros, como as formas e tempos dos PAUMs, a correlação entre as taxas de disparos em diferentes graus de força, a influência de disfunções osteomioarticulares ou neurais, como escoliose, hérnia de disco ou dor lombar, além de efeitos de tratamentos e intervenções.

Uma vez que o RMS sofre variações durante as contrações, sugere-se que futuros estudos utilizem células de carga fixas ao tronco e ao solo para a avaliação da CIVM para parâmetros de força mais fidedignos, além de utilizar diferentes porcentagens da CIVM para uma análise mais completa.

Conclusão

As taxas de disparo e o número de unidades motoras e a intensidade da contração isométrica mostraram-se consistentes entre os lados D e E dos músculos paravertebrais lombares de sujeitos saudáveis. Os altos valores de acurácia demonstraram que o algoritmo foi capaz de decompor com sucesso os sinais dos paravertebrais lombares e desta forma, o protocolo poderá ser utilizado como referência de normalidade para comparação avaliação da coluna lombar de sujeitos com diferentes características.

Referências

Adam A, De Luca CJ, Erim Z. Hand dominance and motor unit firing behavior. *Journal of Neurophysiology* 1998;80(3):1373-82.

Adam A, De Luca CJ. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology* 2005;99:268–80.

Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. 5^a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.

Beck TW, De Freitas JM, Stock MS. The effects of a resistance training program on average motor unit firing rates. *Clinical Kinesiology* 2011;65(1):1–8.

Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;201023-35.

Chang S, De Luca CJ, Nawab SH. Aliasing rejection in precision decomposition of emg signals. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2008;4972–5.

Ching CT, Chen Y, Lu L, Hsieh PF, Hsiao C, Sun T, et al. Characterization of the muscle electrical properties in low back pain patients by electrical impedance myography. *Plos One* 2013;8(4):2–8.

Cuesta-Vargas AI, Gonzalez-Sanchez M. Relationship of moderate and low isometric lumbar extension through architectural and muscular activity variables: a cross sectional study. *BMC Medical Imaging* 2013;13:38

Dagenais S, Tricco AC, Haldeman S. Synthesis of recommendations for the assessment and management of low back pain from recent clinical practice guidelines. *The Spine Journal*. 2010; 10(6):514-529.

De Luca CJ, Hostage EC. Relationship between firing rate and recruitment threshold of motoneurons in voluntary isometric contractions. *Journal of Neurophysiology* 2010;104:1034-46.

De Luca CJ, Kline JC. Influence of proprioceptive feedback on the firing rate and recruitment of motoneurons. *Journal of Neural Engineering* 2012;016007.

Holobar A, Farina D, Gazzoni M, Merletti R, Zazula D. Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram. *Clinical Neurophysiology* 2009;120:551-62.

Holobar A, Glaser V, Gallego JA, Dideriksen JL, Farina D. Non-invasive characterization of motor unit behaviour in pathological tremor. *Journal of Neural Engineering* 2012;(9)056011.

Hu X, Rymer WZ, Suresh NL. Motor unit pool organization examined via spike-triggered averaging of the surface electromyogram. *Journal of Neurophysiology* 2013;110:1205-20.

Hu X, Suresh AK, Li X, Rymer WZ, Suresh NL. Impaired motor unit control in paretic muscle post stroke assessed using surface electromyography: a preliminary report. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2012;4116-9.

Ives CT, Doherty TJ. Intra-rater reliability of motor unit number estimation and quantitative motor unit analysis in subjects with amyotrophic lateral sclerosis. *Clinical Neurophysiology* 2014;125(1):170-8.

Jin S, Ning X, Mirka GA. An algorithm for defining the onset and cessation of the flexion-relaxation phenomenon in low back musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2012;22:376-82.

Kapandji AI. *Fisiologia Articular - Esquemas comentados de mecânica humana*. 5^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 253.

Levine D, Walker JR, Tillman LJ. The effect of abdominal muscle strengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. *Physiotherapy Theory and Practice* 1997;13(3):217-26.

Loeb GE, Ghez C. The motor unit and muscle action. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science*. 4^a ed. New York: McGraw-Hill; 2000. p. 675-94.

De Luca CJ, Contessa P. Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology* 2012;107:178–95.

Masuda T, De Luca CJ. Technique for detecting MUAP propagation from high-threshold motor units. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1991;1:75-80.

Merletti R, Avenaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TMM. Advances in Surface EMG : Recent Progress in Detection and Processing Techniques. *Journal of Critical Reviews in Biomedical Engineering* 2010;38(4):305–45.

Movahed M, Ohashi J, Kurustien N, Izumi H, Kumashiro M. Fatigue sensation, electromyographical and hemodynamic changes of low back muscles during repeated static contraction. *European Journal of Applied Physiology* 2011;111:459-67.

Nawab SH, Chang S, De Luca CJ. High-yield decomposition of surface EMG signals. *Clinical Neurophysiology* 2010;121(10):1602–15.

Nawab SH, Wotiz RP, De Luca CJ. Decomposition of indwelling EMG signals. *Journal of Applied Physiology* 2008;105:700–10.

Ning X, Haddad O, Jin S, Mirka GA. Influence of asymmetry on the flexion relaxation response of the low back musculature. *Clinical Biomechanics* 2011;26:35-9.

Petrofsky JS, Morris A, Bonacci J, Hanson A, Jorritsma R, Hill J. Muscle use during exercise: a comparison of conventional weight equipment to Pilates with and without a resistive exercise device. *Journal of Applied Research* 2005; 5;160-73.

Portney LG, Roy SH, Echternach J. Electromyography and nerve conduction velocity tests. In O’Sullivan SB, Schmitz TL, editors. *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment* . Philadelphia, PA, FA Davis; 2006. p. 273-316.

Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles *Journal of Neuroscience Methods* 2004;134:37-43.

Richards J, Selfe J. EMG Decomposition of vastus medialis and vastus lateralis in normal subjects and patellofemoral patients : a new way of assessing the balance of muscle function? *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2012;42(6):46.

Roy SH, De Luca CJ, Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *Journal of Applied Physiology* 1986;61:1510-7.

Roy SH, Oddsson LI. Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Physical Therapy* 1998;78:838–51.

Salzberg L. The physiology of low back pain. *Primary Care Clinics in Office Practice* 2012;39(3):487–98.

Sauvage C, Manto M, Adam A, Roark R, Jissendi P, De Luca CJ. Ordered motor-unit firing behavior in acute cerebellar stroke. *Journal of Neurophysiology* 2006;96:2769–74.

Schwartz M. *EMG methods for evaluating muscle and nerve function*. Croatia: InTech; 2011.

Soderberg GL, Knutson LM. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy* 2000;80:485-98.

Stark H, Frober R, Schilling N. Intramuscular architecture of the autochthonous back muscles in humans. *Journal of Anatomy* 2013;222:214-22.

Thorstensson A, Carlson H. Fiber types in human lumbar back muscles. *Acta Physiologica Scandinavica* 1987;131:195-202.

Van Diee JH, Selen LPJ, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;13:333–51.

Van Middelkoop VM, Rubinstein SM, Kuijpers T, Verhagen AP, Ostelo R, Koes BW, et al. A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. *European Spine Journal*. 2011; 20:19-39.

Ward BSR, Kim CW, Eng CM, Iv LJJ, Tomiya A, Garfin SR, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 2009;176–85.

Zaheer F, Roy SH, De Luca CJ. Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition. *Physiology Measurement* 2012;33:195-206.

Zaheer F. *Adaptations in Motor unit activity with age and physical activity*. Boston University. Sargent College of Health and Rehabilitation Sciences. Sc D Dissertation; 2011.

CONCLUSÃO GERAL

As características dos PAUM como as taxas de disparo e o número de UM foram descritas e demonstraram similaridades com os relatos de outros estudos. As primeiras UM foram disparadas com maiores taxas de disparo do que as últimas, em função do tempo e da intensidade de contração, sem diferenças entre os lados D e E dos músculos paravertebrais lombares de sujeitos saudáveis. Ainda, valores aceitáveis de acurácia demonstrou a capacidade do algoritmo em decompor com sucesso os sinais. Acredita-se que o protocolo possa ser utilizado para investigar outros parâmetros, como as formas e tempos dos PAUMs, a correlação entre as taxas de disparos em diferentes graus de força, a influência de disfunções do sistema neuromuscular, além de efeitos de intervenções.

REFERÊNCIAS

1. Kapandji AI. Fisiologia Articular - Esquemas comentados de mecânica humana. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 253.
2. Ching CT, Chen Y, Lu L, Hsieh PF, Hsiao C, Sun T, *et al.* Characterization of the muscle electrical properties in low back pain patients by electrical impedance myography. *Plos One* 2013;8(4):2–8.
3. Salzberg L. The physiology of low back pain. *Prim Care Clin Off Pract* 2012;39(3):487–98.
4. Van Diee JH, Selen LPJ, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:333–51.
5. Maher CG. Effective physical treatment for chronic low back pain. *Orthop Clin North Am* 2004;35(1):57–64.
6. Loeb GE, Ghez C. The motor unit and muscle action. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science*. 4ª ed. New York: McGraw-Hill; 2000. p. 675–94.
7. Thorstensson A, Carlson H. Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiol Scand* 1987;131:195-202.
8. Ward BSR, Kim CW, Eng CM, Iv LJJ, Tomiya A, Garfin SR, *et al.* Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint Surg Am* 2009;176–85.
9. Guyton A, Hall J. *Tratado de fisiologia médica*. 11th ed. Rio de Janeiro:Elsevier Editora; 2006.
10. Schwartz M. *EMG methods for evaluating muscle and nerve function*. Croatia: InTech; 2011.
11. Bernardes WMS, Andrade IC, Santos LO, Andrade AO. Decomposição e análise de sinais eletromiográficos. XII Seminário de Iniciação Científica; Universidade Federal de Uberlândia.
12. Nawab SH, Chang S, De Luca CJ. Surface EMG signal decomposition using empirically sustainable biosignal separation principles. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009;02215:4986–9.
13. De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH. Decomposition of surface emg signals. *J Neurophysiol* 2006;96:1646–57.

14. Mambrito B, De Luca CJ. A technique for the detection, decomposition and analysis of the EMG signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1984;175–88.
15. Sauvage C, Manto M, Adam A, Roark R, Jissendi P, De Luca CJ. Ordered motor-unit firing behavior in acute cerebellar stroke. *J Neurophysiol* 2006;96:2769–74.
16. Carvalho M, Turkman A, Swash M. Sensitivity of MUP parameters in detecting change in early ALS. *Clin. Neurophysiol* 2014;125(1):166–9.
17. Andrade AO, Nasuto SJ, Kyberd P. Extraction of motor unit action potentials from electromyographic signals through generative topographic mapping. *J Franklin Inst* 2007;344:154–79.
18. De Luca CJ, Forrest WJ. An electrode for recording single motor unit activity during strong muscle contractions. *IEEE Trans Biomed Eng* 1972;19(5):367–72.
19. Lefever RS, De Luca CJ. A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials- part I: technique , theory , and implementation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1982;(3):149-57.
20. Lefever RS, Xenakis AP, De Luca CJ. A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials- part II : execution and test for accuracy. *IEEE Trans Biomed Eng* 1982;(3):158–64.
21. Nawab SH, Wotiz RP, De Luca CJ. Decomposition of indwelling EMG signals. *J Appl Physiol* 2008;700–10.
22. Richards J, Selfe J. EMG Decomposition of vastus medialis and vastus lateralis in normal subjects and patellofemoral patients : a new way of assessing the balance of muscle function? *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2012;42(6):46.
23. Ives CT, Doherty TJ. Intra-rater reliability of motor unit number estimation and quantitative motor unit analysis in subjects with amyotrophic lateral sclerosis. *Clin Neurophysiol* 2014;125(1):170–8.
24. Ives CT, Doherty TJ. Intra- and inter-rater reliability of motor unit number estimation and quantitative motor unit analysis in the upper trapezius. *Clin Neurophysiol* 2012;123(1):200–5.
25. Zaheer F, Roy SH, De Luca CJ. Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition. *Physiol Meas* 2012;33:195-206.
26. Beck TW, Defreitas JM, Stock MS. The effects of a resistance training program on average motor unit firing rates. *Clin Kinesiol* 2011;65(1):1–8.

27. Suresh N, Li X, Zhou P, Rymer WZ. Examination of motor unit control properties in stroke survivors using surface emg decomposition : a preliminary report. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011;8243-6.
28. Hu X, Suresh AK, Li X, Rymer WZ, Suresh NL. Impaired motor unit control in paretic muscle post stroke assessed using surface electromyography : a preliminary report . *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012;4116–9.
29. Hong Y, Bartlett R. *Handbook of biomechanics and human movement science*. New York: Routledge; 2008.
30. Fritz S, Paholsky KM, Grosenbach MJ. *Terapias pelo movimento*. Barueri: Manole, 2002.
31. Marques AP. *Manual de goniometria*. 2ª ed. Barueri: Manole; 2003.
32. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 1967;49(2):247-62.
33. Powers SK, Howley ET. *Fisiologia do exercício - teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho*. 5ª ed. Barueri: Manole; 2005.
34. Knudson D. *Fundamentals of biomechanics*. 2ª ed. New York: Springer; 2007.
35. Nordin M, Frankel VH. *Biomecânica básica do sistema musculoesquelético*. 3ª ed. São Paulo: Guanabara Koogan; 2003.
36. Stark H, Frober R, Schilling N. Intramuscular architecture of the autochthonous back muscles in humans. *J Anat* 2013;222:214-22.
37. Heckman CJ, Enoka RM. Motor unit. *Compr Physiol* 2012;2:2629-82.
38. Adam A, De Luca CJ, Erim Z. Hand dominance and motor unit firing behavior. *J Neurophysiol* 1998;80(3):1373-82.
39. De Luca CJ. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 1979;(6):313–25.
40. Gundersen K. Excitation-transcription coupling in skeletal muscle : the molecular pathways of exercise. *Biol Rev* 2011;86:564–600.
41. Constanzo LS. *Fisiologia*. 4ª ed. São Paulo: Guanabara Koogan; 2011.
42. Aires MM. *Fisiologia*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.
43. Kroemer KHE, Marras WM, McGlothlin JD. On the measurement of human strength. *Int J Indust Ergonomics* 1990;6:199-210.

44. Demoulin C, Distrée V, Tomasella M, Crielaard JM, Vanderthommen M. Lumbar functional instability : a critical appraisal of the literature. *Ann Readapt Med Phys* 2007;50:677–84.
45. Merlo A, Campanini I. Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *Open Rehab J* 2010;98–109.
46. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996;101:511-9.
47. Portney LG, Roy SH, Echternach J. Electromyography and nerve conduction velocity tests. In O’Sullivan SB, Schmitz TL, editors. *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment* . Philadelphia, PA, FA Davis; 2006. p. 273-316.
48. Richardds J. *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. Churchill Livingstone/Elsevier; 2008.
49. Bouillard K, Guével A, Hug F. The electromyographic fatigue threshold is not a valid tool to assess muscle function. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21:229-35.
50. Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:1-16.
51. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther* 2000;80:485-98.
52. Merletti R, Torino P. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:III-IV.
53. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. 5^a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
54. Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto MA. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clin Biomech* 2009;24:122-34.
55. Criswell E. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2^a ed. Jones & Bartlett Learning; 2010.
56. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
57. Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:83–92.

58. Zaheer F. Adaptations in motor unit activity with age and physical activity. Boston University. Sargent College of Health and Rehabilitation Sciences. Sc D Dissertation; 2011.
59. Stulen FB, De Luca CJ. The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1978;45:681-98.
60. Broman H, De Luca CJ, Mambrito B. Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles. *Brain Res* 1985;337:311-9.
61. De Luca. Control properties of motor units. *J Exp Biol* 1985;136:125-36.
62. Masuda T, Miyano H, Sadoyama T. A surface electrode array for detecting action potential trains of single motor units. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1985;60(5):435-43.
63. Masuda T, Sadoyama T. The propagation of single motor unit action potentials detected by a surface electrode array. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1986;63(3):590-8.
64. Andreassen S, Arendt-Nielsen L. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol* 1987;391:561-71.
65. Masuda T, De Luca CJ. Technique for detecting MUAP propagation from high-threshold motor units. *J Electromyogr Kinesiol* 1991;1:75-80.
66. McGill KC, Lateva ZC, Marateb HR. EMGLAB: an interactive EMG decomposition program. *J Neurosci Methods* 2005;149:121-33.
67. Andrade AO, Nasuto S, Kyberd P, Sweeney-reed CM, Kaniijn FR Van. EMG signal filtering based on empirical mode decomposition. *Biomed Signal Proces* 2006;1:44-55.
68. Seki K, Kizuka T, Yamada H. Reduction in maximal firing rate of motoneurons after 1-week immobilization of finger muscle in human subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 2007;17:113-20.
69. Chang S, De Luca CJ, Nawab SH. Aliasing rejection in precision decomposition of EMG signals. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2008;4972-5.
70. Holobar A, Farina D, Gazzoni M, Merletti R, Zazula D. Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram. *Clin Neurophysiol* 2009;120:551-62.
71. De Luca CJ, Kline JC. Influence of proprioceptive feedback on the firing rate and recruitment of motoneurons. *J Neural Eng* 2012;016007.

72. Luca CJ De, Contessa P. Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *J Neurophysiol* 2012;107:178–95.
73. Parsaei H, Stashuk DW. EMG signal decomposition using motor unit potential train validity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2013;21(2):265–74.
74. Contessa P, Luca CJ De. Neural control of muscle force: indications from a simulation model. *J Neurophysiol* 2013;109:1548–70.
75. Nawab SH, Chang S, De Luca CJ. High-yield decomposition of surface EMG signals. *Clin Neurophysiol* 2010;121(10):1602–15.
76. Farina D, Enoka RM. Surface EMG decomposition requires an appropriate validation. *J Neurophysiol* 2011;105:981–2.
77. Luca CJ De, Nawab SH. Reply to Farina and Enoka : The reconstruct-and-test approach is the most appropriate validation for surface EMG signal decomposition to date. *Clin Neurophysiol* 2011;105:983–4.
78. Nawab SH, Wotiz RP, De Luca CJ. Decomposition of indwelling EMG signals. *J Appl Physiol* 2008;105:700–10.
79. Marateb HR, McGill KC, Holobar A, Lateva ZC, Mansourian M, Merletti R. Accuracy assessment of CKC high-density surface EMG decomposition in biceps femoris muscle. *J Neural Eng* 2011;8(6):066002.
80. Parsaei H, Gangeh MJ, Stashuk DW, Kamel MS. Augmenting the decomposition of EMG signals using supervised feature extraction techniques. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012;2615–8.
81. Merletti R, Avenaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TMM. Advances in surface EMG : recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng* 2010;38(4):305–45.
82. Gligorijevic I, Van Dijk JP, Mijovic B, Van Huffel S, Blok JH, De Vos M. A new and fast approach towards sEMG decomposition. *Med Biol Eng Comput* 2013;51:593–605.
83. Hu X, Rymer WZ, Suresh NL. Motor unit pool organization examined via spike-triggered averaging of the surface electromyogram. *J Neurophysiol* 2013;110:1205–20.
84. Adam A, De Luca CJ. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *J Appl Physiol* 2005;99:268–80.
85. Marateb HR, Muceli S, McGill KC, Merletti R, Farina D. Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals at low force levels. *J Neural Eng* 2011;(8):066015.

86. Beck TW, DeFreitas JM, Stock MS, Dillon MA. Effects of resistance training on force steadiness and common drive. *Muscle Nerve* 2011;43(2):245–50.
87. Holobar A, Glaser V, Gallego JA, Dideriksen JL, Farina D. Non-invasive characterization of motor unit behaviour in pathological tremor. *J Neural Eng* 2012;(9)056011.

ANEXOS

ANEXO A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Projeto de Pesquisa: **Decomposição dos sinais eletromiográficos de superfície durante contração isométrica voluntária máxima de extensores da coluna em indivíduos saudáveis e com distúrbios neuromusculares**

Prezado (a) Senhor (a),

Gostaríamos de convidá-lo a participar da pesquisa acima descrita que será realizada na Universidade estadual de Londrina (Laboratório de Pesquisa em Biomecânica e Epidemiologia Clínica). O objetivo da pesquisa é avaliar as unidades motoras e o padrão de ativação muscular durante contração isométrica voluntária máxima.

A sua participação é muito importante e se dará da seguinte forma: o senhor (a) passará por uma breve anamnese e será avaliado por um eletromiógrafo. Para isso, serão realizadas tricotomia (raspagem) e limpeza do local com álcool 70% e os eletrodos serão fixos com fita adesiva. **Gostaríamos de apontar que pode haver riscos durante a avaliação como: desconforto e vermelhidão no local da colocação do eletrodo. Como benefícios, podemos incluir que o entendimento do comportamento e as estratégias das unidades motoras poderão facilitar o entendimento de determinadas doenças ou situações de dor e o planejamento de tratamentos.**

Informamos que o senhor (a) não pagará e nem será remunerado por sua participação. A participação na pesquisa é voluntária, ou seja, pode haver a recusa na participação ou a desistência a qualquer momento sem que isto acarrete ônus ou prejuízo a sua pessoa. Se o entrevistado precisar de esclarecimentos adicionais sobre a pesquisa estes serão fornecidos em qualquer tempo do curso da pesquisa pelo laboratório de pesquisa (ver abaixo) ou Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, na Avenida Robert Kock, nº 60 (fone 3371-2490).

Os resultados obtidos com as respostas serão apresentados tanto aos participantes quanto para a comunidade científica, e no caso desta última, sempre serão resguardados os nomes. O presente termo de consentimento é feito de livre e espontânea vontade, sendo que o mesmo é assinado nesta data, para que produza seus efeitos éticos, jurídicos e legais.

Eu, _____

Residente à R./Av. _____ Bairro: _____

Cidade _____ Estado _____ Cep: _____

Fone: _____

Estou de acordo com os esclarecimentos acima e quero participar dessa pesquisa.

Participante

Prof. Jefferson R. Cardoso
Coordenador do Projeto
Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia – CCS
(43) 3371.2649 / 3371-2728

Londrina, _____ de _____ de 20__ .

ANEXO B

Normas de Formatação

GUIDE FOR AUTHORS

The *Journal of Electromyography and Kinesiology* aims to provide a single, authoritative forum for the publication of original research and clinical studies on muscle contraction and human motion through combined or separate mechanical and electrical detection techniques. Some of the key topics covered include: control of movement; muscle and nerve properties; electrical stimulation; sports and exercise; rehabilitation; muscle fatigue; joint biomechanics; motion analysis; measures of human performance; neuromuscular diseases; physiological modelling; posture and movement. The Journal welcomes the submission of original papers, reviews and letters to the Editors. The Journal will also publish book reviews and a calendar of forthcoming events. Please note that, at the discretion of the Editor in Chief, some papers may be accepted for online publication only.

Open Access

This journal offers authors two choices to publish their research;

1. Open Access

- Articles are freely available to both subscribers and the wider public with permitted reuse
- An Open Access publication fee is payable by authors or their research funder

2. Subscription

- Articles are made available to subscribers as well as developing countries and patient groups through our access programs (<http://www.elsevier.com/access>)
- No Open Access publication fee

All articles published Open Access will be immediately and permanently free for everyone to read and download.

Permitted reuse is defined by your choice of one of the following Creative Commons user licenses:

Creative Commons Attribution-Non Commercial-Share Alike (CC BY-NC-SA): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, to create extracts, abstracts and other revised versions, adaptations or derivative works of or from an article (such as a translation), to include in a collective work (such as an anthology), to text and data mine the article, as long as they credit the author(s), do not represent the author as endorsing their adaptation of the article, do not modify the article in such a way as to damage the author's honor or reputation, and license their new adaptations or creations under identical terms (CC BY NC SA).

Creative Commons Attribution-NonCommercial - NoDerivs (CC-BY-NC-ND): for non-commercial purposes, lets others

distribute and copy the article, and to include in a collective work (such as an anthology), as long as they credit the author(s) and provided they do not alter or modify the article.

Creative Commons Attribution (CC-BY): available only for authors funded by organizations with which Elsevier has established an agreement. For a full list please see <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

Elsevier has established agreements with funding bodies. This ensures authors can comply with funding body Open

Access requirements, including specific user licenses, such as CC-BY. Some authors may also be reimbursed for associated publication fees. <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

To provide Open Access, this journal has a publication fee which needs to be met by the authors or their research funders for each article published Open Access. Your publication choice will have no effect on the peer review process or acceptance of submitted articles. The Open Access publication fee for this journal is **\$3000 USD**, excluding taxes.

Learn more about Elsevier's pricing policy
<http://www.elsevier.com/openaccesspricing>

PUBLICATION CONDITION

A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered as fraud, and will be answered by appropriate sanctions against all authors. Two manuscripts are considered similar if their subjects concern the same hypothesis, question or goal, addressed with the same scientific methodology.

REFEREEING

All contributions are read by two or more referees to ensure both accuracy and relevance, and amendments to the script may thus be required before final acceptance. On acceptance, contributions are subject to editorial amendment to suit house style.

AUTHORSHIP

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

CHANGES TO AUTHORSHIP

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts: *Before the accepted manuscript is published in an online issue*: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed.

Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded by the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

ACKNOWLEDGEMENT OF OTHER CONTRIBUTORS

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

CONFLICT OF INTEREST

"Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding. If there are no conflicts of interest, the authors should state there are none.

ROLE OF THE FUNDING SOURCE

All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

PREPARATION OF SCRIPTS

All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English before submission.

Please also ensure that your manuscript has been thoroughly checked for errors **prior** to submission.

Language Editing: International Science Editing and Asia Science Editing can provide English language and copyediting services to authors who want to publish in scientific, technical and medical journals and need assistance *before* they submit their article or, it is accepted for publication. Authors can contact these services directly: International Science Editing <http://www.internationalscienceediting.com> and Asia Science Editing <http://www.asiascienceediting.com> or, for more information about language editing services, please contact authorsupport@elsevier.com who will be happy to deal with any questions.

Please note Elsevier neither endorses nor takes responsibility for any products, goods or services offered by outside vendors through our services or in any advertising. For more information please refer to our terms & conditions http://authors.elsevier.com/terms_and_conditions.html.

You should have your contribution typed in double-line spacing, on one side only of A4 paper. Do not underline anything and leave wide margins. Please also add line numbers to your submitted manuscript (e.g. 5, 10, 15 etc.) and number every page.

EMG data should be collected and presented according to the 'Standards for Reporting EMG Data' printed at the back of each issue of this journal.

All authors should sign a cover note to acknowledge that they have read, and approve of, the content of the manuscript as submitted.

SUBMISSIONS

Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via <http://ees.elsevier.com/jek>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site. Please follow these guidelines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, the system automatically creates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system. Paper copies and email submissions are also currently accepted.

Please submit to:

For the Americas, Europe, Africa and the Middle East:

Professor M. Solomonow, Professor & Director, Bioengineering Division & Musculoskeletal Disorders Research Laboratory, University of Colorado Health Sciences Center, Mailstop 8343, PO Box 6511, Aurora, CO., 80045, USA; Tel.: (303) 724-0383, Fax: (303) 724-0394

For the Far East and Australia:

Professor T. Moritani, Laboratory of Applied Physiology, The Graduate School of Environmental Studies, Kyoto University, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan; Tel: 81 75 753 6888, Fax: 81 75 753 6734

No page charges are made to authors for material published.

Arrangement of papers

JEK now accepts original articles within a word limit of 5,000 words (including title page, abstract, text, references & figure legends). Reviews and special articles (keynote lectures or a Special issue articles) are exempted from this limit.

You should arrange your contribution in the following order:

1. Title page including the article title, author(s), affiliation(s), keywords and one author identified for correspondence
2. A 200 word abstract outlining the purpose, scope and conclusions of the paper
3. The text, suitably divided under headings
4. Acknowledgements (if any)
5. References
6. Tables (each on separate sheet)
7. Captions to illustrations (grouped on a separate sheet or sheets)
8. Illustrations, each on a separate sheet containing no text.

All submissions should be accompanied by a declaration signed by each author that the paper has not been previously published or submitted for consideration elsewhere.

TEXT

Subdivide your paper in the simplest way possible, consistent with clarity using the standard format of introduction, methods, results and discussion.

TABLES

Number tables consecutively throughout the paper (with Arabic numerals) referring to them in the text as Table 1, Table 2 etc. with a caption at the top of each table. Avoid the use of vertical rules. Tables should not duplicate results presented in graphs.

ILLUSTRATIONS

All illustrations should be identified with the author's name and figure number marked in pencil.

Line illustrations

Articles may be published more quickly if illustrations are supplied to the required standards, authors should not be deterred if they are unable to meet these standards as illustrations can be redrawn in-house. The originals must be supplied on separate sheets, with two photocopies. Illustrations will be reduced in size photographically, typically to fit one or two columns of the journal and this should be borne in mind to ensure that lines and lettering remain clear when reduced. If you label the original illustrations do so in black ink using a suitable stencil. Lower case letters should be used throughout, with an initial capital letter for the first word only. If suitable stencils are unavailable label a photocopy, not the original illustrations, and our studio will complete the work to the correct standard. If your illustrations are computer-

generated follow the lettering standards as above and supply the blackest possible laser printout.

Graphs

The minimum amount of descriptive text should be used on graphs and drawings (label curves, points, etc, with single-letter symbols). Descriptive matter should be placed in the figure caption. Scale grids should not be used in graphs, unless required for actual measurements. Graph axes should be labelled with variables written out in full, along the length of the axes, with the unit in parentheses (for example, Time(s)). A table is usually more satisfactory for recording data.

Photographs

Supply glossy, black and white, unmounted prints or 35 mm transparencies, plus two photocopies. A scale, where appropriate, should be marked on the photographs or included in the caption.

Colour Illustrations

If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., Science Direct and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article.

Please note: Because of the technical complications which can arise by converting colour figures to 'grey scale' (for the printed version should not opt for colour in print) please submit in addition usable black and white prints corresponding to all the colour illustrations.

Submit colour illustrations as original photographs high-quality computer prints or transparencies, close to the size expected in publication, or as 35 mm slides. Polaroid colour prints are not suitable.

REFERENCES

The reference list should be constructed alphabetically. Where more than one reference has the same first author, use the next named author to construct the list alphabetically. For identical author groups, list the references by date.

References should be cited in the text using the first author name plus the year of the paper, eg Solomonow et al, 2004, in square brackets. References should be in the following form:

Journal article

Paivio A, Jansen B, Becker LJ. Comparisons through the mind's eye. *Cognition* 1975;37(2):635-47

Book

Strunk W, White EB. *The elements of style*. 3rd ed. New York: Macmillan, 1979

Article or chapter in edited book

Gurman AS, Kniskern DP. Family therapy outcome research: knowns and unknowns. In: Gurman AS, Kniskern DP, editors. Handbook of family therapy. New York: Brunner/Mazel, 1981:742-75.

Please ensure that references are complete, in that they include where relevant, author's name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page reference. Journal titles should appear in full.

UNITS AND ABBREVIATIONS

SI units and their accepted abbreviations should be used.

RANDOMISED CONTROLLED TRIALS

All randomised controlled trials submitted for publication in the journal should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal of Electromyography and Kinesiology has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at www.icmje.org.

ETHICS

Work on human beings that is submitted to the Journal should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

CHECKLIST

Have you told readers, at the outset, what they might gain by reading your paper?
Have you made the aim of your work clear?
Have you explained the significance of your combination?

Have you set your work in the appropriate context by giving sufficient background (including a complete set of relevant references) to your work?
 Have you addressed the question of practicality and usefulness?
 Have you identified future developments that may result from your work?
 Have you structured your paper in a clear and logical fashion?

COPYRIGHT

Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see <http://ees.elsevier.com/jek>). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a "Journal Publishing Agreement" form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases : contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail healthpermissions@elsevier.com. Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (<http://www.elsevier.com/locate/permissions>).

PROOFS

One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/acrobat/acrrsystemreqs.html#70win>. If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response is received.

OFFPRINTS

The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail or, alternatively, 25 free paper offprints. The PDF file is a watermarked version

of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use. Additional paper offprints can be ordered by the authors. An order form with prices will be sent to the corresponding author.

PREPARATION OF SUPPLEMENTARY DATA

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research.

Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including Science Direct: <http://www.sciencedirect.com>. In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file.

AUTHOR ENQUIRIES

For enquiries relating to the submission of articles (including electronic submission where available) please visit: <http://ees.elsevier.com/jek>.

Contact details for questions arising after acceptance of an article, especially those relating to proofs, are provided after registration of an article for publication.

Audio Slides

The journal encourages authors to create an Audio Slides presentation with their published article. Audio Slides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on Science Direct. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is about.

More information and examples are available at <http://www.elsevier.com/audioslides>. Authors of this journal will automatically receive an invitation e-mail to create an Audio Slides presentation after acceptance of their paper.