

Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular

Analysis of an EMG method for quantification of muscular co-contraction

Sérgio Teixeira da Fonseca, ScD
Paula Lanna Pereira da Silva, FT
Juliana de Melo Ocarino, FT
Priscila Guedes Santana Ursine, FT

Resumo

[1] Fonseca, S. T.; Silva, P. L. P.; Ocarino, J. M.; Ursine, P. G. S. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. Rev. Bras. Ciên. e Mov. 9 (3): 23-30, 2001.

Medidas de co-contração muscular tem sido amplamente utilizadas para avaliar diversos aspectos do movimento humano. Os objetivos deste estudo foram: descrever um método eletromiográfico para quantificação temporal da co-contração, compará-lo com o método descrito por HAMMOND et al, considerado adequado para situações estáticas, e testar a confiabilidade dos métodos. Registro eletromiográfico da co-contração muscular de dez sujeitos saudáveis, com idade variando de 20 a 26 anos ($X = 23.2$) foi realizado. A quantificação temporal da co-contração foi abordada fazendo-se a sobreposição das curvas de co-contração do vasto lateral e bíceps femoral, obtidas durante uma atividade em cadeia cinética fechada. A área comum entre as duas curvas representa a intensidade da co-contração. Correlações do tipo Peason Product Moment foram utilizadas para testar a associação entre o método de HAMMOND e o método descrito neste estudo. Para avaliação da confiabilidade foi utilizado o Intraclass Correlation Coefficient. Os resultados demonstraram que a confiabilidade do método para quantificação temporal da co-contração ($r = 0.957$) é maior do que a do método de HAMMOND ($r = 0.593$) e que não existe correlação estatisticamente significativa entre esses métodos ($p = 0.21$ e $p' = 0.95$). O método descrito neste estudo se mostrou estável e permite a avaliação objetiva da co-contração e sua importância para o movimento humano.

PALAVRAS-CHAVE: Eletromiografia, Co-contração, Movimento Humano.

Abstract

[2] Fonseca, S. T.; Silva, P. L. P.; Ocarino, J. M.; Ursine, P. G. S. Analysis of an EMG method for quantification of muscular co-contraction. Rev. Bras. Ciên. e Mov. 9 (3): 23-30, 2001.

Muscular co-contraction measurements have been extensively used for the assessment of different aspects of human movement. The purpose of this study is to describe an EMG method for temporal quantification of co-contraction, compared to a method described by HAMMOND et al, which is considered adequate for static activities, and test the reliability of the methods. EMG data of the co-contraction performed by 10 healthy subjects, aged 20-26 years ($X = 23.2$) were collected. Quantification of co-contraction involved overlapping the linear envelopes of the vastus lateralis and biceps femoral, obtained during a closed kinetic chain activity. The area of overlap represents the intensity of the co-contraction. Peason Product Moment Coefficient was used to test the association between Hammond's method and the one described in this study. Intraclass Correlation Coefficient was used to assess reliability of the methods. The results have demonstrated that the method for temporal quantification of co-contraction has greater reliability coefficients ($r = 0.957$) than Hammond's method ($r = 0.593$) and that there is no significant correlation between the methods ($p = 0.21$ and $p' = 0.95$). This study has shown that the method described is stable and allows objective assessment of the importance of co-contraction to human movement.

KEYWORDS: Electromyography, Co-contraction, Human Movement.

Universidade Federal de Minas Gerais
Endereço para correspondência:
Rua Minerva 556 apt 602
Bairro Caiçara, Belo Horizonte
30720-580 – MG - Brasil

Introdução

A co-contracção muscular é um fenómeno caracterizado pela contracção simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (23). Medidas de co-contracção têm sido amplamente utilizadas para avaliar a qualidade da coordenação motora (31), o estágio do aprendizado motor (28,30) e o grau de estabilidade articular dinâmica (18,19,24,25,26). Além disso, a presença excessiva de co-contracção tem sido associada a patologias neuromusculares como uma possível causa de movimentos anormais e ineficientes (3,22). Duas abordagens norteiam o estudo da co-contracção. Alguns autores ligam este fenómeno a rigidez, ineficiência de função muscular e alto gasto energético durante o movimento (3,22). No entanto, outros autores têm visto a co-contracção de maneira mais positiva, como algo necessário para ganhos em estabilidade dinâmica articular (13,14) ou para diminuição da complexidade de tarefas durante o aprendizado motor (28,29,30). Devido a esta grande aplicabilidade, a mensuração da co-contracção se torna relevante em diversas áreas que têm como foco de interesse o movimento humano.

A eletromiografia (EMG) de superfície tem sido amplamente utilizada para avaliação quantitativa da co-contracção (2,3,5,7,8,9,11,12,17,19,20,21,22,25,32). A validade e a precisão de qualquer medida eletromiográfica são dependentes do processo de detecção dos sinais (1,4,27). Esse processo inclui a distância entre os eletrodos, tamanhos dos mesmos, suas localizações e preparação da pele para minimização da impedância (15). Esses parâmetros devem ser controlados em todos os estudos que utilizam a EMG de superfície como técnica de mensuração da atividade muscular (1,4,15). Esta técnica ainda pode ser influenciada por fatores que não podem ser controlados durante a coleta dos sinais, como por exemplo a frequência de disparo das unidades motoras que podem variar de um dia para o outro ou até mesmo entre medidas (15). Dessa forma, mesmo que se controle todas as variáveis, ainda assim existiria uma certa variabilidade que é inerente à medida eletromiográfica (15). Além disso, para que a medida seja apropriada, são necessários processos adequados de normalização e quantificação dos sinais que podem ser realizados de diferentes formas (1,4,15,16,27,29). O processo de normalização é necessário para permitir a comparação da intensidade dos sinais eletromiográficos entre músculos e sujeitos (1,4).

Diversos estudos utilizaram a EMG de superfície para avaliar a co-contracção muscular (2,3,7,8,9,11,12,17,19,20,21,22,25,32). No entanto, alguns autores não observaram os parâmetros necessários para avaliar a precisão e validade das medidas (3,6). Além disso, existe uma grande variabilidade no tipo de técnica utilizada para normalização dos dados eletromiográficos. Estes fatores dificultam a comparação entre os inúmeros estudos existentes, sendo essencial a avaliação de diferenças metodológicas.

Diversas técnicas eletromiográficas foram propostas para avaliação quantitativa da co-contracção (2,3,5,7,8,9,11,12,17,19,20,21,22,25,32). A maioria dos

autores têm considerado a intensidade da ativação do antagonista durante atividades dinâmicas como medida de co-contracção (3,7,12,17,19,20,21,22,25). Existem três problemas relacionados com a utilização desta técnica. O primeiro é o critério de definição dos músculos agonistas e antagonistas. Em movimentos funcionais como, por exemplo, agachamento e marcha, essa definição é arbitrária e, portanto, não é adequada. O segundo problema é que esta técnica determina um valor único para quantificar a co-contracção, não considerando sua variação ao longo do tempo. O terceiro, e principal problema, é que a intensidade da atividade antagonista, nem sempre corresponde a co-contracção, uma vez que este é um fenómeno definido como a ativação simultânea de dois ou mais músculos em torno da articulação.

HAMMOND et al (11) desenvolveram um método que considera a proporção da atividade antagonista em relação à atividade eletromiográfica total, como um indicativo de co-contracção. Este método é considerado adequado em situações estáticas, nas quais o músculo determinado como sendo antagonista é ativado em menor intensidade que o agonista ao longo de toda atividade. No entanto, além de não considerar a variação temporal da medida, este método depende da classificação arbitrária dos músculos analisados em agonista e antagonista.

FALCONER e WINTER (8) desenvolveram um método para quantificar co-contracção muscular em situações dinâmicas. Os autores propuseram o cálculo de um Índice de Co-contracção que relaciona a soma da atividade eletromiográfica mínima em cada ponto no tempo (atividade antagonista) com a atividade eletromiográfica total. Como método de normalização, os autores procuraram estabelecer uma relação entre atividade eletromiográfica e força muscular. Para tal, foi feita uma calibração da atividade eletromiográfica durante co-contracções isométricas máximas. O coeficiente de confiabilidade teste-reteste do Índice de Co-contracção foi de 0.74. Este método, no entanto, apresenta dificuldade de implementação, necessitando de um aparato específico para sua utilização.

Em contraste com os métodos que fornecem um valor único para quantificar a co-contracção, BOWSER et al (2) propuseram um método que considera a variação da mesma ao longo do tempo. Os autores abordaram a co-contracção fazendo a sobreposição de duas curvas de contracção obtidas a partir da atividade de dois músculos durante a marcha. O pico da atividade eletromiográfica foi utilizado como parâmetro para o processo de normalização dos dados. No entanto, esse tipo de normalização não informa o quanto o músculo está ativo em relação a uma situação que sabidamente produziria uma contracção máxima. Portanto, essa técnica não é recomendada quando o objetivo for mensurar e comparar a intensidade de coativação muscular.

UNNITHAN et al (32) e FROST et al (9) utilizaram em seus estudos um método eletromiográfico semelhante ao de BOWSER et al (2) para quantificar a co-contracção. A diferença é que esses autores buscaram a contracção máxima voluntária (CVM) como técnica de normalização. Essa técnica é capaz de informar o quanto o músculo está ativo em relação a sua ativação máxima. Neste caso a intensidade de contracção é referida como porcentagem da CVM (1,4,27). No entanto, esses autores não testa-

ram a validade e confiabilidade da medida, o que torna difícil a análise crítica da estabilidade da técnica.

DAMIANO et al (5) também descreveram um método para quantificação da co-contração. Esses autores propuseram o cálculo de uma razão de co-contração, fazendo-se a divisão da atividade eletromiográfica mínima (atividade antagonista) pela atividade eletromiográfica máxima (atividade agonista) em cada ponto no tempo. Infelizmente, este método informa pouco sobre a magnitude da co-contração. Isso porque se as intensidades da atividade agonista e antagonista aumentarem ou diminuir proporcionalmente, a razão de co-contração se manterá a mesma, apesar do seu aumento em magnitude.

Apesar da importância de se quantificar a co-contração, não existe na literatura um consenso quanto a técnica eletromiográfica mais adequada. Dessa forma é de grande relevância a descrição e análise de um método para medida de co-contração, para que este possa ser utilizado para avaliar a importância da coativação muscular para o movimento humano.

O presente estudo foi desenvolvido com os objetivos de descrever um método eletromiográfico para quantificação temporal da co-contração e compará-lo com o método descrito por HAMMOND et al (11), que apesar de não ser um método padrão é considerado adequado para situações estáticas.

Além disso, o estudo teve como objetivo testar a confiabilidade destes dois métodos.

Metodologia

Amostra

Dez sujeitos saudáveis, do sexo feminino, estudantes do curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais, com idade variando de 20 a 26 anos (média=23,2) participaram do estudo. Os indivíduos não possuíam história de lesão músculo-esquelética ou dor na articulação do joelho.

Instrumentação

Um eletromiógrafo MP100 (Biopac System) com 2 amplificadores ligados a um microcomputador foi utilizado para monitorar a atividade elétrica dos músculos selecionados. Este aparelho tem capacidade para frequências de coleta de até 500Hz, com impedância de entrada de 2 MW e com capacidade de Rejeição do Modo Comum de 1000 MW.

Neste estudo, também foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex System 3 Pro), que é um aparelho hidráulico, controlado por um microcomputador que permite medidas de torque de contrações musculares. Este aparelho foi utilizado durante a realização de todos os testes com os seguintes objetivos: (1) registrar o torque produzido, de forma a garantir a realização de contrações máximas pelos sujeitos, (2) fornecer feedback visual do torque produzido durante os testes, (3) posicionar os partici-

pantes. O dinamômetro isocinético BIODEX System 3 Pro possui um dispositivo para realização de testes em cadeia cinética fechada, que foi utilizado para realização dos testes de co-contração muscular.

Procedimento

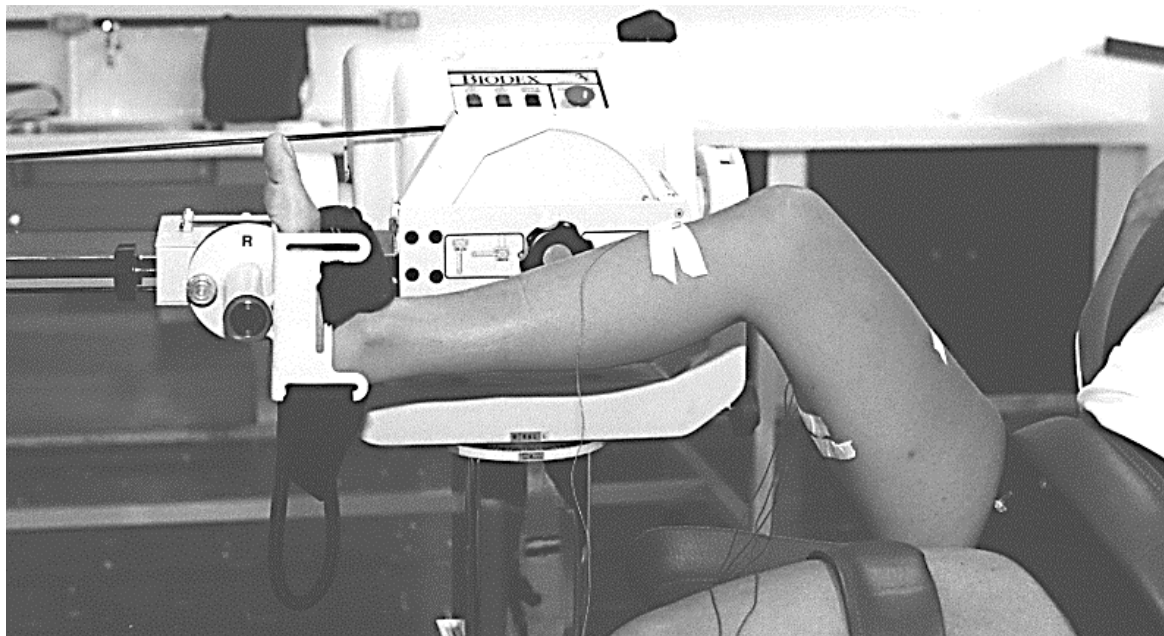
Todos os participantes foram informados dos procedimentos dos testes e assinaram um termo de consentimento concordando em participar voluntariamente do projeto. Os voluntários compareceram ao exame adequadamente vestidos e praticaram cada situação de teste como treinamento, com o objetivo de garantir produção de contrações máximas durante as avaliações.

Para garantir validade e precisão dos sinais eletromiográficos foi realizado um procedimento para minimização da impedância da pele que incluiu retirada dos pêlos, limpeza da pele com álcool e "drilling" que é uma técnica descrita na literatura para facilitar a penetração do gel na pele (4). Após esta preparação, um par de eletrodos passivos de superfície do tipo Ag/AgCl (Biopac Systems, Inc.) foi posicionado sobre os ventres musculares do vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), seguindo a orientação das fibras, a uma distância de 2 cm entre eles. Além destes, um eletrodo "terra" foi posicionado logo abaixo da tuberosidade tibial. A impedância da pele foi verificada através de um multímetro digital e as leituras acima de 10 Kohms não foram aceitas (1,4).

Com a finalidade de prover dados para normalização das medidas obtidas, todos os sujeitos realizaram contrações isométricas voluntárias máximas (CVMs) de BF e VL. Para tal, os voluntários foram posicionados sentados no dinamômetro isocinético, com o eixo articular do joelho alinhado ao eixo do aparelho. Os testes de CVM de VL e BF foram realizados com o joelho a 20 e 100 graus de flexão respectivamente e, simultaneamente, era feito o registro da atividade eletromiográfica produzida. Foram realizadas 3 CVMs de cada músculo, com duração de 6 segundos cada e um intervalo de 2 minutos entre elas. Entre os testes de CVM do BF e VL era dado um intervalo de 4 minutos. Das 3 contrações máximas de cada músculo, era selecionada a atividade eletromiográfica correspondente a contração que gerou o maior torque registrado pelo dinamômetro.

Após o registro eletromiográfico das CVMs foi realizado o teste de co-contração do VL e BF, utilizando o módulo de cadeia fechada do dinamômetro isocinético em modo isométrico. Concomitantemente, era registrada a atividade eletromiográfica. Os sujeitos eram posicionados em flexão de quadril e joelho e era feito o registro dessas angulações, para assegurar o mesmo posicionamento durante o reteste. Os voluntários foram solicitados a empurrar o módulo de cadeia fechada do isocinético com a maior força possível (figura 1). Foram realizadas três contrações de 6 segundos para todos os testes e selecionados os dois segundos de maior atividade elétrica muscular. Após a finalização dos 3 testes todos os eletrodos foram retirados e após duas horas todo o procedimento descrito foi repetido como forma de fornecer dados para o teste de confiabilidade.

FIGURA 1: Posicionamento para teste de co-contracção utilizando o módulo de cadeia fechada do dinamômetro isocinético Biodex



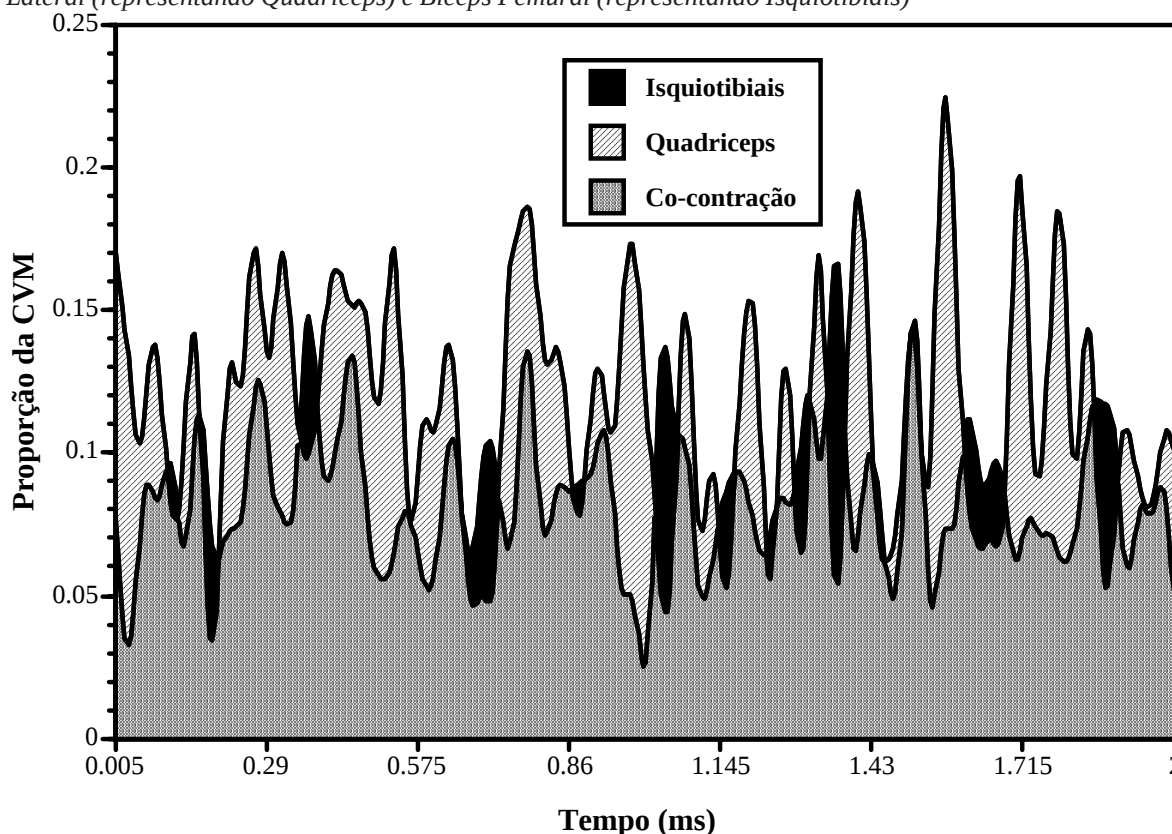
Redução dos dados

O software comercial Acqknowledge foi utilizado para processamento dos dados eletromiográficos, o qual constituiu de retificação e filtragem dos sinais. Os dados coletados a 200 HZ foram filtrados com um filtro high pass de 10 Hz e com um filtro low pass com uma frequência de corte de 18 Hz (10). Para o cálculo da atividade eletromiográfica produzida durante os testes de CVMs foi utilizada a Root Mean Square (RMS)(10).

Como método de normalização, os sinais eletromiográficos retificados e filtrados de cada músculo

durante a atividade de co-contracção foram divididos pelos valores de RMS obtidos na CVM do mesmo músculo e sujeito, produzindo curvas de proporções das atividades eletromiográficas do BF e VL em relação às suas contracções voluntárias máximas. Para quantificação temporal da co-contracção, foi desenvolvido um programa específico para identificar a área comum entre as curvas de contracção normalizadas do BF e VL. A área comum entre essas curvas de proporções representa a intensidade de activação muscular simultânea, ou co-contracção, dos dois músculos testados (figura 2).

FIGURA 2: Curva de co-contracção representada pela área comum entre as curvas de contracção normalizadas do Vasto Lateral (representando Quadríceps) e Bíceps Femoral (representando Isquiotibiais)



A nova curva formada permite a sua quantificação em qualquer ponto da atividade ou pode-se obter um valor médio de intensidade de co-contracção desenvolvida durante um determinado período (Co-contracção Média). Os valores de Co-contracção Média foram obtidos fazendo-se a média aritmética dos valores de intensidade da curva comum.

Os valores de RMS também foram utilizados para calcular a co-contracção de acordo com o método desenvolvido por HAMMOND et al (11). Este método avalia a proporção da atividade antagonista em relação à atividade eletromiográfica total. Neste caso, como método de normalização, os valores de RMS calculados a partir da curva de contracção de cada músculo durante a co-contracção foram divididos pelos valores obtidos na contracção voluntária máxima do mesmo músculo e sujeito. O método desenvolvido por HAMMOND et al (11) quantifica a co-contracção dividindo o valor RMS normalizado da atividade eletromiográfica produzida pelo músculo antagonista pela soma dos valores RMS normalizados das atividades eletromiográficas do agonista e antagonista.

Para permitir a comparação do método descrito neste estudo para quantificação temporal da co-contracção com o método desenvolvido por HAMMOND et al (11), foi calculada uma proporção da Co-contracção Média em relação a atividade eletromiográfica total (Proporção de Co-contracção).

Análise Estatística

Correlações do tipo Pearson Product Moment foram utilizadas para testar a associação entre a Proporção de Co-contracção e a proporção obtida através da Fórmula de Hammond. Para avaliar a confiabilidade (teste-reteste) da Co-contracção Média descrita neste estudo e da Fórmula de Hammond foi utilizado o Intraclass Correlation Coefficient (ICC).

Resultados

As análises dos resultados demonstraram não haver correlação estatisticamente significativa entre a Proporção de Co-contracção calculada neste estudo e a proporção fornecida pela Fórmula de Hammond tanto no teste inicial quanto no reteste ($r = 0.435$ - $p = 0.21$ e $r = 0,250$ - $p=0,95$, respectivamente).

Os coeficientes de correlação ICC, utilizados para comparação teste- reteste dos valores obtidos com a Fórmula de Hammond e dos valores de Co-contracção Média obtidos pelo método descrito neste estudo, demonstraram uma correlação de 0.593 e 0.957, respectivamente.

Os valores de Co-contracção Média obtidos por cada sujeito e os valores calculados através da Fórmula de Hammond em situações de teste e reteste se encontram descritos na tabela 1.

Tabela I: Valores de co-contracção obtidos em situações de teste (T) e reteste (RT) através da utilização da Fórmula de Hammond e através da técnica descrita neste estudo

Sujeitos	Fórmula de Hammond (T)	Fórmula de Hammond (RT)	Co-contracção Média (T)	Co-contracção Média (RT)
1	0.476	0.539	0.374	0.367
2	0.380	0.372	0.397	0.398
3	0.391	0.390	0.323	0.320
4	0.372	0.613	0.424	0.394
5	0.566	0.544	0.272	0.212
6	0.449	0.451	0.385	0.383
7	0.521	0.456	0.323	0.320
8	0.421	0.479	0.221	0.199
9	0.530	0.545	0.261	0.256
10	0.312	0.534	0.312	0.312
Médias	0.442	0.492	0.330	0.361

Discussão

A quantificação adequada de sinais eletromiográficos é muito importante para análise e interpretação dos padrões de coativação muscular (15). Os resultados indicaram que o método para quantificação temporal da co-contracção descrito neste estudo se mostrou confiável e adequado para ser utilizado tanto em situações estáticas como dinâmicas. Este método não só permite a análise dos padrões de co-contracção ao longo de uma dada atividade como fornece um valor médio de co-contracção durante a mesma. Em contraste com a maioria das técnicas descritas na literatura (3,7,11,12,17,19,20,21,22,25), o cálculo da área comum entre as curvas de contração normalizadas de dois músculos, independe da classificação arbitrária dos músculos em agonista e antagonista. Essa classificação é adequada para movimentos simples, uniarticulares como, por exemplo, extensão de joelho. Em atividades funcionais, que envolvem movimentos associados de várias articulações, essa definição deixa de ser adequada, e, portanto, não deve ser utilizada.

O cálculo da Co-contracção Média levou em consideração todos os parâmetros necessários para se obter precisão e validade das medidas eletromiográficas. Os dados eletromiográficos deste estudo foram normalizados pela CVM. De acordo com KNUTSON et al (16), a utilização da CVM para normalização eletromiográfica é a melhor maneira de aumentar a confiabilidade e reduzir a variabilidade dos dados. Dessa forma, esse tipo de normalização garante uma maior estabilidade da medida, além de informar o quanto o músculo está ativo em relação a sua contração máxima.

O método para quantificação temporal da co-contracção não apresentou validade concorrente adequada em relação ao método de HAMMOND et al (11), uma vez que os resultados indicaram não haver uma correlação positiva entre a Proporção de Co-contracção desenvolvida neste estudo e a proporção calculada através da Fórmula de Hammond. A Fórmula de Hammond considera os picos de atividade eletromiográfica do antagonista, mesmo quando estes excedem a atividade do agonista. Por outro lado, o método para quantificação temporal da co-contracção descrito neste estudo, ao encontrar a área comum da atividade eletromiográfica de dois músculos durante uma situação de coativação, considera apenas a ativação simultânea dos mesmos, o que caracteriza o fenômeno de co-contracção. Portanto, essas duas técnicas possivelmente medem propriedades diferentes.

Foi demonstrado neste estudo que a confiabilidade da Fórmula de Hammond é menor do que a da Co-contracção Média calculada a partir da curva de co-contracção caracterizada neste estudo. A Fórmula de Hammond sofre influência do tipo de estratégia muscular utilizada para realização de um determinado movimento, como por exemplo, o proposto neste estudo para avaliação da co-contracção. Essa estratégia pode variar entre medidas ou mesmo durante uma única contração, o que diminui a estabilidade da técnica desenvolvida por HAMMOND et al (11). Por outro lado, a técnica descrita neste estudo considera apenas

a ativação simultânea dos dois músculos, descartando os picos de atividade eletromiográfica que caracterizam o uso de uma ou outra estratégia muscular para realização do movimento. Assim, mudanças de estratégias podem levar a solicitação de um músculo específico sem alterar a relação de co-contracção que pode permanecer quase constante. Este fato pode explicar a maior estabilidade da Co-contracção Média caracterizada neste estudo.

A confiabilidade do Índice de Co-contracção desenvolvido por FALCONER e WINTER (8) também é menor do que a da Média de Co-contracção descrita neste estudo. Este fato pode estar relacionado com o método de normalização utilizado por FALCONER e WINTER (8) que pressupõe verdadeira a relação entre eletromiografia e torque, o que não é suportado pela literatura (1,4).

Uma técnica muito semelhante a descrita neste estudo para a quantificação temporal da co-contracção foi utilizada por UNNITHAN et al (32) e FROST et al (9). Nos dois estudos, os autores tiveram dificuldade em obter CVMs dos sujeitos. Isso pode ser atribuído às angulações de joelho e tornozelo selecionadas para os testes de CVM. Essas angulações não posicionaram os músculos testados em insuficiência ativa, o que pode ter levado a obtenção de sinais eletromiográficos submáximos. Em contraste com os estudos de FROST et al (9) e UNNITHAN et al (32), a articulação do joelho neste estudo foi posicionada de forma que os músculos testados (BF e VL) se encontrassem em insuficiência ativa. Dessa forma, todos os participantes do estudo conseguiram atingir atividade elétrica máxima dos músculos testados. Além disso, os autores acima não reportaram as características psicométricas da medida, o que torna difícil uma avaliação da aplicabilidade da técnica para quantificação da co-contracção.

O desenvolvimento de um método adequado para quantificação temporal da co-contracção tem grande relevância, uma vez que existem inúmeros pressupostos sobre o movimento humano baseados na co-contracção. Por exemplo, os protocolos de reabilitação de joelho após lesões ligamentares, muito freqüentes no cenário esportivo (6), preconizam o uso de exercícios que levem a um ganho de co-contracção (14). Isto é baseado no pressuposto de que esta co-contracção conduz a um aumento de estabilidade articular dinâmica (13,14). Outro pressuposto é a associação entre a co-contracção e aquisição de habilidades motoras (33), como o aprendizado de um novo esporte ou de uma nova técnica esportiva, por exemplo. A quantificação da co-contracção permitirá a avaliação objetiva destes e de outros pressupostos que se baseiam na coativação muscular, o que levará a uma melhor compreensão do movimento humano.

Conclusão

O método descrito neste estudo para quantificação temporal da co-contracção não apresentou boa validade concorrente em relação ao método de HAMMOND et al (11), sendo que possivelmente estes dois métodos medem propriedades diferentes. No entanto, apresentou uma alta confiabilidade, mostrando ser adequado para quantificação

da co-contracção e superior aos outros métodos descritos na literatura. Este método poderá ser utilizado em diversos estudos que tenham como objetivo testar a associação entre co-contracção e qualidade da coordenação motora, estágio do aprendizado motor e grau de estabilidade articular dinâmica. Ao contrário de outros métodos apresentados na literatura, o método para quantificação temporal da co-contracção poderá ser utilizado em atividades dinâmicas, nas quais ocorre uma variação temporal deste fenómeno, permitindo a avaliação da importância da co-contracção muscular para o movimento humano.

Referências Bibliográficas

1. BASMAJIAN, J.V., DeLUCA C.J.. Muscles alive: their function revealed by Electromyography, 5th ed., Baltimore - Williams & Wilkins, 1985.
2. BOWSER K., DAMIANO, D., VAUGHAN, C.. Joint torques and co-contraction during gait for normal and cerebral palsy children. Proceedings of the second North American Congress on biomechanics, Chicago, 1992; p.319-20.
3. BROUWER, B., ASHBY, P.. Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy. Brain. 1991; 114: 1395-1407.
4. CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.. Instrumentation. In: CRAM, J.R., KASMAN, G.S.. Introduction to surface electromyography, 1st ed., Maryland, Aspen Publishers, 1998, p.43-80.
5. DAMIANO, D.L. et al. Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil. 2000; 81: 895-900.
6. DeHAVEN, K.E., LINTNER, D.M.. Athletic injuries: comparison by age, sport and gender. Am J Sports Med. 1986; 14: 218-224.
7. DRAGANICH, L.F.; JAEGER, R.J.; KRALJ, A.R.. Coactivation of the hamstring and quadriceps during extension of the knee. J Bone Joint Surg North Am. 1989; 71A(7): 1075-1081.
8. FALCONER, K.; WINTER, D.A.. Quantitative assesment of co-contraction at the ankle joint during walking. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1985; 25: 135-149.
9. FROST, G. et al.. Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion. J Electromiogr Kinesiol. 1997; 7 (3): 179-186.
10. HILLSTROM, H.J.; TRILOLO, R.J.. Emg Theory. In: CRAIK, R.L., OATIS, C.A.. Gait analysis: Theory and application, 1st ed., St. Louis, Mosby Company, 1995, p.271-292.
11. HAMMOND M.C. et al.. Co-contraction in the hemiparetic Forearm: quantitative EMG evaluation. Arch Phys Med Rehabil. 1988; 69: 348-351.
12. ISEAR, J.; ERIKSON, J.; WORRELL, T.. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. Med Sci Sports Exerc. 1997; 29: 532-539.
13. JOHANSSON, H.; SOJKA, P.. A sensory role for the cruciate ligaments. Clin Orthop Rel Res. 1990; 268: 161-178.
14. JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. Critical Reviews in Biomedical Engineering. 1991; 18(5): 341-368.
15. KELLIS, E.. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. Sports Med. 1998; 25(1): 37-62.
16. KNUTSON, L.M. et al. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. J Electromyogr Kinesiol. 1993; 4(1): 47-59.
17. LASS, P. et al.. Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Acta Orthop Scand. 1991; 62(1): 9-14.
18. LIEB, F.J.; PERRY, J.. Quadriceps Function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. J Bone Joint Surg North Am. 1968; 50A(8): 23-34.
19. LIEB, F.J.; PERRY, J.. Quadriceps Function. An electromyographic study under isometric conditions. J Bone Joint Surg North Am. 1971; 53A(4): 749-757.
20. LUTZ, G.E.; PALMITIER, K.A.; CHAO, E.Y.S.. Comparisons of tibiofemoral joint forces during open kinetic chain and closed kinetic chain. J Bone Joint Surg (Am). 1993; 75: 732-739
21. McNAIR, P.J.; MARCHALL, R.N.. Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. Arch Phys Med Rehabil. 1994; 75: 15-25.
22. MILNER-BROWN, H.S.; PENN, R.D.. Pathophysiological mechanism in cerebral palsy. J of Neurol Neurosurg Psychiatry. 1979; 42: 606-618.
23. NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K.. Muscle structure and function. In: NORKIN, C.C., LEVANGIE, P.K.. Joint structure and function: a comprehensive analysis, 1st ed., Philadelphia, Davis Company, 1992, 92-104.
24. O'CONNOR, J.J. Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? J Bone Joint Surg (BR). 1989; 75B(1): 41-48.
25. OSTERNIG, L.R.; CASTER, B.L.; JAMES, C.R.. Contralateral hamstring (biceps femoris) coactivation

patterns and anterior cruciate ligament dysfunction, Med Sci Sports Exerc. 1995; 27(6): 801-808.

26.SNYDER-MACKLER, L. et al.. Electrical Stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg North Am. 1991; 73A(7): 1025-1036.

27.SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M.. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. Phys Ther. 2000; 80(5): 485-498.

28.TULLER, B.; TURVEY, M.T.; FITCH, H.L.. The Bernstein Perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In: KELSO, J.A.S.. Human Motor Control, 1st ed., New Jersey, Lawrence Erlbaum Association, 1982, 239-251.

29.TURKER, K.S.. Electromyography: Some methodological problems and issues. Phys Ther. 1993; 73(10): 698-710.

30.TURVEY, M.T.; FITCH, H.L.; TULLER, B.. The Bernstein perspective: I. The problems of degrees of freedom and context conditioned variability. In: KELSO, J.A.S. Human Motor Control, 1st ed., New Jersey, Lawrence Erlbaum Association, 1982, 253-270.

31.TURVEY, M.T.. Coordination. Reprinted from American Psychologist. 1990; 45(8): 938-953.

32.UNNITHAN, V.B. et al.. Cocontraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1996; 36: 487-494.

33. VEREIJKEN, B. et al. Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. J Motor Behav. 1992; 24(1): 133-142.