

Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos

Fabiano Peruzzo Schwartz*, Francisco Assis de Oliveira Nascimento, Martim Bottaro, Rodrigo Souza Celes

Resumo Este trabalho tem por objetivo a definição, a apresentação e a validação de uma arquitetura de instrumentação integrada e dos três módulos (Segmentador, Pré-processador e Analisador) de um programa computacional desenvolvido para facilitar o uso combinado da eletromiografia e da dinamometria isocinética, integrando os resultados de protocolos experimentais tradicionalmente aplicados às duas técnicas. A arquitetura de instrumentação foi definida com foco em três aspectos principais: a operação dos equipamentos por um único pesquisador, a adequação da resolução dos sinais biomecânicos digitais e a sincronização dos sinais adquiridos em instrumentos distintos. Um teste isocinético da articulação do joelho a 60°/s, composto por três séries com dez repetições concêntricas de intensidade máxima, foi elaborado para a validação do modelo e do ferramental desenvolvido. Os resultados revelaram a sua utilidade no estudo de sinais eletromiográficos e biomecânicos em toda a extensão ou, individualmente, em cada etapa do exercício isocinético, bem como o seu potencial na criação de bancos de sinais com estruturas padronizadas. Uma simulação na faixa entre 100° e 40° da extensão do joelho mostrou tendência coerente dos descritores eletromiográficos com o protocolo de intensidade máxima proposto: amplitude crescente, deslocamento do espectro para as baixas frequências e velocidade de condução decrescente. Estimativas do módulo Analisador para a velocidade de condução foram validadas comparando-se os seus resultados com os gerados pelo *software* de controle do eletromiógrafo, não apresentando diferenças significativas ($p < 0,05$). Os objetivos propostos foram alcançados visto que a arquitetura e o ferramental foram definidos, apresentados e validados.

Palavras-chave Banco de sinais, Biomecânica, Dinamômetro isocinético, Eletromiografia, Teste isocinético.

Architecture for integrated processing of biomechanical and electromyographic signals

Abstract *The main goal of this work is to define, present and validate an architecture of integrated instrumentation, and the three modules (Segmenter, Preprocessor, and Analyzer) of a computational tool developed to aid the simultaneous use of isokinetic dynamometry and surface electromyography. The main challenge was to bring together the results of experimental protocols traditionally applied to both techniques. The architecture was defined to focus on three main aspects: single user operation, the adjustment of biomechanical signals resolution and the synchronization of digital signals acquired in distinct instruments. An isokinetic test of knee joint at 60°/s, consisting of three sets of ten maximal concentric repetitions, was designed to validate the proposed model and the developed tools. The results showed the usefulness of proposed tools regarding the study of biomechanical and electromyographic signals over the entire length or, individually, at each stage of isokinetic exercise as well as their potential in creating banks of signals with standardized structures. A simulation in the range of 100° to 40° of knee extension showed a consistent trend of electromyographic descriptors to the proposed protocol of maximum contraction: increasing magnitude, shifting the spectrum for low frequencies and decreasing conduction velocity. Estimates of the Analyzer module for conduction velocity were validated by comparing its results with those generated by the control software of the electromyograph, showing no significant differences ($p < 0.05$). The objectives were achieved since the integrated architecture and the computational tool were defined, presented and validated.*

Keywords *Bank of signals, Biomechanics, Isokinetic dynamometer, Electromyography, Isokinetic test.*

Extended Abstract

Introduction

Muscular strength is a valuable attribute to perform many sports and simple day-to-day activities. Thus, the assessment of muscular strength is essential for understanding the performance capability of an individual (Bottaro et al., 2005). Commercially available isokinetic machines have created lots of clinical application for injury rehabilitation, measurements of muscular torque, work, power, or endurance. However, many internal and external factors in the isokinetic testing procedures must be considered in order to adequately interpret data. Another important tool to investigate muscular activity is the surface electromyography (SEMG). It provides easy access to physiological processes that cause the muscle to generate force and produce movement (De Luca, 1997). However, it also requires special attention during data acquisition in order to avoid noise sources and movement artifacts. The application of both techniques together is not a simple task due to the complex instrumentation required. The goal of this work is to define, present and validate an architecture of integrated instrumentation, and a set of computational tools developed to assist the integrated use of isokinetic dynamometry and SEMG (Figure 1). The source code is available for free download and use by scientific community, with the expectation of encouraging new works in this area.

Methods

There are many possibilities for experimental protocols when isokinetic tests and surface electromyography are used together. Figure 2 shows a layout of the equipments required to these kinds of experiments and how they must be connected. A first problem to solve is about the resolution of the biomechanical signals. In general, isokinetic dynamometers sample signals at a sample rate of 100 samples/s. However, the resolution must be about 1,000 samples/s to enable the simultaneous study of biomechanical and SEMG signals. Then, the analog outputs (torque, angular velocity, and angular position) of the dynamometer were sent to an analog to digital (A/D) converter able to sample signals at the desired frequency.

The synchronization between biomechanical and SEMG signals is done by adapting a sensor on the body of the dynamometer which detects the shift of movement lever and sends a train of electric pulses simultaneously to the electromyograph and the A/D converter. Then, the signals synchronization occurs after finding the maximum of the cross-correlation function between the trains of pulses.

Sequency of equipment activation: 1) electromyograph, 2) A/D converter, and 3) isokinetic dynamometer. This strategy enables a single researcher to operate all equipment without extra help. Regarding the computational tool, it was developed in three separated modules: Segmenter, Preprocessor, and Analyzer.

The Segmenter module was designed to cut segments of the isokinetic sets from a long signal. This procedure is visually done by choosing the start and end points of a segment. Figure 3 shows three segments delineated over the SEMG and angular position signals.

The Preprocessor is responsible by filtering biomechanical signals (with wavelet Daubechie 3), synchronizing them with the SEMG signals and adjusting their units and magnitudes. It takes in account the settings saved in a configuration file (Figure 5).

The Analyzer is used to investigate the descriptors behavior of the SEMG signal (conduction velocity, mean frequency, median frequency, root mean square, and average rectified value) and the biomechanical signals (peak torque, total work, and power).

An experimental protocol, consisting of 3 isokinetic sets of 10 repetitions at 60°/s, was performed by a healthy subject in order to validate the functionalities of the tool.

Results and Discussion

The first set of the long signal in Figure 3 is showed in Figure 9 for SEMG and biomechanical signals in three steps: a) the segment cut by Segmenter; b) the biomechanical signals with adjusted units and scale, and c) the useful range defined and saved as the bank of signals of the first set. The two last steps were performed by the Preprocessor module.

A simulation with the Analyzer module, considering the range between the angular position of 100° and 40° (illustrated in Figure 7) of the extension movement, is shown in Figure 10 for the SEMG descriptors. The linear regression illustrates the trend of each descriptor. They exhibit a behavior consistent with that reported in the literature (Farina and Merletti, 2004). The results can be analyzed in each isokinetic repetition phase or in the repetition as a whole (Schwartz et al., 2010), as shown in Figure 11. The assessments of conduction velocity found by the Analyzer module were statistically compared with the results calculated by the control software of the electromyograph. There were no significant differences ($p < 0.05$) between them.

The features of the developed computational system were proved to be valuable tools for studing SMEG in isokinetic tests. They are also useful for storing the results in a documented and standardized way, enabling other groups of researchers to repeat the experiments, to compare the results and to infer new findings. Moreover, we expected that the free source code could be a motivator factor to the development of new scientific works in this area, as well as to the improvement of the computational tool presented in this article.

Conclusion

The general objective was achieved: a computational tool and the respective architecture of integrated instrumentation to support the use of electromyography in isokinetic tests were defined, presented and validated.

Introdução

A força muscular é um atributo fundamental para a avaliação do desempenho nos esportes e nas atividades do dia a dia. Medir adequadamente a força muscular – nas diversas formas do movimento humano – e conhecer bem o seu comportamento são requisitos indispensáveis à compreensão sobre a capacidade e o condicionamento físico de um indivíduo (Bottaro *et al.*, 2005). Há mais de 40 anos, exercícios isocinéticos têm sido incorporados à metodologia dos testes de força e dos treinamentos para a melhoria do desempenho humano. Desde a década de 1980, dinamômetros isocinéticos eletromecânicos apareceram como poderosas ferramentas para o estudo da função muscular dinâmica no ambiente de pesquisa. A evolução dessas máquinas tornou-as comercialmente disponíveis, o que tem possibilitado o desenvolvimento de várias aplicações relacionadas ao treinamento orientado de atletas e à reabilitação de pacientes acometidos de trauma físico. As análises são, em geral, focadas na realização de testes monoarticulares para as diversas articulações do corpo humano com o objetivo de aferir a força e a resistência musculares. As grandezas medidas incluem torque, trabalho, posição angular e potência. Contudo, há muitos fatores internos e externos que podem gerar efeitos indesejáveis nos dados resultantes de testes isocinéticos. Brown (2000) detalhou a influência das fases de aceleração e desaceleração na interpretação de resultados e alertou para a aplicação de técnicas como *windowing* (Wilk *et al.*, 1992) que garantem maior confiabilidade aos testes isocinéticos em função do controle sobre os artefatos de movimento. Schwartz *et al.* (2010) propuseram um algoritmo para medir a influência do artefato de oscilação da velocidade na interpretação dos dados isocinéticos. Uma revisão completa da metodologia e das aplicações do exercício isocinético pode ser encontrada no trabalho de Brown (2000).

Outro indicador importante para a investigação da atividade muscular é a eletromiografia (EMG). Segundo Basmajian e De Luca (1985), a eletromiografia é o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam. Ela provê fácil acesso aos processos fisiológicos responsáveis pela geração da força muscular e pela produção do movimento (De Luca, 1997). Os métodos não invasivos, denominados eletromiografia de superfície (EMG-S), têm sido bastante explorados em razão da sua facilidade de utilização (Merletti e Parker, 2004). Na área biomecânica, três aplicações dominam o uso de sinais EMG-S: 1) indicador do início da atividade muscular; 2) fator relacionado à produção da força muscular; 3) indicador do processo de fadiga muscular. Contudo, a EMG-S apresenta algumas

limitações que devem ser compreendidas, consideradas e adequadamente tratadas durante a análise de dados e a produção dos resultados científicos (De Luca, 1997). Tratamento apropriado deve ser dado ao caso das contrações dinâmicas onde a EMG-S se comporta como um processo estocástico não-estacionário (Basmajian e De Luca, 1985). Uma revisão completa da metodologia e das aplicações da eletromiografia pode ser encontrada no trabalho de Merletti e Parker (2004).

O uso combinado da eletromiografia e da dinamometria isocinética amplia as possibilidades de investigação dos fenômenos biomecânicos e das propriedades dos músculos. Trabalhos associando as duas técnicas se dedicaram a comparar as diferenças entre as contrações excêntricas e concêntricas (Grabiner e Owings, 2003; Molinari *et al.*, 2006), à observação das manifestações elétricas da fadiga muscular (Babault *et al.*, 2006; Molinari *et al.*, 2006), à exploração do fenômeno da co-contracção muscular (Fonseca *et al.*, 2001), ao estudo da relação entre trabalho e energia mioelétrica como indicador de eficiência muscular (Schwartz *et al.*, 2009) e a um sem número de outras aplicações (Beck *et al.*, 2007; Ebben *et al.*, 2010; Guilhem *et al.*, 2010; Howatson *et al.*, 2009; Oliveira *et al.*, 2009; Remaud *et al.*, 2010; Sekir *et al.*, 2010). Contudo, algumas características parecem ser comuns à maioria desses estudos: 1) aquisição de EMG-S com eletrodos bipolares; 2) estimativa dos descritores de EMG-S e biomecânicos sobre toda a extensão do exercício isocinético (*range of motion* – ROM); 3) omissão dos detalhes de processamento digital de sinais e do método de sincronização de sinais; 4) ausência de estudos explorando a velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular (*conduction velocity* – CV); e 5) indisponibilidade de bancos de sinais para a comparação de resultados e a realização de novas investigações. Um obstáculo comum a estudos dessa natureza é a complexidade inerente à integração dos múltiplos instrumentos requeridos à realização dos experimentos. Ao se combinar a eletromiografia e a dinamometria, há que se estabelecer uma interface bem definida entre ambas, assim como devem ser tomados os cuidados indispensáveis ao uso de cada uma. Além disso, o registro de sinais e de dados a partir de diferentes equipamentos (eletromiógrafos e dinamômetros) requer conhecimentos específicos dos especialistas da aplicação e também dos segmentos de instrumentação e de processamento digital de sinais. A dificuldade de se agregar tais conhecimentos pode desencorajar o desenvolvimento de pesquisas aplicadas. Por fim, o acesso a esse tipo de instrumentação é ainda bastante restrito devido aos custos elevados.

O presente trabalho propõe uma arquitetura de instrumentação baseada em computador na qual é possível integrar a eletromiografia e a dinamometria isocinética, com ênfase nos seguintes princípios:

- Arquitetura flexível – permite combinar um protocolo isocinético com um protocolo eletromiográfico, integrando a instrumentação independentemente de marca/modelo dos equipamentos;
- Metodologia de sincronização – permite o acionamento assíncrono dos instrumentos de digitalização e a posterior sincronização por meio de sinal de pulsos gerado em um sensor de posição;
- Parametrização – programação de protocolos e de parâmetros associados ao experimento, possibilitando a EMG-S com arranjo de eletrodos e a análise individual/conjunta das fases do exercício isocinético;
- Padronização – padronização das técnicas de processamento digital de sinais, incluindo a estimativa da CV, e proposta de estrutura padronizada para a construção de banco de dados de sinais eletromiográficos e biomecânicos;
- Automação – desenvolvimento de ferramentas computacionais, em MATLAB® 6.5, para a integração e análise de sinais de eletromiografia, torque, velocidade e posição angular;
- Resultados experimentais – geração de resultados com base em um protocolo isocinético característico para teste de resistência muscular.

O principal desafio é unir os resultados de protocolos experimentais tradicionalmente aplicados às duas técnicas, de forma a permitir a análise conjunta de sinais eletromiográficos e biomecânicos (Schwartz *et al.*, 2008). Assim, por meio de rotinas de cálculo programadas no sistema, os comportamentos de indicadores eletromiográficos (Farina e Merletti, 2000) comumente utilizados – como a velocidade de condução, a frequência de potência média (*mean frequency* – MNF), a frequência mediana (*median frequency* – MDF), a raiz média quadrática (*root mean square* – RMS) e o valor retificado médio (*average rectified value* – ARV) – podem ser observados na medida em que variam o torque, a posição e a velocidade angular. Várias opções de configuração foram adicionadas de forma a possibilitar a investigação de regiões específicas do movimento. Os segmentos de sinais analisados e os resultados do processamento em cada análise podem ser armazenados em arquivos de dados independentes para posterior recuperação.

A Figura 1 apresenta um diagrama básico dessa integração dos protocolos.

Bancos de sinais digitais referentes a experimentos realizados em geral não ficam livremente disponíveis para a comunidade científica. Isso dificulta a análise e a comparação de resultados por diferentes grupos de pesquisadores. Iniciativas como o serviço PhysioNet (<http://www.physionet.org/>) – que disponibiliza bancos de sinais fisiológicos, os programas para o seu tratamento e a documentação respectiva – ainda são raras. Nesse sentido, o modelo aqui proposto contribui para o fomento da construção e padronização de bancos de sinais isocinético-eletromiográficos, bem como abre novas perspectivas para suporte ao desenvolvimento de pesquisas aplicadas.

Métodos

São muitas as possibilidades de protocolos experimentais quando se combina EMG-S e testes isocinéticos. A arquitetura de montagem da instrumentação deve ser flexível para comportar as diversidades de cada técnica. O esquema ilustrado na Figura 2 é um exemplo de configuração que atende

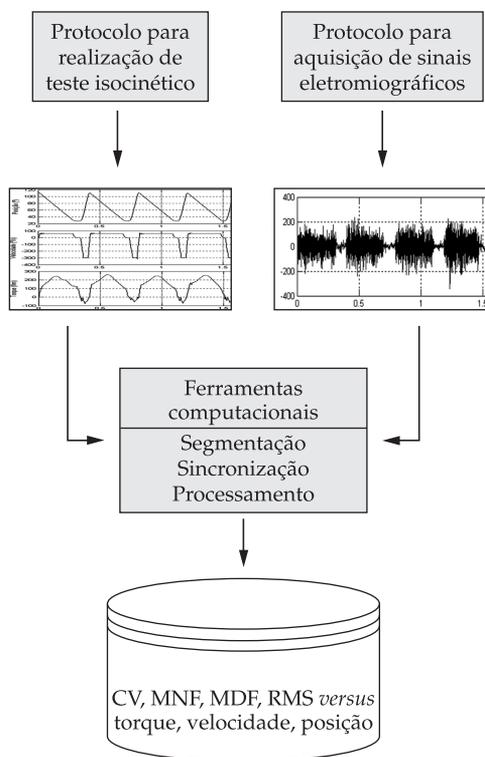


Figura 1. Diagrama de blocos simplificado: protocolos isocinético e de eletromiografia de superfície integrados em um único experimento.
Figure 1. Simplified Block Diagram: isokinetic experimental protocol integrated with surface electromyography protocol.

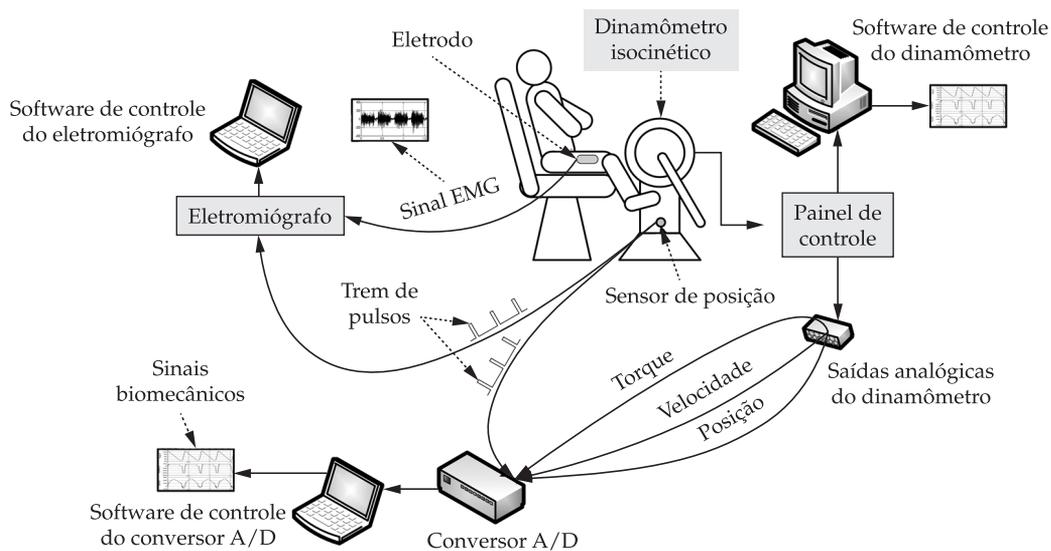


Figura 2. Arquitetura da instrumentação integrada.
Figure 2. Architecture of integrated instrumentation.

ao requisito da flexibilidade e que foi avaliada tendo como referência as ferramentas computacionais desenvolvidas neste trabalho.

Um problema inicial a ser considerado é o da resolução temporal dos sinais digitais isocinéticos e de EMG-S. Os sistemas de digitalização de sinais embutidos nos dinamômetros isocinéticos utilizam em geral taxas de amostragem em torno de 100 amostras/s, visto que, de acordo com o critério de Nyquist (Smith, 1997), são suficientes para a minimização do efeito de superposição de espectros (*anti-aliasing*) e para a recuperação do sinal analógico original referente ao torque, velocidade e posição angular. Contudo, quando se deseja estudar o comportamento desses sinais associando-os aos eletromiográficos, taxas em torno de 1.000 amostras/s são necessárias (Merletti e Parker, 2004). Uma alternativa para a digitalização a taxas maiores é a conexão das saídas analógicas (torque, posição e velocidade angular) do dinamômetro isocinético a um conversor A/D (Analogico/Digital) que seja compatível com a amplitude desses sinais e capaz de amostrá-los na frequência desejada. Isso possibilita a aquisição dos sinais de EMG-S e biomecânicos com a mesma taxa de amostragem. Se tal situação não for possível em face da limitação tecnológica da instrumentação, os sinais biomecânicos deverão ser interpolados para a mesma taxa de amostragem dos sinais de EMG-S, condição necessária à sua análise conjunta. Com relação à quantização dos sinais na interface A/D, é necessário que o comprimento da palavra digital seja o mesmo

utilizado no eletromiógrafo e é recomendável que seja de pelo menos doze bits lineares (Berger *et al.*, 2006).

Outra questão a ser tratada é a sincronização dos sinais adquiridos, uma vez que há dois pontos independentes, na instrumentação, onde a digitalização ocorre com alta taxa de amostragem: 1) no eletromiógrafo, e 2) no sistema de conversão A/D conectado às saídas analógicas do dinamômetro. Uma solução viável é a adaptação de um sensor de posição no corpo do dinamômetro para que seja produzido um pulso elétrico a cada passagem da alavanca de movimento. Como resultado, um trem de pulsos elétricos é gerado e enviado simultaneamente ao eletromiógrafo e ao conversor A/D a fim de servir como sinal de referência para a sincronização (por meio de *software* específico) dos sinais biomecânicos e de EMG-S.

Uma vez efetuada a montagem da instrumentação, o foco se volta à sequência de passos para a execução do experimento. No diagrama mostrado na Figura 2, o primeiro passo consiste na especificação do protocolo isocinético. A instrumentação permite, de acordo com o fenômeno a ser investigado, que o pesquisador configure, utilizando o *software* de controle do dinamômetro, a natureza do experimento, o número de séries e repetições, e o intervalo de descanso entre cada série. A partir disso, uma estimativa da duração total do teste isocinético é calculada, acrescida de uma margem de aproximadamente 10% de folga e usada para configurar o tempo de aquisição dos sinais de EMG-S (no *software* de controle do eletromiógrafo)

e dos sinais biomecânicos (no *software* de controle da interface de conversão A/D). A adição da margem de folga é necessária para permitir o acionamento assíncrono dos equipamentos, além de tornar possível a operação de todo o instrumental por um único indivíduo. Após o posicionamento do sujeito na cadeira e a fixação do eletrodo no músculo a ser avaliado, ainda no estado de repouso, o acionamento dos equipamentos e respectivos *softwares* deve acontecer na seguinte ordem: 1) eletromiógrafo; 2) interface de conversão A/D; 3) dinamômetro isocinético. O experimento é então guiado pelo *software* de controle do dinamômetro isocinético e se encerra quando os tempos programados tiverem encerrado em todos os instrumentos. Depois, os sinais são recortados por série, sincronizados e processados para análise, utilizando-se o conjunto de ferramentas computacionais desenvolvido. Esse sistema foi concebido para trabalhar com arranjos lineares de eletrodos – com até 16 canais – os quais são usados ao longo da direção da fibra muscular para estimar a velocidade de propagação dos potenciais de ação e/ou para identificar zonas de inervação (Merletti e Parker, 2004). Os módulos do sistema são descritos a seguir.

Segmentador

Conforme comentado anteriormente, cada grandeza mensurada durante o experimento (EMG-S, torque, velocidade e posição angular) fica registrada em um longo sinal digital que inclui todas as séries e os

intervalos de descanso entre elas. Isso é desejável para facilitar o manuseio da instrumentação, contudo, as análises de dados devem ser feitas série a série (uma série é um conjunto de repetições associadas a um protocolo isocinético específico). O módulo Segmentador foi concebido para efetuar o recorte das séries, a partir do sinal longo, e armazená-las em arquivos separados (Tabela 1), permitindo processamentos independentes. O procedimento é feito de forma visual, por meio da marcação do início e do fim dos trechos a serem segmentados. A Figura 3 apresenta um exemplo de aplicação do sistema, ilustrando um canal do sinal de EMG-S, o sinal da posição angular proveniente da saída analógica e três trechos demarcados contendo, cada um, uma série com dez repetições. Neste módulo não é necessário definir os segmentos com precisão, mas apenas demarcar os trechos contendo toda a informação de uma série. Aqui os sinais de EMG-S e biomecânicos ainda não estão sincronizados (ver linhas pontilhadas), e o sinal de EMG-S se apresenta ligeiramente adiantado em razão da sequência de acionamento dos instrumentos. No caso de protocolos experimentais com uma única série, o uso do Segmentador é desnecessário.

Pré-processador

O módulo Pré-processador é utilizado para a sincronização, ajuste das escalas e determinação da faixa útil dos sinais para análise. Inicialmente, os sinais biomecânicos adquiridos a partir das saídas

Tabela 1. Arquivos gerados em cada etapa de um experimento isocinético-eletromiográfico com três séries de extensão-flexão (60-300°/s) executadas pelo sujeito S01, com intervalo de um minuto entre as séries.

Table 1. Files generated in each step of an isokinetic-electromyographic experiment with three sets of extension-flexion (60-300°/s) performed by the subject S01 with a rest interval of one minute.

Aquisição de sinais (origem)	Segmentador		Pré-processador	
	Entrada	Saída	Entrada	Saída (banco de sinais da série)
EMG-S.bin (eletromiógrafo)	EMG-S.bin	EMG-S_S1.bin EMG-S_S2.bin EMG-S_S3.bin	(Série 1) EMG-S_S1.bin BIOMECH_AD_S1.txt BIOMECH_DIN_S1.txt	S01_1min_60x300_S1_INFO.mat S01_1min_60x300_S1_EMG-S.mat S01_1min_60x300_S1_DIN.mat S01_1min_60x300_S1_DINi.mat S01_1min_60x300_S1_AD.mat
BIOMECH_AD.txt (conversor A/D)	BIOMECH_AD.txt	BIOMECH_AD_S1.txt BIOMECH_AD_S2.txt BIOMECH_AD_S3.txt	(Série 2) EMG-S_S2.bin BIOMECH_AD_S2.txt BIOMECH_DIN_S2.txt	S01_1min_60x300_S2_INFO.mat S01_1min_60x300_S2_EMG-S.mat S01_1min_60x300_S2_DIN.mat S01_1min_60x300_S2_DINi.mat S01_1min_60x300_S2_AD.mat
BIOMECH_DIN_S1.txt BIOMECH_DIN_S2.txt BIOMECH_DIN_S3.txt (dinamômetro isocinético)			(Série 3) EMG-S_S3.bin BIOMECH_AD_S3.txt BIOMECH_DIN_S3.txt	S01_1min_60x300_S3_INFO.mat S01_1min_60x300_S3_EMG-S.mat S01_1min_60x300_S3_DIN.mat S01_1min_60x300_S3_DINi.mat S01_1min_60x300_S3_AD.mat

Significado das siglas que denominam os arquivos: EMG-S = sinais de eletromiografia de superfície; BIOMECH = sinais biomecânicos; AD = sinais provenientes do conversor analógico digital; DIN = sinais provenientes do dinamômetro isocinético; DINi = sinais DIN com resolução aumentada por interpolação; S# = série número #; INFO = arquivo com as informações do experimento realizado.

The meaning of acronyms used in the file names: EMG-S = surface electromyograph signals; BIOMECH = biomechanical signals; AD = signals from digital-to-analog converter; DIN signals from isokinetic dynamometer; DINi = DIN signals with higher resolution by interpolation; S# = set number #; INFO = file containing the information from the experiment.

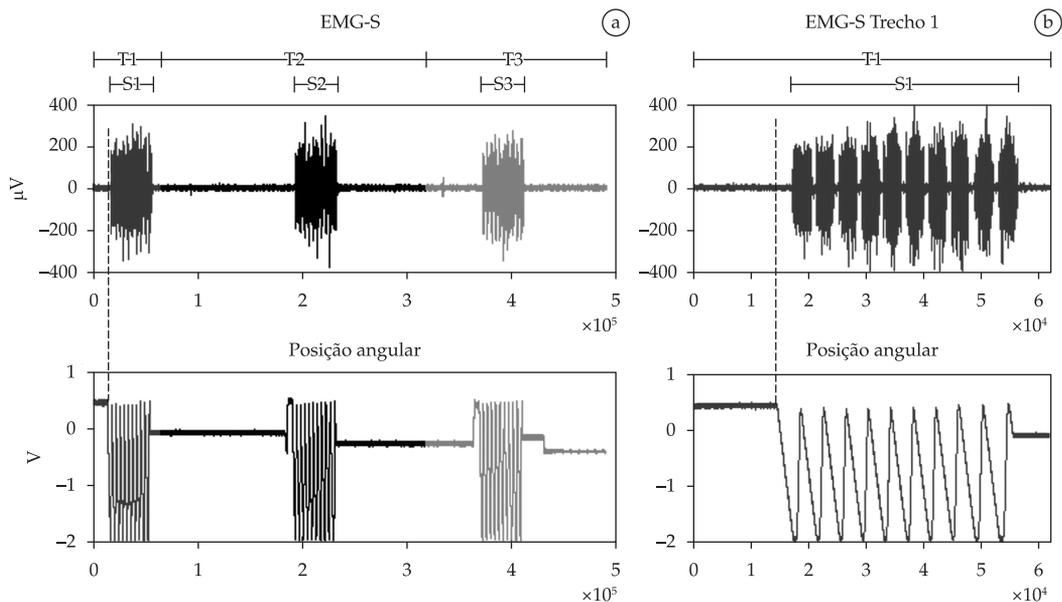


Figura 3. a) Sinais longos de EMG-S e de posição angular, demarcados nos trechos T1, T2 e T3 que contém, respectivamente, as séries S1, S2 e S3; b) Ampliação do trecho T1, ilustrando as dez repetições da série S1 e o atraso do sinal de posição angular.

Figure 3. a) The long signals of EMG-S and the angular position, marked by the segments T1, T2, and T3 which include, respectively, the sets S1, S2, and S3; b) Magnification of the T1 segment, showing ten repetitions of set S1, and illustrating the delay of the angular position signal.

análogas do dinamômetro são filtrados por banco de filtros *wavelet* Daubechie 3, com 5 níveis de resolução e sem uso do critério de parada (*threshold*) (Pifer *et al.*, 2008), para a minimização do ruído branco e obtenção do sinal de tendência. Na análise de *wavelets*, um sinal pode ser visto sob a óptica da sua aproximação (componentes de baixa frequência) e do seu detalhe (componentes de alta frequência). Para sinais como o torque, a posição e a velocidade angular, o conteúdo de baixa frequência (tendência) é a parte mais importante, é a que provê identidade ao sinal. A filtragem aqui sugerida consiste na remoção dos detalhes de alta frequência, conforme ilustra a Figura 4.

A sincronização se dá então no ponto da máxima correlação cruzada entre os trens de pulsos enviados ao eletromiógrafo e ao conversor A/D (Figura 2). Um modelo analítico simples de dois sinais (x_1 e x_2) que possuem a mesma forma e estão atrasados no domínio do tempo discreto, um em relação ao outro, pode ser descrito como segue:

$$\begin{aligned} x_1 &= s(n) + w_1(n) \\ x_2 &= s(n - \theta) + w_2(n) \end{aligned} \quad (1)$$

onde θ é o atraso entre os dois sinais e $w_k(n)$ ($k = 1, 2$) é assumido como o ruído branco, gaussiano, independente, com média zero e igual variância σ^2 . A função de correlação cruzada normalizada de dois

sinais como os da Equação 1 é dada por (Naeije e Zorn, 1983):

$$\rho_{1,2}(\tau) = \frac{\sum_{n=1}^N x_2(n + \tau)x_1(n)}{\sqrt{\sum_{n=1}^N x_1^2(n)\sum_{n=1}^N x_2^2(n)}} = \quad (2)$$

$$\frac{R_{1,2}(\tau)}{\sigma_1\sigma_2} = \frac{1}{2\sigma_1\sigma_2} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - e_r(\tau)]$$

onde e_r é a função erro quadrático:

$$e_r(\tau) = \sum_{n=1}^N [x_2(n + \tau) - x_1(n)]^2 \quad (3)$$

O máximo da função de correlação cruzada coincide com o mínimo da função e_r (Lo Conte e Merletti, 1995; Merletti e Lo Conte, 1995) e ocorre quando o sinal x_2 do modelo da Equação 1 é adiantado de θ . Então, o deslocamento do tempo onde a função da correlação cruzada é máxima pode ser usado como um estimador de θ (Parker e Scott, 1973). Assim, o algoritmo de sincronização consiste em encontrar o atraso θ entre os dois trens de pulsos.

A adequação da escala dos sinais biomecânicos é feita de acordo com as especificações técnicas das representações análogas do torque, posição e velocidade angular. Isso depende da marca e do modelo do dinamômetro usado. Por exemplo, na Figura 3, a posição angular (expressa em volts) foi adquirida a partir das saídas analógicas do Biodex System 3 Pro, cujo manual do fabricante (Biodex,

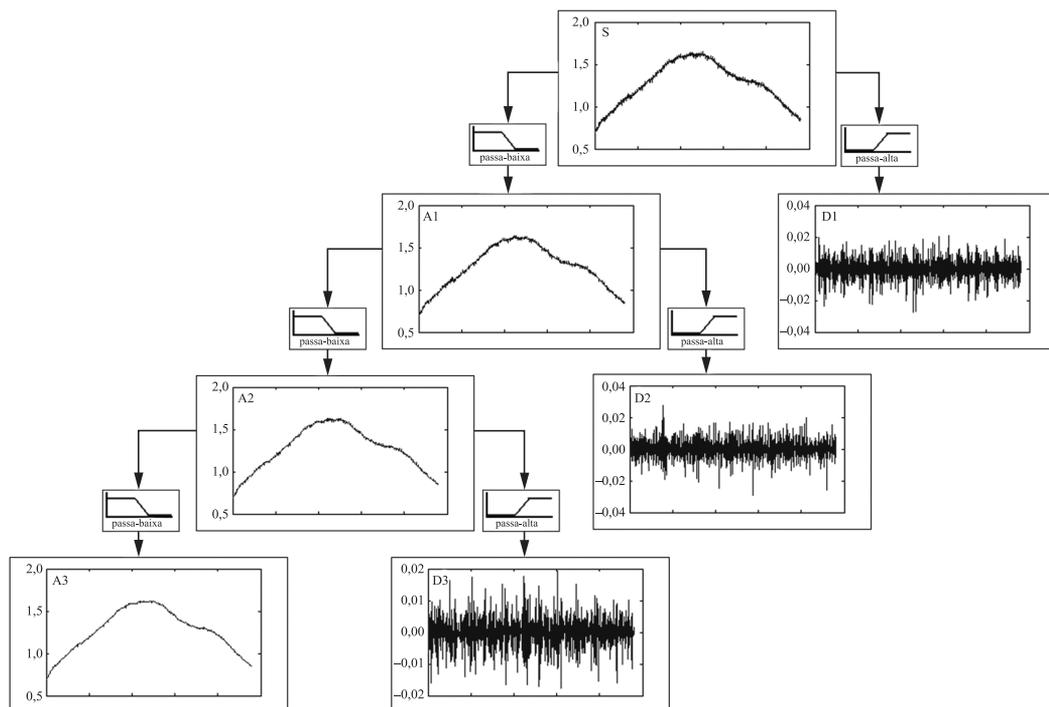


Figura 4. Banco de filtros *wavelet* em três níveis: S é um trecho do sinal de torque, An é a aproximação n e Dn é o detalhe n (n = 1, 2, 3). As aproximações tornam-se mais suaves na medida em que o nível aumenta.

Figure 4. Bank of *wavelet* filters with three levels: S is a torque signal segment, An is the approximation n and Dn is the detail n (n = 1, 2, 3). The higher is the level, the smoother is the approximation.

1998) relata um fator de escala de 13,64 mV/grau. A fim de permitir o uso do módulo Pré-processador com os diversos modelos de dinamômetros comercialmente disponíveis, ele foi desenvolvido para se adaptar às características de cada equipamento a partir do formato de configuração ilustrado na Figura 5 (que corresponde a um arquivo de leitura no padrão “mat” do MATLAB®). Sua estrutura contém as informações referentes ao equipamento, ao tipo do teste isocinético executado, aos fatores de escala de cada grandeza medida e aos pontos da escala onde a tensão de saída analógica é zero Volt. Ao utilizar o módulo Pré-processador, um arquivo nesse formato deve ser selecionado para que a ferramenta se adapte à configuração desejada. Na prática, não basta extrair os valores expressos nos manuais dos fabricantes. Os parâmetros devem ser ajustados de forma a compensar o efeito de *offset* (variação na tensão de entrada de um circuito elétrico requerida para produzir uma tensão de saída igual a zero quando nenhum sinal é aplicado na entrada). Uma maneira de encontrar os parâmetros adequados é aferi-los diretamente por meio da interface A/D, manipulando a alavanca de movimento. Por exemplo, para identificar o ponto de zero volt do sinal de posição, basta movimentar

a alavanca até o momento em que a interface A/D registrar zero Volt no canal de posição. Os demais parâmetros podem ser encontrados de forma análoga.

Vários arquivos como o da Figura 5 podem ser criados para representar as diversas combinações dinamômetro/teste isocinético. Ao iniciar o Pré-processador, o operador precisa selecionar o arquivo de configuração correspondente à combinação em que os dados foram coletados. O ajuste da escala dos sinais biomecânicos se dá, então, pela Equação 4.

$$s(n)_{ajustado} = \text{Ponto Zero Volt} + (s(n)_{interface-serial} / \text{Fator Escala}) \quad (4)$$

A faixa útil para a análise dos resultados compreende o tempo de execução de uma série do teste isocinético. A identificação dessa faixa para os sinais digitalizados pelo conversor A/D é baseada na mesma faixa definida, pelo *software* controlador, para os sinais digitalizados no dinamômetro (a ≈ 100 amostras/s). No primeiro passo, a resolução destes últimos é igualada à dos primeiros pela técnica de interpolação *spline* de ordem cúbica (De Boor, 1978). Depois, os sinais interpolados são sincronizados com os do conversor A/D, utilizando-se o modelo da Equação 1. Encontrados o ponto inicial e o final da série, os sinais do conversor

	1	2
1	'Dinamômetro'	'Biodex System 3 Pro'
2	'Teste isocinético'	'knee-extension-flexion'
3	'Ponto de zero volt (°) - sinal posição'	90
4	'Fator de escala (V/°) - sinal posição'	0,01364
5	'Ponto de zero volt (°/s) - sinal velocidade'	0
6	'Fator de escal (V/[°/s]) - sinal velocidade'	0,01
7	'Ponto de zero volt (Nm) - sinal torque'	0
8	'Fator de escala (V/Nm) - sinal torque'	0,00663

Figura 5. Formato de configuração de parâmetros para o ajuste de escala dos sinais biomecânicos.

Figure 5. Settings of parameters for the scaling of biomechanical signals.

A/D e os EMG-S são recortados e armazenados em novos arquivos "mat". Também são gravados nesse formato os sinais interpolados, os do dinamômetro e as informações sobre a série (código do sujeito, peso, altura, equipamento...). O conjunto desses arquivos é definido como o "banco de sinais" da série. A Tabela 1 exemplifica os arquivos gerados em cada etapa de um experimento isocinético-eletromiográfico com três séries de extensão-flexão (60-300°/s) executadas pelo sujeito hipotético "S01", com intervalo de um minuto entre as séries.

Analizador

Uma vez construídos os bancos de sinais com o auxílio do Pré-processador, o módulo Analizador pode ser usado para a investigação do comportamento das variáveis biomecânicas e de EMG-S, mediante a informação de parâmetros como: natureza do exercício (isocinético ou isométrico), origem das variáveis biomecânicas (sinais interpolados ou adquiridos pelo conversor A/D), direção do movimento (extensão ou flexão), etapas do exercício isocinético (aceleração, oscilação, velocidade constante e desaceleração), critério de segmentação do sinal dentro da série (posição angular ou quantidade de energia do sinal de EMG-S) e tamanho da janela deslizante para o cálculo dos descritores de EMG-S.

O banco de sinais de uma série é recuperado a partir da leitura do seu arquivo de informações. Depois de carregados, o Analizador faz uma aferição da qualidade dos sinais de EMG-S. Isso é necessário devido à possibilidade de contaminação desses sinais por diferentes fontes de ruído (De Luca, 1997). O critério de qualidade proposto consiste na determinação da relação sinal-ruído (*signal to noise ratio* – SNR) definida na Equação 5 como a razão da variância do sinal do músculo em contração pela variância do sinal do músculo em repouso. Um segmento de sinal com o músculo em repouso pode ser extraído dentre

a execução de duas séries (como mostra o sinal de EMG-S da Figura 3a), ou ser adquirido em separado.

$$SNR_{\text{contração/repouso}} = 10 \log_{10} \frac{\sigma_{\text{contração}}^2}{\sigma_{\text{repouso}}^2} [\text{dB}] \quad (5)$$

Por convenção, sinais com $SNR_{\text{contração/repouso}}$ menor que 20 dB são descartados da análise.

Uma modalidade de detecção para estimativa da CV com a qual se pode realizar uma filtragem espacial (Merletti e Parker, 2004) é mostrada na Figura 6. Inicialmente, o Analizador precisa encontrar o melhor conjunto de três sinais diferenciais consecutivos (como o trio D1, D2 e D3 da Figura 6) a ser usado no cálculo dos descritores de EMG-S, dentre todos os canais do arranjo linear.

O critério de escolha do trio consiste em se determinar o maior coeficiente de correlação (CC) entre dois sinais duplamente diferenciados (DD1 e DD2 na Figura 6). No caso de empate, será escolhido o conjunto onde D2 apresentar a maior relação $SNR_{\text{contração/repouso}}$. Uma vez encontrado o melhor trio (*triplet*) de sinais de EMG-S, os descritores eletromiográficos de amplitude (RMS e ARV) e de frequência (MNF e MDF) são estimados a partir do sinal D2, de acordo com equações clássicas descritas em Farina e Merletti (2000). Para a velocidade de condução, o método da comparação espectral (*spectral matching*) (Farina e Merletti, 2004; Farina *et al.*, 2004) é aplicado aos sinais DD1 e DD2. Os cálculos são efetuados sobre o sinal de EMG-S resultante da combinação dos parâmetros definidos para a análise. A Figura 7 mostra um exemplo em que a investigação se dá na direção de extensão entre as posições 100° e 40°. O sinal resultante é mostrado na Figura 7c.

As variáveis biomecânicas são estimadas para cada repetição da série, dentro da região delimitada pelas etapas do exercício isocinético selecionadas e pelos critérios escolhidos de segmentação do sinal

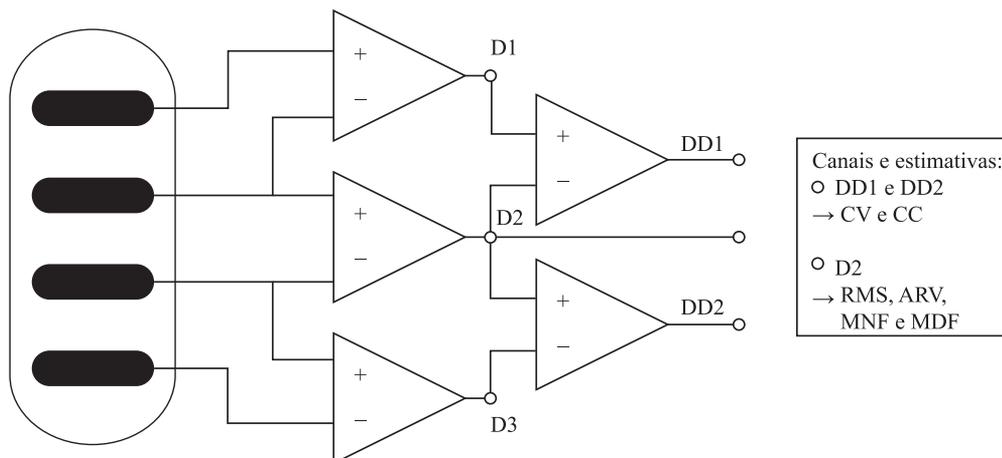


Figura 6. Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos com canais diferenciais simples (D1, D2 e D3) e com diferenciação dupla (DD1 e DD2) para a estimativa de variáveis eletromiográficas.

Figure 6. Diagram for acquisition of electromyographic signals with simple differential channels (D1, D2, and D3) and double differentiation (DD1 and DD2) for the estimate of the electromyographic variables.

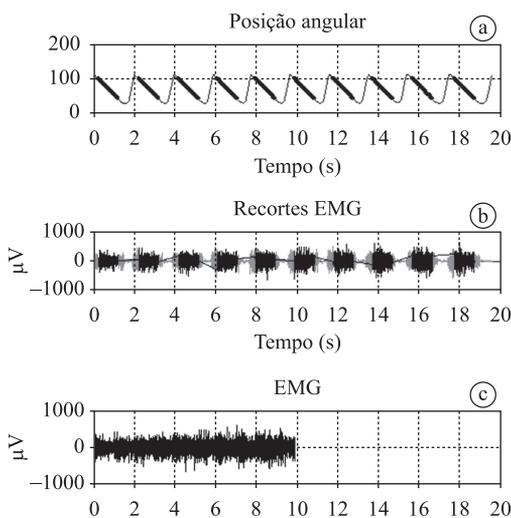


Figura 7. Extensão do joelho a 60°/s: a) trecho da análise de 100° a 40°; b) trechos do sinal de EMG-S correspondentes à faixa de 100° a 40°; c) sinal concatenado resultante.

Figure 7. Knee extension at 60°/s: a) segment for analysis from 100° to 40°; b) segments of EMG-S (surface electromyography) relative to the range of 100° to 40°; c) concatenated signal resulting.

dentro da série, nessa ordem. O módulo Analisador determina o trabalho total (*total work – TW*), o pico de torque (*peak torque – PT*), o pico de torque pelo peso corporal (*peak torque to body weight – PTBW*), a potência (*power – PW*) e a extensão do movimento (*range of motion – ROM*), de acordo com as definições em Brown (2000).

Outra maneira de se delimitar a região de análise é informando a quantidade de energia do sinal de EMG-S dentro de cada repetição da série e a partir do ponto do pico de torque. O pico de torque foi escolhido

como referência em razão da relação direta entre a magnitude do sinal de EMG-S e a força muscular produzida (De Luca, 1997). A Figura 8 ilustra os casos de 100% e de 50% da energia, para duas repetições da série, onde a energia E é definida por

$$E = \sum_n |x(n)|^2 \quad (6)$$

Os resultados das análises podem se gravados em arquivos contendo informações sobre as condições e os parâmetros especificados, bem como dos resultados encontrados.

Protocolo experimental

Um protocolo de contrações dinâmicas dos músculos extensores do joelho foi elaborado para validar o modelo e o conjunto de ferramentas computacionais desenvolvidas, seguindo as melhores práticas do teste físico isocinético e da aquisição eletromiográfica de sinais. Não houve a preocupação, neste trabalho, de se descrever os mecanismos fisiológicos envolvidos no processo de contração muscular.

Participou do experimento um sujeito normal, saudável, do sexo masculino, com idade de 28 anos, altura de 1,72 m e peso de 71 kg, sem histórico de doenças ortopédicas. Ele leu e assinou voluntariamente um Termo de Consentimento antes de participar do experimento, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Um dinamômetro isocinético (Biodex Corporation, modelo Biodex System 3 Pro) foi calibrado e preparado para a realização de exercícios controlados da articulação do joelho no modo isocinético concêntrico

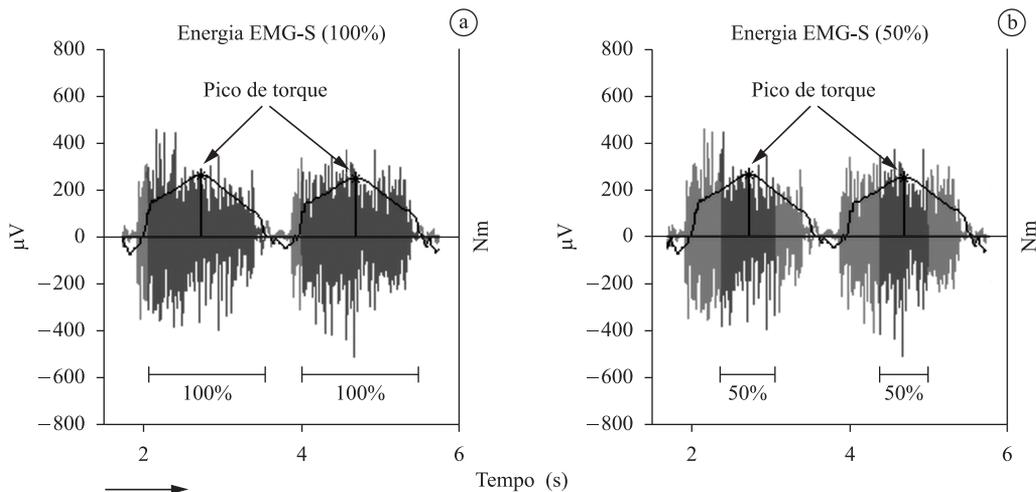


Figura 8. Segmento de sinal de EMG-S em cada repetição contendo (a) 100% e (b) 50% da energia, tendo como centro o pico de torque.
Figure 8. Segment of the EMG-S (surface electromyography) signal in each repetition with (a) 100% and (b) 50% of energy, with the peak torque in the center.

(Brown, 2000). O *software* de controle usado para o dinamômetro foi o System 3 (Biodex Medical Systems, v. 3.40 de 17/05/2006). A articulação do joelho foi passivamente movida até a posição 0° de extensão, o que corresponde à máxima extensão possível. Depois, o joelho foi flexionado cerca de 5° a 10° para uma posição confortável, registrada, no *software* de controle do dinamômetro, como o ponto de extensão máxima para o experimento (parada mecânica da extensão). Então, o ponto de flexão máxima (parada mecânica da flexão) foi definido de modo a garantir uma faixa de movimento de 85°. A análise de compensação da gravidade também foi feita pelo *software* de controle do Biodex System 3 Pro. A interface DB-15 do dinamômetro foi conectada a um adaptador (construído pelos autores) com três saídas BNC (uma para cada sinal biomecânico) ligadas a um conversor A/D (National Instruments, modelo BNC-2120) que digitalizou os sinais biomecânicos a 2.048 amostras/s e resolução de 12 bits, com auxílio do *software* de controle LabVIEW® v. 5.1 (National Instruments). Os sinais de EMG-S foram adquiridos durante as contrações do músculo *vastus lateralis*, por meio de um arranjo linear flexível (Ottino Bioelettronica) de oito eletrodos (5 mm entre os eletrodos) posicionado entre a zona de inervação e a região dos tendões (De Luca, 1997; Masuda *et al.*, 1985). O arranjo de eletrodos foi acoplado a um eletromiógrafo multicanal (LISiN-OT Bioelettronica Snc, modelo EMG-16) configurado para digitalizar os sinais à taxa de 2.048 amostras/s (resolução de 12 bits) com ganho 2.000. O EMG-16 também filtra o sinal adquirido com um filtro de Bessel passa-

faixa de 4ª ordem e largura de banda de 10-500 Hz a -3 dB. O *software* de controle do EMG-16 foi o Emgacq v. 1.0 (Centro do Bioingegneria, Politecnico di Torino). Um sensor de posição composto por uma chave magnética (fixada no corpo do dinamômetro) e um ímã (fixado na haste de movimento) registrou o tempo exato de cada extensão do joelho, enviando essa informação simultaneamente ao eletromiógrafo e ao conversor A/D.

Após a montagem, os equipamentos foram acionados na sequência mencionada (eletromiógrafo, conversor A/D e dinamômetro) e o sujeito realizou 3 séries de 10 repetições concêntricas máximas a 60°/s (extensão) e 300°/s (flexão), com descanso de 1 minuto entre as séries.

Resultados

O sinal longo resultante da execução das três séries é o mesmo mostrado na Figura 3. Na Figura 9, o tratamento dado à primeira série é ilustrado em três momentos distintos: a) trecho recortado no módulo Segmentador, com os sinais biomecânicos medidos em volts e o sinal de EMG-S ligeiramente adiantado; b) sinais biomecânicos ajustados em unidade de medida e escala, no módulo Pré-processador, sincronizados aos de EMG-S (CC = 0,99672); c) recorte da faixa útil da série, também no módulo Pré-processador, com base nos sinais biomecânicos extraídos do *software* de controle do dinamômetro.

O trecho recortado com o Segmentador e que engloba a primeira série (Figura 9a) tem duração de aproximadamente 30 s. Após o tratamento e o recorte

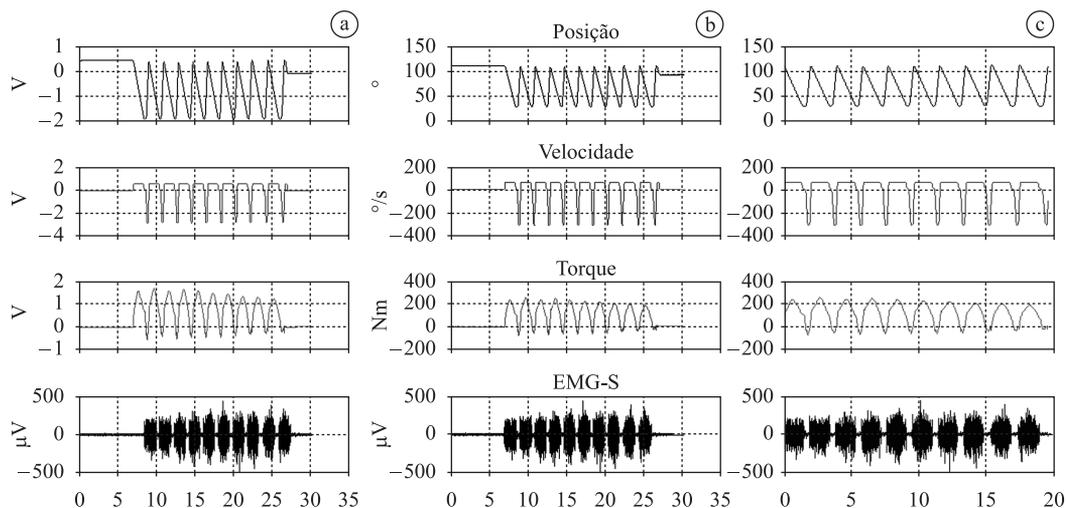


Figura 9. a) Trecho recortado (no Segmentador) com o sinal de EMG-S adiantado; b) Sinais biomecânicos ajustados em unidade de medida e escala (no Pré-processador), sincronizados aos de EMG-S; c) Recorte da faixa útil da série (no Pré-processador).
Figure 9. a) The segment obtained with the Segmenter with the EMG-S (surface electromyography) signal leading; b) Biomechanical signals adjusted for measure and scale units (by the Preprocessor) which are synchronized to the EMG-S; c) Clipping of the useful range of the sets (by the Pre-processor).

final no pré-processador (Figura 9c), a faixa útil do sinal se reduz para cerca de 20 s. Isso significa que em quase um terço do segmento não há ativação neuromuscular, ou seja, o músculo está em repouso. Logo, qualquer sub-segmento dentro da região de repouso pode ser usado para a determinação da relação $SNR_{\text{contração/repouso}}$, como, por exemplo, o trecho situado entre os tempos 0 s e 6 s, ou o segmento entre S1 e S2 na Figura 3. Definida a faixa útil (condição ilustrada pela Figura 9c), os sinais biomecânicos e todos os canais de EMG-S são gravados, constituindo o banco de sinais da série (Tabela 1).

Uma vez montado o banco de sinais, várias situações de análise podem ser simuladas no módulo Analisador. No caso da série da Figura 9, o trio de sinais diferenciais de EMG-S escolhido para o cálculo dos descritores foi o terceiro (canais 3, 4 e 5), de acordo com os critérios de escolha mencionados anteriormente ($CC = 0,70$ e $SNR_{\text{contração/repouso}} = 28,84$ dB). Um exemplo de simulação é o representado na Figura 7, onde foram selecionadas a direção de extensão, as quatro etapas do movimento isocinético, a faixa angular entre 100° e 40° e a janela deslizante de 250 ms com superposição de 125 ms. Nessas condições, os descritores eletromiográficos apresentaram o comportamento ilustrado na Figura 10.

Para cada descritor, o módulo Analisador efetua a regressão-linear, o que permite a observação da tendência dessas variáveis.

Com o intuito de validar o algoritmo de cálculo da CV, uma comparação estatística com o teste *t*-Student pareado foi realizada entre os valores encontrados

pelo módulo Analisador e pelo *software* de controle do eletromiógrafo. Não foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,05$) para a CV calculada dentro do intervalo do movimento de extensão. O mesmo não aconteceu para a flexão, uma vez que a contração muscular é mínima nessa direção, em razão da alta velocidade ($300^\circ/\text{s}$). A Figura 11 ilustra uma repetição dentro da série, destacando as fases do exercício isocinético (áreas preenchidas com tons de cinza), a CV calculada pelo algoritmo (representada por pontos) e a CV extraída dos resultados gerados pelo *software* Emgacq (representada por círculos). A inspeção visual das áreas preenchidas com tons de cinza sugere que as CVs são praticamente coincidentes nas fases de oscilação e de velocidade constante.

Discussão

A documentação criteriosa de experimentos científicos, de forma que possam ser repetidos por diferentes grupos de pesquisadores, é uma importante preocupação das comunidades científicas em todo o mundo. Garantir a fidedignidade de pesquisas e resultados não é tarefa simples e depende, muitas vezes, da adequação de um grande conjunto de variáveis. Variações sutis no uso de uma instrumentação específica podem levar à obtenção de dados completamente diferentes. Por essa razão, esforços de padronização são necessários para a geração de resultados que possam ser comparados e/ou repetidos, a fim de se a criar uma base de conhecimentos comum sobre um determinado campo da ciência (Merletti e Parker, 2004).

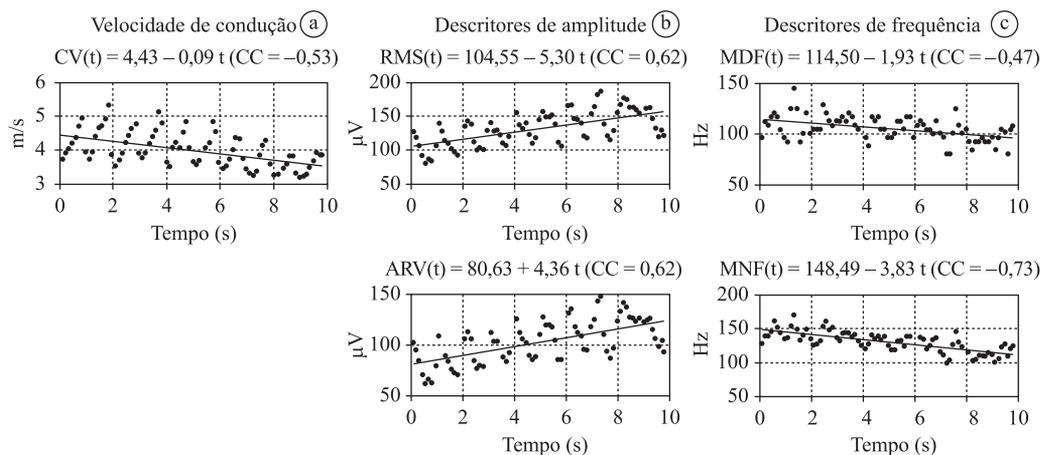


Figura 10. Descritores eletromiográficos resultantes da simulação de extensão do joelho, com faixa angular entre 100° e 40° e janela deslizante de 250 ms com superposição de 125 ms.

Figure 10. Electromyographic descriptors resulting from the simulation of the knee extension, with angle range from 100° to 40° , and a sliding window of 250 ms with superposition of 125 ms.

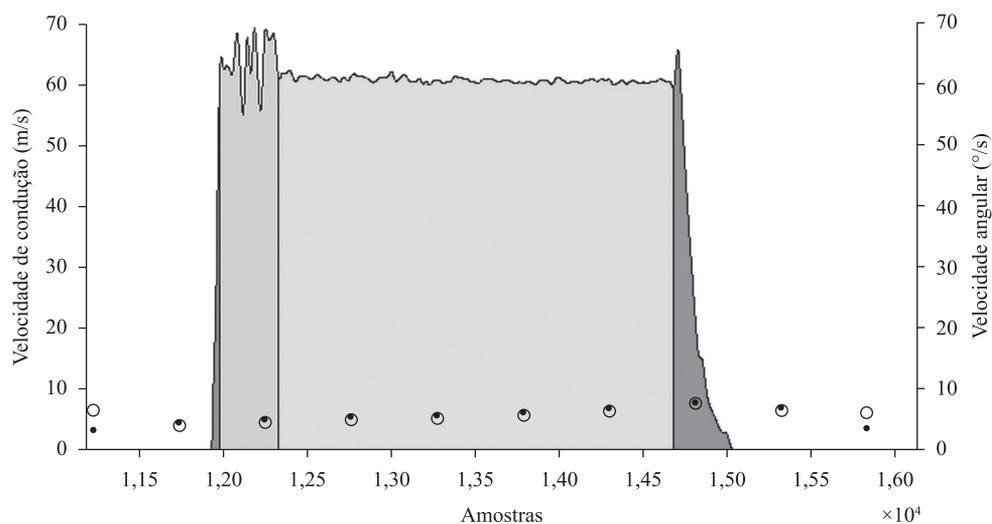


Figura 11. Sinal da Velocidade Angular (direção de extensão) ilustrando as fases do exercício isocinético (áreas em tons de cinza) na seguinte ordem, da esquerda para a direita: aceleração, oscilação, velocidade constante e desaceleração. Comparação entre a Velocidade de Condução calculada pelo módulo Analisador (representada por pontos) e pelo software Emgacq (representada por círculos).

Figure 11. Angular Velocity signal (extension direction) illustrating the phases of the isokinetic exercise (grayscale areas) ordered left to right: acceleration, velocity overshoot, constant velocity and deceleration. The Conduction Velocity calculated by the Analyzer module (represented by dots) was compared with the values found by the Emgacq software (represented by circles).

Nesse aspecto, as funcionalidades da instrumentação integrada e do conjunto de algoritmos computacionais desenvolvidos se apresentam como instrumentos úteis na construção de bancos de dados combinando sinais de eletromiografia e sinais biomecânicos isocinéticos (torque, velocidade e posição angular). As facilidades embutidas referentes à captura, segmentação e processamento digital dos sinais, conforme exposto, desoneram os pesquisadores da complexidade dessas tarefas, ao menos no que se refere às variáveis tradicionais, permitindo-lhes

concentrar esforços na observação dos fenômenos a serem investigados. Embora conclusões sobre esses fenômenos não sejam o foco deste trabalho, um pesquisador poderia facilmente conjecturar, olhando os gráficos da Figura 10, sobre a coerência dos descritores de EMG-S encontrados (na faixa 100° - 40°) com o comportamento comumente relatado na bibliografia sobre o estudo da fadiga no modo isométrico (De Luca, 1997; Farina *et al.*, 2004) e no dinâmico (Farina e Merletti, 2004). Em geral, nesses casos, observa-se o decaimento da CV e dos

descritores de frequência, assim como o crescimento dos descritores de amplitude, analogamente ao que acontece na Figura 10.

A forma rápida com que podem ser geradas as simulações, a partir do banco de sinais de uma série, é um fator que pode contribuir para o aumento da produtividade durante os experimentos. Ao avaliar resultados provisórios, um pesquisador tem condições de decidir pela continuidade de sua linha de pesquisa ou por mudanças de rumos. Além disso, o foco da investigação pode estar voltado a uma característica do sinal biomecânico de posição ou do sinal de EMG-S relacionado ao torque produzido, dependendo do interesse de pesquisa.

Ainda novas possibilidades de análise estão disponíveis em função de um algoritmo, parte do módulo Analisador, capaz de delimitar com exatidão as etapas do movimento isocinético (Schwartz *et al.*, 2010), o qual trata o trecho de oscilação da velocidade como etapa independente. A Figura 11 retrata um estudo de caso da CV (validando o algoritmo de cálculo) e ilustra como se dá a avaliação dos descritores de EMG-S e biomecânicos dentro de cada etapa do exercício isocinético.

Sob a óptica da evolução de trabalhos científicos, e com foco em pesquisadores que não têm acesso a uma instrumentação ainda bastante cara, o compartilhamento de bancos de sinais amplia as possibilidades de novas descobertas pela aplicação de diferentes técnicas de análise de sinais ou por outras formas de investigação.

Conclusão

A arquitetura de instrumentação e a ferramenta computacional propostas proveem, a um pesquisador, condições de se conhecer com rapidez os resultados de protocolos de eletromiografia em contrações dinâmicas isocinéticas, bem como elementos para se avaliar o quanto os resultados convergem para a expectativa que motivou a pesquisa. Isso permite a correção de rumos ainda nas fases iniciais. O método orientado pela ferramenta imprime uma execução uniforme de procedimentos e de tratamento de sinais, contribuindo para a reprodução fiel de experiências por diferentes equipes de pesquisadores. Além disso, as facilidades para a construção de bancos de dados específicos podem representar estímulos ao compartilhamento de resultados e de sinais digitais, colaborando para o fomento de pesquisas aplicadas envolvendo a eletromiografia e a dinamometria isocinética.

Referências

BABAULT, N.; DESBROSSES, K.; FABRE, M. S.; MICHAUT, A.; POUSSON, M. Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions.

Journal of Applied Physiology, v. 100, n. 3, p. 780-785, 2006. PMID:16282433. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00737.2005>

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscle alive: their function revealed by electromyography**. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; MIELKE, M.; CRAMER, J. T.; WEIR, J. P.; MALEK, M. H.; JOHNSON, G. O. The influence of electrode placement over the innervation zone on electromyographic amplitude and mean power frequency versus isokinetic torque relationships. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 162, n. 1-2, p. 72-83, 2007. PMID:17275093. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2006.12.009>

BERGER, P. A.; NASCIMENTO, F. A. O.; CARMO, J. C.; DA ROCHA, A. F. Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks. **Physiological Measurement**, v. 27, n. 6, p. 457-465, 2006. PMID:16603798. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/27/6/003>

BIODEX, M. S. **Biodex System 3 Pro Manual (#835-000) Applications/Operations**. Shirley: Biodex Medical Systems, Inc, 1998. 103 p.

BOTTARO, M.; RUSSO, A.; OLIVEIRA, R. J. The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 4, n. 3, p. 285-290, 2005.

BROWN, L. E. (Ed.). **Isokinetics in Human Performance**. Champaign: Human Kinetics, 2000. 457 p.

DE BOOR, C. **A Practical Guide to Splines**. New York: Springer-Verlag, 1978. 372 p.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.

EBBEN, W. P.; PETUSHEK, E. J.; FAUTH, M. L.; GARCEAU, L. R. EMG analysis of concurrent activation potentiation. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 3, p. 556-562, 2010. <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b66499>

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 337-349, 2000. [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00025-0](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00025-0)

FARINA, D.; MERLETTI, R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 42, n. 4, p. 432-445, 2004. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02350984>

FARINA, D.; POZZO, M.; MERLO, E.; BOTTIN, A.; MERLETTI, R. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 8, p. 1383-1393, 2004. PMID:15311823. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2004.827556>

FONSECA, S. T.; SILVA, P. L. P.; OCARINO, J. M.; URSINE, P. G. S. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 9, n. 3, p. 23-30, 2001.

- GRABINER, M. D.; OWINGS, T. M. Intent-related differences in surface EMG of maximum eccentric and concentric contractions. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 19, p. 99-105, 2003.
- GUILHEM, G.; GUÉVEL, A.; CORNU, C. A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 5, p. 1000-1006, 2010. PMID:20435488. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.03.009>
- HOWATSON, G.; GLAISTER, M.; BROUNER, J.; VAN SOMEREN, K. A. The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 975-979, 2009. PMID:18381243. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.02.002>
- LO CONTE, L. R.; MERLETTI, R. Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 33, n. 3, p. 373-384, 1995. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02510519>
- MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T. The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME32, n. 1, p. 36-42, 1985. PMID:3980027. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1985.325614>
- MERLETTI, R.; LO CONTE, L.R. Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 1. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 33, n. 3, p. 362-372, 1995. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02510518>
- MERLETTI, R.; PARKER, P. A. **Electromyography - Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. New York: Wiley-IEEE Press, 2004. 520 p. (Series in Biomedical Engineering).
- MOLINARI, F.; KNAFLITZ, M.; BONATO, P.; ACTIS, M. V. Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 53, n. 7, p. 1309-1316, 2006. PMID:16830935. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2006.873680>
- NAEIJE, M.; ZORN, H. Estimation of the action potential conduction velocity in human skeletal muscle using the surface EMG cross-correlation technique. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 23, n. 1-2, p. 73-80, 1983.
- OLIVEIRA, A. S. C.; CAPUTO, F.; GONÇALVES, M.; DENADAI, B.S. Heavy-intensity aerobic exercise affects the isokinetic torque and functional but not conventional hamstrings:quadriceps ratios. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, p. 1079-1084, 2009. PMID:19042141. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.005>
- PARKER, P. A.; SCOTT, R. N. Statistics of the myoelectric signal from monopolar and bipolar electrodes. **Medical and Biological Engineering**, v. 11, n. 5, p. 591-596, 1973. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02477404>
- PIFER, A. C.; CAMPOS, C. F. P. S.; CAMPOS, A. L. P. S. Aplicação de wavelets para remoção de ruídos em sinais unidimensionais. **Holos**, v. 24, n. 1, p. 131-140, 2008.
- REMAUD, A.; CORNU, C.; GUÉVEL, A. Neuromuscular adaptations to 8-week strength training: isotonic versus isokinetic mode. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 1, p. 59-69, 2010. PMID:19756712. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-1164-9>
- SCHWARTZ, F. P.; BOTTARO, M.; CELES, R. S.; BROWN, L. E.; NASCIMENTO, F. A. O. The influence of velocity overshoot movement artifact on isokinetic knee extension tests. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 9, n. 1, p. 140-146, 2010.
- SCHWARTZ, F. P.; CELES, R. S.; BOTTARO, M.; NASCIMENTO, F. A. O. Isokinetic work-to-surface electromyographic signal energy ratios as a muscular fatigue indicator. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE - EMBS, 31., 2009, Minneapolis. **Proceedings...** United States: IEEE, 2009. p. 1310-1313.
- SCHWARTZ, F. P.; ROCHA JÚNIOR, V. A.; ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A. O. Ferramenta computacional para o processamento de sinais eletromiográficos e variáveis isocinéticas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21., 2008, Salvador. **Anais...** Brasil, 2008. p. 1699-1702.
- SEKIR, U.; ARABACI, R.; AKOVA, B.; KADAGAN, S. M. Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 2, p. 268-281, 2010. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00923.x>
- SMITH, S. W. **The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing**. 1997. Disponível em: <<http://www.dspguide.com/ch3/2.htm>>. Acesso em: 31 jul. 2009.
- WILK, K. E.; ARRIGO, C. A.; ANDREWS, J. R. Isokinetic testing of the shoulder abductors and adductors: windowed vs. nonwindowed data collection. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 15, n. 2, p. 107-112, 1992.

Autores

Fabiano Peruzzo Schwartz, Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília – UnB,
Campus Universitário Darcy Ribeiro, CP 04661, CEP 70910-900, Brasília, DF, Brasil

Martim Bottaro, Rodrigo Souza Celes

Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília – UnB,
Campus Universitário Darcy Ribeiro, CP 04661, CEP 70910-900, Brasília, DF, Brasil