

AVALIAÇÃO DE PADRÕES DE CURVA DE TORQUE EXTENSOR DO JOELHO E DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

Conrado Torres Laett¹

¹Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro

Correspondência para: conradotl@gmail.com

Submetido em

Primeira decisão editorial em

Aceito em

RESUMO

Este estudo investigou padrões de curvas de torque isocinético (TI) e do sinal de eletromiografia (EMG) do vasto lateral na extensão do joelho. 45 homens saudáveis realizaram 5 repetições com ambos joelhos. De cada repetição, foram extraídas as médias coerentes dos sinais de TI e da raiz média quadrada do EMG (RMS-MG), o pico de torque (PT), o ângulo do PT (APT) e a média do RMS-EMG. Efeitos do lado e da repetição no PT e APT foram testados por ANOVA para medidas repetidas. Do PT e do APT e do RMS-EMG médio calcularam-se o coeficiente de correlação intraclass (CCI) e o erro padrão da medida (SEM). As repetições apresentaram formatos de curva de TI e de RMS-EMG semelhantes. Não houve efeito do lado no PT ($p = 0,219$) e os APT ocorreram com joelho direito mais flexionado que o esquerdo ($p < 0,001$). O PT e o APT apresentaram alta reprodutibilidade em ambos os lados ($ICC > 0,95$; $p < 10^{-20}$), assim como a média do RMS-EMG ($ICC > 0,89$; $p < 10^{-10}$). O SEM do PT foi de 6,72 Nm e 7,17 Nm, e do APT 1,16° e 1,67°. O PT ocorreu com maior frequência na segunda repetição e a maior média do RMS-EMG na 4ª e 5ª. Conclui-se que as 5 repetições produziram curvas com padrões semelhantes e que a primeira repetição apresenta valores máximos menores que as demais, indicando que uma única repetição é insuficiente para aferição do pico de torque.

Palavras chave: reprodutibilidade, teste isocinético, eletromiografia

Conrado Torres Laett¹

¹Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro

Correspondence to: conradotl@gmail.com

Submitted in

First editorial decision in

Accepted in

ABSTRACT

This study investigated patterns of isokinetic torque (IT) curves and electromyography signal (EMG) of the vastus lateralis during knee extension. 45 healthy men performed 5 repetitions with both knees. From each repetition were extracted the coherent average of the IT and of the mean root EMG (RMS-MG) signals, the peak torque (PT), PT angle (PTA) and RMS-EMG mean. Effects due to sides and repetitions were investigated by repeated measures ANOVA. For PT, APT, and mean RMS-EMG the intraclass correlation coefficient (ICC) and standard error of measurement (SEM) were calculated. The repetitions presented similar pattern of RMS-EMG and IT curves. There was no effect of side on PT ($p = 0.219$) whereas the APT occurred with the right knee more flexed than the left ($p < 0.001$). PT and APT presented high reproducibility on both sides ($ICC > 0.95$, $p < 10^{-20}$), as well as mean RMS-EMG ($ICC > 0.89$, $p < 10^{-10}$). The SEM of the PT was 6.72 Nm and 7.17 Nm, and of PTA 1.16° and 1.67°. The PT occurred more frequently in the second repetition and higher RMS-EMG mean in the 4th and 5th. It is concluded that the 5 repetitions produced curves with similar patterns and that a first repetition presents lower values than the other ones, indicating that a single repetition is insufficient to measure the torque peak.

Keywords: Reproducibility, isocinetic test, electromyography

INTRODUÇÃO

Dinamômetros isocinéticos (DI) são equipamentos empregados para mensuração do torque muscular máximo empreendido em uma dada articulação, o qual tem relação com a força exercida pelo mesmo músculo ou grupamento muscular envolvido no movimento investigado (KAUFMAN,1995). A principal função do DI é garantir velocidade angular constante durante o movimento executado, e isto é obtido pelo controle instantâneo da resistência oferecida (DROUIN et al., 2004). A utilização desse tipo de equipamento aumentou muito nos últimos 20 anos, tanto pelo interesse clínico como desportivo, uma vez que os dados fornecidos pelo mesmo, referentes à potência, torque e trabalho total produzido pelo músculo são considerados na literatura como de alta reprodutibilidade para diversas articulações, incluindo o joelho (EDOUARD, 2011).

Um dos principais interesses do usuário de DI é medir o pico do torque alcançado pelo avaliado ao longo de um arco de movimento. Para este fim, os protocolos de teste não são únicos, sendo o primeiro protocolo aplicado, do qual se encontra referência, implementado em 1969, conforme descrito por WINTER et al. (1981). Deste então, nenhum protocolo único parece ter sido adotado como padrão. Isto implica em deixar ao critério do avaliador escolher um dentre os protocolos já utilizados em pesquisas publicadas, para empregar em sua avaliação ou estudo. Propõe-se, por exemplo, que um período mínimo de cinco minutos de aquecimento deva ser utilizado, e que os indivíduos devem conhecer os procedimentos, dedicando uma sessão exclusivamente à familiarização para aqueles que nunca antes realizaram testes nesse aparelho (BROWN et al, 2001).

Outra questão importante onde não se encontra padronização diz respeito ao valor do pico de torque (PT) a ser considerado para análise, uma vez que há trabalhos que utilizam a média dos PT obtidos de todas as execuções realizadas (CHANG et al, 1999), outros que consideram o maior PT obtido dentre as repetições (CHAW,1998), e os que seguem este último critério, conquanto não ultrapasse em 10% o valor da repetição de segundo maior torque (GALLAGHER, 1997). Há ainda estudo que utiliza os dados referentes à repetição de maior trabalho mecânico (CRAMER et al, 2007) e, neste caso, o que está sendo considerado efetivamente é a potência, pois, teoricamente, o tempo de execução deve ser o mesmo para todas as repetições, uma vez que a velocidade angular é constante.

Uma segunda falta de padronização em testes com DI diz respeito ao número de repetições que devem ser executadas. Pesquisas que investigam reprodutibilidade do PT em DI avaliaram os PT encontrados em três (SOLE et al., 2007), quatro (MATHESON et al., 1992; GLESON e MERCER, 1992) e cinco (WEBBER e PORTER, 2010) repetições em cada serie. Larsson et al. (2003) estudaram a reprodutibilidade do PT entre séries de 100 repetições. Montgomery et al. (1989) utilizaram um período único de 45 segundos para execução de torques por flexores e extensores de joelho em uma velocidade angular de 180°/s.

O ângulo onde ocorre o pico de torque (APT) é outra variável importante a ser considerada, pois está associada à mecânica muscular. Isto porque o ângulo articular influencia a capacidade muscular de geração de força máxima, uma vez que tal habilidade depende do comprimento do músculo, e existe uma dependência entre esta grandeza e o ângulo em que a articulação se encontra (HANSEN et al., 2003; LINNAMO et al., 2006). KANNUS e BEYNNON (1993) realizaram um estudo com 143 homens e 106 mulheres para investigar os PT de extensor e flexor do joelho, além do APT, e verificaram que o APT dos extensores de mulheres e homens na velocidade de 60°/s foi em média de 126°. Já KUBO et al. (2004) encontraram esta medida em 110° em indivíduos normais, e BRUGHELLI et al. (2010), comparando ciclistas e jogadores de futebol americano, observaram que o mesmo ocorreu, em média, com o joelho entre 110° e 120°.

Apesar de se observar o interesse no conhecimento do APT, a literatura ainda é escassa quanto a estudos sobre parâmetros de reprodutibilidade do mesmo, ou mesmo de erro da medida, que permitam inferir sobre diferenças encontradas entre estudos para esta variável, sendo o único estudo, apresentado por Bernard et al. (2012), que encontrou baixa reprodutibilidade para esta variável tanto em extensores quanto em flexores do joelho.

Adicionalmente, é importante ressaltar que durante a execução de exercício isocinético uma curva é gerada na amplitude do movimento, e os valores do PT e APT, por si só, dependem desta curva, que apresenta informações importantes para o entendimento dos mecanismos neurais envolvidos no movimento (SAITO, 2003). Apesar disso, parece não haver na literatura apresentação de padrões de curva, obtidos de exercícios isocinéticos, bem como de padrões de atividade muscular durante estes exercícios, que dá indicação do controle neural do movimento, e que pode ser investigada pela eletromiografia.

A eletromiografia de superfície bipolar é uma técnica amplamente utilizada como ferramenta de análise na investigação de questões fisiológicas e biomecânicas relacionadas ao músculo. Isto inclui a avaliação da relação entre ação muscular e força (CHRISTENSEN et al., 1995; DEVRIES et al., 1982), bem como a estimativa da força dinâmica e isométrica de diferentes músculos (ALKNER et al., 2000; HAGBERG, 1981; PINCIVERO et al., 2004). No contexto do sinal de eletromiografia (EMG) e sua relação com o movimento, o ângulo articular pode influenciar a relação entre o EMG e a força muscular (DOHENY et al., 2008). Entretanto, não está elucidado como tal relação é influenciada por variações instantâneas no ângulo da articulação.

Saito e Akima (2013) estudaram o EMG do quadríceps femoral em exercícios isométricos com o joelho em três ângulos diferentes, e observaram menor ação muscular em situações de maior extensão do joelho durante contrações máximas e submáximas. ONISHI et al. (2002) também demonstraram que a atividade do EMG da maioria dos músculos isquiosurais variou juntamente com a flexão do joelho, durante testes isométricos máximos. TAMAKI et al. (1997) verificaram que ocorrem diferentes amplitudes no EMG dos músculos tríceps sural em exercícios isocinéticos, em diferentes velocidades angulares e ângulos do joelho. Embora existam estes relatos sobre EMG e posição articular, não há na literatura apresentação sobre padrão de EMG em exercícios isocinéticos.

Estudos apontam para uma alta reprodutibilidade do PT de testes em DI medido entre diferente séries (SOLE et al., 2007; LARSSON et al., 2003), contudo não são encontrados dados de reprodutibilidade entre repetições de uma mesma série. Adicionalmente, enquanto conhecer a frequência que os PT ocorrem em uma dada repetição uma mesma série pode ser útil para a construção de protocolos, não há estudo na literatura que tenha implementado tal investigação. Além disso, avaliar o comportamento da curva torque x ângulo ao longo de repetições sucessivas pode contribuir para o melhor entendimento das variáveis analisadas em DI, principalmente quando associadas a medida da ação muscular, que pode contribuir para a compreensão de fenômenos neurais envolvidos no exercício isocinético.

Portanto, o presente estudo tem por objetivos apresentar um padrão para a curva de torque extensor do joelho bem como de EMG do músculo vasto lateral, durante cinco repetições de exercícios isocinéticos. Adicionalmente, o estudo visa determinar as repetições em que o PT e o EMG com maior intensidade apresentam maior frequência. Do PT e do APT são medidas também as estatísticas de reprodutibilidade, além de comparar os valores do lado esquerdo com os do direito e entre repetições.

MÉTODOS

Participaram do estudo 45 voluntários do sexo masculino com média e (DP) de idade 29,1 (5,0) anos, estatura 175,1 (6,10) cm e massa corporal total 81,3 (11,10) kg e preferência lateral direita para membros inferiores autodeclarada. Os critérios de inclusão foram: (1) idade entre 18 e 35 anos e (2) praticantes regulares de musculação (de 2 a 3 sessões por semana). Foram excluídos indivíduos com histórico de lesões do joelho e/ou musculares da coxa. Todos os procedimentos foram previamente aprovados pelo Comitê de Ética do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia com número de aprovação 477.583, e todos os indivíduos leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Para a execução dos exercícios de torque máximo, foi utilizado um dinamômetro isocinético CSMI (Humac Norm, EUA), no qual o sujeito foi posicionado sentado, com o dorso em completo contato com o encosto e seguro por cintos, mantendo as mãos posicionadas lateralmente ao corpo e segurando o suporte manual do equipamento. O côndilo lateral do fêmur foi alinhado ao eixo de rotação do aparelho e o tornozelo fixado ao braço de alavanca do isocinético por uma tira de velcro. Antes da realização de cada teste (lado esquerdo e direito), o indivíduo realizava cinco repetições submáximas para adaptação. O equipamento foi programado para realizar o teste no modo concêntrico-concêntrico com cinco repetições para extensores e flexores do joelho, na velocidade angular 60°/s. Os sinais da curva do torque e da posição angular de cada teste eram então registrados, porém, somente os resultados relativos aos extensores foram avaliados para este trabalho. A ordem de execução dos testes foi aleatória. Considerando o tempo para a adaptação do aparelho para avaliar cada lado do indivíduo, bem como as calibrações e adaptações, ocorreu um período aproximado de 10 minutos de intervalo entre cada teste, para cada sujeito. O EMG de superfície foi capturado por eletrodos Medtrace, posicionados no ventre do músculo vasto lateral, seguindo orientações do SENIAM (Hermes et al., 2000). O EMG foi amplificado e registrado por em eletromiógrafo da marca EMG System (Brasil) depois de amostrado na frequência de 1000 Hz. Para estabelecer o sincronismo entre o EMG e os sinais de torque e de posição angular, registrados pelo dinamômetro, um eletrogoniômetro (EMG System) foi utilizado e seu sinal foi capturado pelo mesmo sistema de aquisição do EMG.

Os sinais de torque e posição articular são amostrados pelo equipamento isocinético na frequência de 100 Hz, frequência de amostragem diferente da empregada no EMG. Portanto, os sinais do dinamômetro foram inicialmente reamostrados para a frequência de 1000 Hz utilizando-se de uma rotina desenvolvida em *Matlab 7.02c* (Mathworks, USA). Em seguida, estes sinais e o do eletrogoniômetro foram filtrados com filtro passa-baixa *Buterworth* de 2ª ordem, bilateralmente, com frequência de corte de 10 Hz. Por meio de diferenciação numérica, a rotina identificava as posições angulares do isocinético correspondente ao início e fim de cada repetição, o que permitia a demarcação das repetições e identificação das curvas de torque respectivas. O mesmo procedimento de cálculo era utilizado no sinal do eletrogoniômetro para identificar o início e o fim do EMG na repetição, sincronizado com a curva de torque. Identificadas às repetições, de cada uma e de cada sujeito, era extraído o pico de torque (PT), o ângulo onde ocorreu o pico de torque (APT) e a média do valor médio quadrático (RMS) do EMG (RMS-EMG). O RMS-EMG era calculado sobre janelas consecutivas de 10ms. Adicionalmente, sobre cada repetição, era calculada por meio da (equação 1), a média coerente e desvio padrão respectivo (equação 2) dos sinais de torque e de RMS-EMG de todos os sujeitos. Tal procedimento foi adotado para obter os padrões das curvas de torque e de RMS-EMG. A rotina também registrava as repetições onde o maior PT (RPT) e a maior média do RMS-EMG (MEMG) eram encontrados.

$$SDC(i) = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{45} [S(j, i) - SMC(i)]^2}{44}} \quad SMC(i) = \frac{\sum_{j=1}^{45} S(j, i)}{45}$$

Equação 1

Equação 2

Onde, SMC são os sinais das médias coerentes e SDC os sinais de desvio padrão correspondentes, ambos obtidos dos respectivos sinais S , da curva de torque e RMS-EMG, dos 45 indivíduos, para uma dada repetição; i corresponde à amostra do sinal e j ao indivíduo.

Para a análise estatística, primeiramente, foi conduzida a avaliação de distribuição das variáveis por meio do teste *Shapiro-Wilk*, que mostrou que as variáveis contínuas investigadas apresentaram distribuição normal (valores $p > 0,80$). As variáveis RPT e PEMG que assumem apenas cinco valores (1, 2, 3, 4 e 5) não apresentaram distribuição normal ($p < 0,001$). Os PT, APT e média do RMS-EMG do vasto lateral, foram comparados por meio de ANOVA para medidas repetidas com dois fatores (repetições e lado), aplicada a cada variável, com *post hoc* de *Bonferroni*. Se a ANOVA não apresentasse esfericidade ($p < 0,01$), o valor p era obtido a partir da razão F determinada pela correção de *Greenhouse-Geisser*. Do PT e do APT, foram calculados o coeficiente de correlação intraclassa (ICC – *intraclass correlation*) por meio da equação 3 e o erro padrão da medida (SEM – *standard error of measurement*) por meio da equação 4. Além disso, foram construídos os histogramas com as distribuições de ocorrência dos PT e das médias do RMS-EMG em relação às posições que cada um foi encontrado dentro das cinco repetições, para cada lado. O efeito do lado ao RPT e na PEMG foi investigado por teste Chi Quadrado de McNemar, assim como a comparação entre RPT e PEMG. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no programa SPSS 19 (IBM, EUA), e o nível de significância adotado foi de 0,05.

$$SEM = \sqrt{1 - ICC} \cdot \sqrt{(S_B^2 + S_W^2)/(n - 1)ICC} = (MS_B - MS_W)/[MS_B + (k - 1)MS_W]$$

Equação 3

Equação 4

Onde, MS_B e MS_W são as variâncias e S_B^2 e S_W^2 as somas dos quadrados, entre e dentro dos grupos, respectivamente, e $k - 1$ é o número de graus de liberdade do numerador da ANOVA, e todos estes parâmetros são obtidos da tabela de uma ANOVA para medidas repetidas.

RESULTADOS

Os resultados mostraram um padrão de curva de torque e EMG bem definidos para todas as repetições (Figura 1). Este padrão foi corroborado pelos valores do pico de torque que apresentaram alta reprodutibilidade entre as medidas no lado direito (ICC = 0,958, $p < 10^{-20}$; SEM = 6,72 Nm) e esquerdo (ICC = 0,966, $p < 10^{-20}$; SEM = 7,17 Nm); no APT do lado direito (ICC = 0,985, $p < 10^{-20}$; SEM=1,16°) e esquerdo (ICC = 0,972, $p < 10^{-20}$; SEM=1,67°) e no valor RMS-EMG do lado direito (ICC = 0,91; $p < 10^{-10}$) e esquerdo (ICC = 0,896; $p < 10^{-10}$). O padrão de curva do EMG sugere que a atividade muscular permanece quase constante durante uma dada repetição, com exceção da primeira, que apresenta um aumento gradual da atividade do início para o fim do movimento (Figura 1).

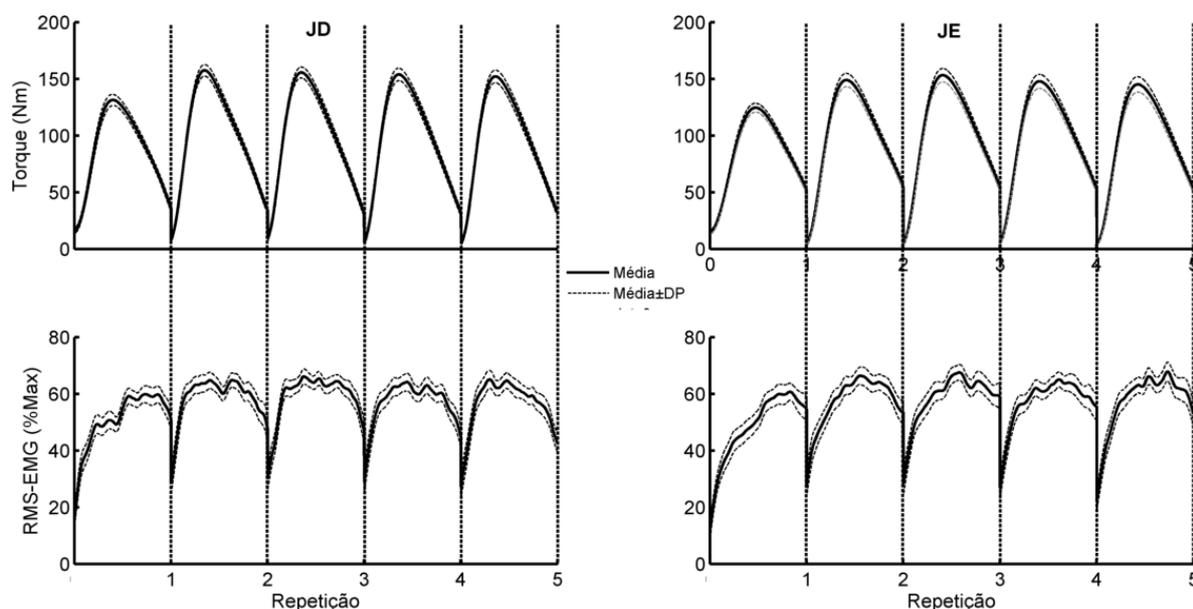


Figura 1 – Curvas da média coerente e desvio padrão (DP) dos sinais de torque e do RMS-EMG do vasto lateral de todos os indivíduos e por repetição, sinalizando para os padrões obtidos para as mesmas. O RMS-EMG está normalizado em relação ao valor máximo obtido dentre todos os indivíduos - RMS-EMG (%Max).

Os valores médios dos picos de torque de todas as repetições não apresentaram diferenças significativas na comparação entre os lados direito com esquerdo ($p = 0,219$). Em ambos os lados, o pico de torque da primeira repetição foi significativamente inferior aos das demais (Figura 2), sendo o valor médio (DP) do maior pico de torque no lado direito de 170,8 (33,6) Nm e no esquerdo de 166,7 (38,7) Nm. Os picos de torque ocorreram em uma posição mais flexionada no joelho direito que no esquerdo ($p < 0,001$). Em ambos os joelhos o APT da primeira repetição aconteceu em posição mais estendida do que as demais (Figura 2), sendo o valor médio (DP) do APT da repetição de maior PT no lado direito de 114,2° (8,3°) e no esquerdo de 119,5° (7,9°) e não apresentaram diferença significativa entre eles ($p = 0,454$).

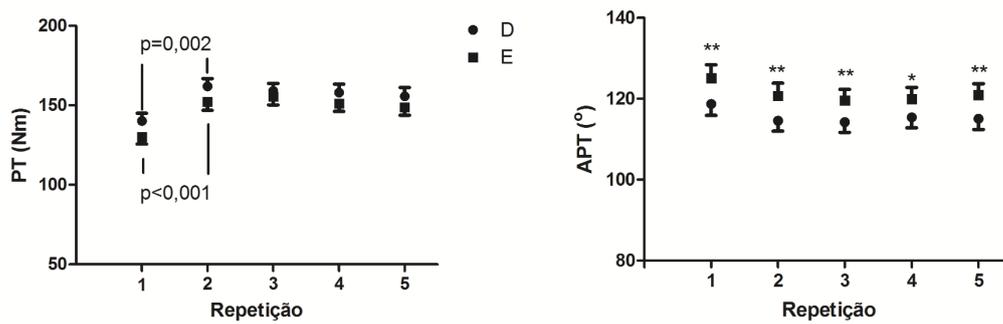


Figura 2 - Média e 95% de intervalo de confiança do pico de torque (PT) e do ângulo do joelho onde ocorreu o pico de torque (APT) em cada repetição. A primeira repetição apresentou maior valor do APT que as demais ($p < 0,0001$). As significâncias estatísticas do torque correspondem à comparação do PT da primeira com a segunda repetição, dos lados direito e esquerdo. * APT esquerdo maior que o direito com $*p < 0,05$ e $** p < 0,01$.

O maior PT ocorreu com maior frequência na segunda repetição, em ambos os lados (Figura 3), e a distribuição destes por repetição seguiu um padrão de redução de ocorrência à medida que esta se distanciava da 2ª em ambos os lados, e não houve diferença significativa na comparação entre as distribuições de cada lado ($p = 0,716$). Em relação ao RMS-EMG, a repetição que apresentou maior intensidade no lado direito foi a quarta e no esquerdo a quinta (Figura 4) e não houve diferença significativa ($p = 0,308$) na comparação entre as distribuições de cada lado. Comparando a distribuições do RMS-EMG com a do pico de torque não houve diferença significativa para o lado direito ($p = 0,186$) nem para o esquerdo ($p = 0,531$).

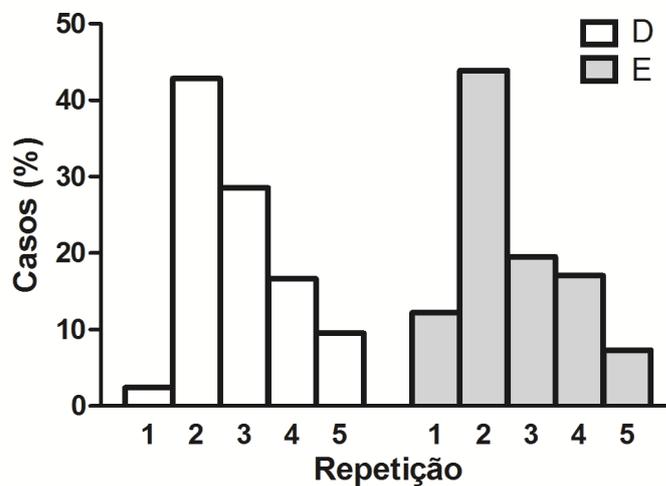


Figura 3 – Histograma de ocorrência do pico de torque por repetição.

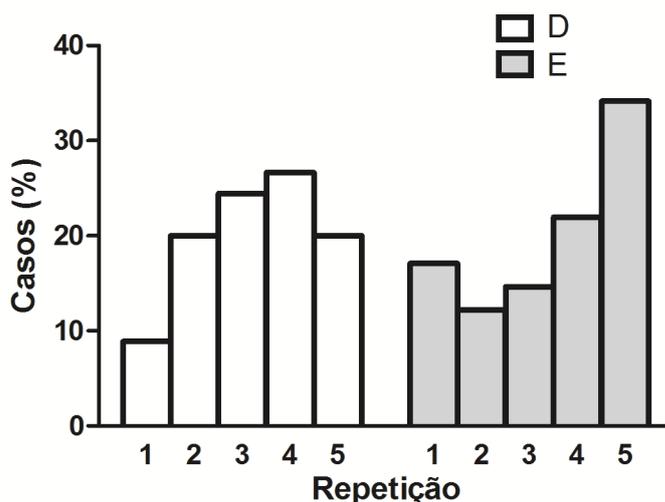


Figura 4 – Histograma de ocorrência do RMS-EMG máximo do vasto lateral por repetição.

DISCUSSÃO

Esta pesquisa investigou padrões para as curvas de torque extensor do joelho e para o EMG do músculo vasto lateral em exercício isocinético, além de estatísticas de reprodutibilidade do PT e do APT, e de comparação entre os lados direito e esquerdo, bem como entre repetições, para estas variáveis. Uma análise qualitativa feita pela inspeção visual das médias coerentes dos sinais analisados permite afirmar que há um padrão de curva bem definido, tanto para o torque gerado, quanto para a atividade muscular. Os valores do APT foram similares aos obtidos por KANNUS e BEYNNON (1993) que encontraram 126° , aos de KUBO et al. (2004), que obtiveram 110° , e aos de BRUGHELLI et al. (2010), cujos valores situaram-se entre 110° e 120° . A razão para o fato de o APT ter sido menor (em uma posição mais flexionada) no lado direito do que no esquerdo precisa ser investigada, principalmente considerando que os PT de ambos os lados foram iguais, em todas as repetições, resultado já reportado por ALANGARI e AL-HAZZAA (2004), que não encontraram efeito do lado (direito x esquerdo) no PT.

Em relação à reprodutibilidade do PT, estudos mediram o ICC de testes isocinéticos de diferentes séries (JULIA et al, 2010; LI et al, 1996; WEBBER e PORTER, 2010; HARTMANN et al, 2009; SOLE et al, 2006), enquanto a investigação sobre a reprodutibilidade do PT considerando as execuções de uma mesma série não foi reportado até o momento. Patterson e Spivey (1992) alertam que fatores como motivação, aprendizagem, flutuação hormonal, alinhamento entre os eixos da articulação e do DI, e outros fatores associados ao desempenho podem comprometer a reprodutibilidade entre testes.

Por outro lado, o PT máximo obtido de testes de extensão do joelho em DI parece ter grande reprodutibilidade, uma vez que a literatura apresenta altos valores de ICC entre testes realizados em intervalos que vão até sete dias. Drouin et al. (2003) testou a reprodutibilidade do PT, tentando eliminar o efeito da variação do desempenho do indivíduo no erro entre as medidas. Os resultados de ICC obtidos variaram de 0,99 a 1,00. Os resultados se aproximam dos apresentados por Larsson et al. (1999), que, analisando três séries de 10 repetições com intervalo de uma hora entre cada série, encontraram valores de ICC de 0,99 para a comparação entre os maiores PT, a média dos PT das séries e a média dos PT das 3 últimas repetições de cada série. Li et al. (1999), a partir de testes realizados com uma hora de intervalo entre os mesmos, encontraram valores de ICC variando de 0,90 a 0,93. Sole et al. (2007) obtiveram

resultados semelhantes, com valores de ICC entre 0,93 e 0,95, encontrados para o maior PT e para a média dos PT, respectivamente, em duas séries de três repetições de extensão do joelho da perna dominante, com intervalo de 7 dias entre testes. Larsson et al (2003) encontraram um ICC de 0,93 para a média das 3 primeiras e das 50 últimas repetições de duas séries de 100 extensões bilaterais de joelho realizadas com 7 dias de intervalo. Johnsen et al. (2015), para um teste de extensão do joelho constituído por 5 repetições, com uma semana de intervalo entre os testes, calcularam o ICC inter e intra avaliador e encontraram valores de 0,82 e 0,87, respectivamente.

O presente estudo obteve o ICC de cinco repetições subsequentes de extensões do joelho, do lado dominante e não dominante (todos os indivíduos eram destros). Os resultados do ICC para ambos os joelhos variou entre 0,96 e 0,97, que indicam uma reprodutibilidade excelente entre repetições de uma mesma série, o que permite afirmar que o ICC encontrado entre repetições de uma mesma série assemelha-se aos obtidos de análises entre séries distintas. Enquanto o ICC mede a confiabilidade de uma determinada medida, o SEM infere sobre o ruído nos dados entre testes de um mesmo indivíduo (WEIR, 2005). Os valores relativos do SEM do PT encontrados no presente estudo foram de 3,93% e 4,30%, para o joelho direito e esquerdo respectivamente. Estes resultados estão em um intervalo já reportado na literatura por Impellizzeri et al. (2008), de 4,3% a 4,7%, para o lado dominante e não dominante, respectivamente. Sole et al. (2007) encontraram um SEM de 5,44% para o lado dominante, resultado próximo aos 5,2% inter avaliador e 5,6% intra avaliador medidos por Johnsen et al. (2015). Os resultados do presente estudo sugerem então que o SEM calculado para os PT produzidos nas repetições de uma mesma série são similares aos obtidos com dados de diferentes séries.

Há pouco relato de estudos que investigaram a reprodutibilidade do APT, que, neste estudo, apresentou ICC igualmente alto para o joelho direito (0,99) e um pouco menor para esquerdo (0,72). O SEM relativo foi de 1,01% e 1,39% para os joelhos direito e esquerdo, respectivamente. Bernard et al. (2012) encontraram ICC variando entre 0,46 e 0,81 com SEM de 5% e 4%, para os joelhos dominante e não dominante, respectivamente, de atletas jovens comparando series distintas. A diferença entre os resultados observados entreo presente estudo e o de Bernard et al. (2012) pode ter relação com as diferenças das características das amostras, não atletas e atletas. Adicionalmente e provavelmente mais responsável por esta diferença, é que o estudo atual ateve-se ao cálculo efetuado para os APT encontrados em uma mesma série e não dos APT de diferentes séries, o que leva a crer que dentro de uma mesma série o APT é menor e mais reprodutível. Entretanto, é preciso ressaltar que, para Bernard et al. (2012), o APT não é uma medida confiável, embora seus menores indicadores de reprodutibilidade tenham ocorrido nos testes com a velocidade angular de 180°/s, velocidade em que a aceleração angular pode afetar a curva de torque e conseqüentemente o APT.

Poucos estudos definem um ICC para os valores de RMS-EMG do VL em testes executados em DI. Larsson et al. (2003) encontraram um ICC de 0,83 na comparação entre a média de 3 repetições e 0,84 para as 50 últimas repetições de duas séries de 100, com separação de 7 dias entre as execuções das séries. Além disso, esses mesmos investigadores reportaram um ICC para o RMS-EMG de 0,98 para a repetição de maior PT, de 0,97 para a média do RMS-EMG dos maiores PT e 0,98 para a média das três últimas repetições, de um teste de 10 repetições. Esses resultados se aproximam dos encontrados no presente estudo, em que o ICC variou entre 0,90 e 0,91. Deve-se ressaltar que os valores de ICC obtidos aqui vieram das cinco repetições de uma série e não da comparação entre séries. Isto corrobora a ideia de que o padrão da curva de EMG tem uma alta reprodutibilidade entre as repetições executadas em uma única série.

Com relação à distribuição do PT entre as repetições, a primeira repetição apresentou PT significativamente menor que as demais, sendo que entre a segunda e a quinta, nenhuma

diferença significativa foi observada. Neste contexto, até o momento, nenhum estudo investigou a frequência com que os maiores valores de PT e de RMS-EMG acontecem nas diferentes repetições de uma mesma série de contrações em DI, enquanto este conhecimento é fundamental para definição de um protocolo para avaliar o PT isocinético, uma vez que existe falta de padronização em testes com DI no que diz respeito ao número de repetições que devem ser executadas. Observa-se que já foram utilizadas séries de três (Sole et al., 2007) quatro (Matheson et al., 1992; Glesson e Mercer, 1992) e cinco (Webber e Porter, 2010) repetições.

No presente estudo, observou-se que para ambos os joelhos mais que 40% dos maiores valores de pico de torque ocorreram na segunda repetição e os restantes se distribuem com padrão “similar” ao de uma distribuição normal pelas demais. A primeira repetição executada pelo joelho dominante apresentou frequência marcadamente reduzida de ocorrência do maior PT, enquanto no joelho não dominante a primeira e a quinta repetição apresentaram frequências de repetição semelhantes. Além disso, a 1ª repetição apresentou valor significativamente menor que as demais para ambos os joelhos. Estes achados são importantes, pois demonstram que a primeira repetição raramente representa o real valor do torque extensor máximo de um indivíduo, e pode servir como aprendizado para as demais repetições. É possível sugerir que na maioria dos casos a segunda repetição é efetiva em demonstrar o maior PT, e que quanto mais distante dessa repetição o pico for alcançado, maior será a possibilidade de este não ser o PT máximo. O RMS-EMG do vasto lateral apresentou um padrão de distribuição mais similar ao do PT no lado direito que no esquerdo. No lado direito o EMG mais intenso também ocorreu com maior frequência na terceira repetição. Embora o EMG seja influenciado por uma diversidade de fatores que não apenas o resultado do torque empreendido pelo músculo é possível propor que no lado direito o RMS-EMG tenha acompanhado a intensidade do torque produzido ao longo do movimento. A razão para isto não ter ocorrido no lado esquerdo precisa ser investigada, e pode ter alguma relação com a lateralidade.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitem concluir que a primeira repetição de uma série executada em DI serve à adaptação para as subsequentes, indicando que uma única repetição é insuficiente para aferição do pico de torque máximo. Padrões consistentes e repetidos de curvas de TI e RMS-EMG foram encontrados. O PT, o RMS-EMG e o APT possuem alta reprodutibilidade entre as repetições de uma mesma série e o SEM são compatíveis com os resultados obtidos de investigações entre séries. A razão para ocorrer maior APT no joelho esquerdo que no direito precisa ser investigada.

REFERÊNCIAS

ALANGARI, A. S.; AL-HAZZAA, H.M. Normal isometric and isokinetic peak torques of hamstring and quadriceps muscles in young adult Saudi males. *Neurosciences*, v. 9, n. 3, p. 165-170, 2004.

ALKNER, B.A., TESCH, P.A., BERG, H.E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Medicine and Science Sports Exercise*; n. 2, v. 32, p. 459-63, 2000.

BERNARD, P. L. et al. Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, n. 55, p. 241-251, 2012.

BROWN, L. E.; WEIR, J. P. Asep procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology*, v. 4, n. 3, p. 1-21, Agosto 2001.

BRUGHELLI, M., CRONIN, J., MENDIGUCHIA, J., KINSELLA, D., NOSAKA, K. Contralateral leg deficits in kinetic and kinematic variables during running in Australian rules football players with previous hamstring injuries. *The Journal of Strength and Conditioning Research*; v. 24, p. 2539-2544, 2010.

CELLES, R.; BOTTARO, M.; VELOSO, J.; ERNESTO, C.; BROWN, L.E. Effect of recovery interval between sets of isokinetic knee extensions among untrained young men. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 13, n. 4, p. 324-329, 2009.

CHANG, Y.; SU, F.; WU, H.; AN, K. Optimum length of muscle contraction. *Clinical Biomechanics*, n. 14, p. 537-542, 1999.

CHOW, J. W. Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. *Clinical Biomechanics*, n. 14, p. 329-338, 1999.

CHRISTENSEN, H., SOGAARD, K., JENSEN, B.R., FINSEN, L., SOGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; n.1, v. 5, p. 127-36, 1995.

CRAMER J. T. et al. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle-torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *Journal of Sport Science*, v. 25, n. 6, p. 687-698, Abril 2007

DEVRIES, H.A. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*; n.9, v. 25, p. 783-791, 1982.

DOHENY, E. P; LOWERY, M. M.; FITZPATRICK, D. P.; O'MALLEY, M. J. Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of eletromyography and kinesioly*, n. 18, v. 5, p. 760-770, Outubro 2008

DROUIN, M. J. et al. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Euro Journal of Applied Physiology*, n. 91, p. 22-29, 2004.

EDOUARD, P. et al. Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder-Rotator Strength: A Systematic Review of the Effect of Position. *Journal of Sport Rehabilitation*, n. 20, p. 367-383, 2011.

GALLAGHER, S. Trunk extension and muscle activity in standing and kneeling postures. *Spine*, n. 22, p. 1864-1872, 1997.

GLESSON, N. P.; MERCER, T. H. Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women. *European Journal of Applied Physiology*, n. 65, p. 221-228, 1992.

HAGBERG, M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*; n. 1, v. 51, p. 1-7, 1981.

HANSEN, E. A.; LEE, H. D.; BARRETT, K.; HERZOG, W. The shape of the force-elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and submaximal electrically induced contractions in human elbow flexors. *Journal of Biomechanics*; v. 36, p. 1713–8, 2003;.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; BRUIN, E. D. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology*, n. 55, p. 259-268, 2009.

HERMES, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G. European Recommendations for Surface Electromyography - Results of the SENIAN project. Enschede, Netherlands: Roessingh Research and Development; 1999.

IMPELLIZZERI, F. M. et al. Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*, n.28, p. 113-119, 2008.

JOHNSEN, M. B., EITZEN, I., MOKSNES, H., RISBERG, M. A. Inter- and intrarater reliability of four single-legged hop tests and isokinetic muscle torque measurements in children. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, n.23, p. 1907–1916, 2015.

JULIA, M. et al. Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, n. 53, p. 293-305, 2010.

KANNUS, P.; BEYNNON, B. Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *Int j. Sports med.*, n. 14, p. 422-426, 1993.

KAUFMAN, K. R.; AN, K.; CHAO, E. Y. S. A comparison of intersegmental joint dynamics to isokinetic dynamometer measurements. *J. Biomechanics, Gran Bretanha*, v. 28, n. 10, p. 1243-1256, 1995.

KOO, T. K.; MAK, A. F.; HUNG, L. K. In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects. *Clinical Biomechanics, Oxford*, v. 17, p. 390-399, 2002.

KUBO, K., TSUNODA, N., KANEHISA, H., FUKUNAGA, T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *European Journal of Applied Physiology*; v. 91, p. 349–352, 2004.

LARSSON, B. et al. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, n. 9, p. 351-357, 1999

LARSSON, B.; KARLSSON, S.; ERIKSSON, M.; GERDLE, B. Test–retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *Journal of electromyography and kinesiology*, n. 13, p. 281-287, 2003.

LEEDHAM, J.S., & DOWLING, J.J. Force–length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *European Journal of Applied Physiology and Occupational*; v. 70, p. 421–426, 1995.

LI, R. C. T. et al. Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension: a reliability study using the cybex 6000 dynamometer. *Br J Sports Med*, n. 30, p. 156-160, 1996;

LINNAMO, V., STROJNIK, V., KOMI, P.V. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *European Journal of Applied Physiology*; v. 96, p. 672–678, 2006.

MATHESON, L. et al. Effect of instruction on isokinetic trunk strength testing variability, reliability, absolute value and predictive validity. *Spine*, v. 17, n. 8, p. 914-921, 1992.

MONTGOMERY, L. C.; DOUGLASS, L. W.; DEUSTER, P. A. Reliability of an Isokinetic Test of Muscle strength and Enduranc. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, p. 315-322, Fevereiro 1989.

ONISHI, H., YAGI, R., OYAMA, M., AKASAKA, K., IHASHI, K., HANDA, Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; v. 12, p. 399–406, 2002.

PATTERSON, L.A.; SPIVEY, W.E. Validity and Reliability of the LIDO Active Isokinetic System. *J Orthop Sports Phys Ther*, n. 15, v. 1, p. 6-32, 1992.

PARCELL, A.C.; SAWYER, R. D.; TRICOLI, V.A.; CHINEVERE, T. D. Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, n. 2, p. 1018-1022, 2002.

PINCIVERO, D. M.; SALFETNIKOV, Y.; CAMPY, R. M.; COELHO, A. J. Angle and gender specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal of Biomechanics*, n. 37, p. 1689-1697, 2004.

SAITO, A.; AKIMA, H. Knee joint angle affects EMG–force relationship in the vastus intermedius muscle. *Journal of electromyography and Kinesiology*, n. 23, p. 1406-1412, 2013.

SOLE, G. et al. Test-Retest Reliability of Isokinetic Knee Extension. *Arch Phys Med Rehabil*. Vol. 88, Maio 2007.

TAMAKI, T. et al. Morphological and biochemical evidence of muscle hyperplasia following weight-lifting exercise in rats. *American journal of Physiology*, n. 273, p. 246-256, 1997.

WEBBER, S. C.; PORTER, M. M. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older woman. *Physical Therapy*, v. 90, n. 8, p. 1165-1175, Agosto 2010.

WEIR, J., LLOYD, B., TUSSING, A., GREEN, M., ROBEL, J. Reliability of electromyographic fatigue curves. *Journal of Exercise Physiology online*; n. 3, v. 1, 1998.

WINTER, D. A.; WELLS, R. P.; ORR, G. W. Errors in the Use of Isokinetic Dynamometers . *Euro Journal of Applied Physiology*, n. 46, p. 397-408, 1981.