DOI: 10.590/1809-2950/14556622042015

Coativação e pico de torque dos músculos extensores e flexores do joelho em indivíduos hemiparéticos crônicos nas posições sentada e supina

Coactivation and peak torque of extensors and flexors knee muscle in chronic hemiparetics in sitting and supine positions

Coactivación y pico de torque de los músculos extensores y flexores de rodilla en sujetos hemiparéticos crónicos en las posiciones sentada y supina

Moisés Costa do Couto[1], Rafael Moreira Sales[1], Marco Aurélio Benedetti Rodrigues[2], Glória Elizabeth Carneiro Laurentino[3], Alberto Galvão de Moura Filho[3]

RESUMO | Distúrbios na coativação e diminuição de força muscular são frequentemente descritos em indivíduos hemiparéticos. Alterações do comprimento muscular decorrentes da mudança postural podem resultar em diferentes respostas de coativação e força desses indivíduos. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência das posições sentada e supina no Índice de Coativação (ICa) e no pico de torque (PT) de indivíduos hemiparéticos crônicos pós-AVE. Participaram do estudo vinte indivíduos com média de 54±12,14 anos; Índice de Massa Corpórea médio de 26,93±3,34 kg/m^2; tempo médio de AVE 55,85±49,4 meses; escore do miniexame do estado mental entre 27-30 e Fugl-Meyer do membro inferior entre 15-30. O registro eletromiográfico foi obtido enquanto os voluntários executavam cinco contrações isocinéticas (60º/s) de extensão e flexão do joelho, nas posições sentada e supina. O músculo semitendíneo do membro parético exibiu ICa menor na posição supina em comparação à sentada: 0,36±0,33; 0,44±0,33 (p=0,048). Não houve diferença no ICa do reto femoral entre as posições sentada (0,28±0,25) e supina (0,23±0,21). O PT dos músculos extensores e flexores do membro parético não variou entre as posições (PT extensor: sentado = 56,48±37,62Nm, supino = 52,29±32,37 Nm; PT flexor: sentado = 12±11,1Nm; supino = 10,95±6,4Nm). A posição supina mostrou menor ICa no músculo semitendíneo do membro parético. A mudança de posição não influenciou o ICa do músculo reto femoral nem o PT de ambos os grupos musculares do membro parético. Assim, a posição supina parece ser indicada durante mobilizações e treinamento de força desses músculos em pacientes hemiparéticos crônicos pós-AVE.

Descritores | Acidente Vascular Cerebral; Força Muscular; Eletromiografia.

ABSTRACT | Disorders in co-activation and decreased muscle strength are often described in hemiparetic subjects. Changes in muscle length resulting from postural change may result in different responses of co-activation and strength of these individuals. The objective of this study was to evaluate the influence of sitting and supine positions in Co-activation Index (CI) and peak torque (PT) of chronic hemiparetic subjects after stroke. The participants were twenty individuals with mean age of 54±12.14 years; mean body mass index of 26.93±3.34kg/m^2; average stroke time of 55.85±49.4 months; Mini-Mental State Examination score between 27-30; and Fugl-Meyer of lower limb between 15-30. The electromyographic record was obtained while the volunteers performed five isokinetic contractions (60º/s) of knee extension and flexion in the sitting and supine positions. The semitendinosus muscle of paretic limb exhibited lower CI in the supine position compared to sitting: 0.36±0.33; 0.44±0.33 (p=0.048). There was no difference in CI of the rectus femoris between positions: 0.28±0.25 sitting and 0.23±0.21 supine. The PT of

[1]Mestre em Fisioterapia pelo Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) – Recife (PE), Brasil.
[2]Professor doutor do Departamento de Eletrônica e Sistemas da Universidade Federal de Pernambuco – Recife (PE), Brasil.
[3]Professor doutor do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco – Recife (PE), Brasil.

Endereço para correspondência: Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional, Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Fisioterapia. Universidade Federal de Pernambuco – Av. Jornalista Aníbal Fernandes, s/n – Cidade Universitária – CEP 50740-560 – Recife (PE) – Brasil – E-mail: moisescouto@gmail.com – Apresentação: fev. 2015 – Aceito para publicação: dec. 2015 – Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Pernambuco, CAAE nº 05479912.9.0000.5208.

extensor and flexor muscles of the paretic limb did not vary between positions (PT extensor: sitting = 56.48±37.62Nm, supine = 52.29±32.37Nm; PT flexor: sitting = 12±11.1Nm, supine = 10.95±6.4Nm). The supine position showed lower CI in the semitendinosus muscle of paretic limb. The change of position did not influence the CI of rectus femoris muscle neither the PT of both muscle groups of the paretic limb. Thus, the supine position appears to be indicated during movement and strength training of these muscles in chronic hemiparetic patients after stroke.

Keywords | Stroke; Muscle Strength; Electromyography.

RESUMEN | Los trastornos en la coactivación y disminución de la fuerza muscular están frecuentemente descriptos en sujetos hemiparéticos. Las alteraciones del tamaño muscular debido al cambio postural a los sujetos les pueden resultar diferentes respuestas de coactivación y de fuerza. En este estudio se pretende evaluar la influencia de las posiciones sentada y supina en el Índice de Coactivación (ICa) y en el pico de torque (PT) de sujetos hemiparéticos crónicos pos-ACV. Veinte personas han participado del estudio con promedio de 54±12,14 años; Índice de Masa Corporal promedio de 26,93±3,34kg/m^2; promedio de tiempo del ACV de 55,85±49,4 meses; puntuación del Mini-Examen Cognoscitivo entre 27-30 y Fugl-Meyer del miembro inferior entre 15-30. Se obtuvo el registro electomiográfico mientras los participantes ejercían cinco contracciones isocinéticas (60º/s) de extensión y de flexión de la rodilla, en las posiciones sentada y supina. El músculo semitendinoso del miembro parético presentó ICa menor en la posición supina que en la sentada: 0,36±0,33; 0,44±0,33 (p=0,048). No hubo diferencias en el ICa del recto femoral entre las posiciones sentada (0,28±0,25) y supina (0,23±0,21). El PT de los músculos extensores y flexores del miembro parético no presentó variación entre las posiciones (PT extensor: sentada = 56,48±37,62Nm, supina = 52,29±32,37Nm; PT flexor: sentada = 12±11,1Nm; supina = 10,95±6,4Nm). La posición supina mostró menor ICa en el músculo semitendinoso del miembro parético. El cambio de posición no influyó el ICa del músculo recto femoral tampoco el PT de ambos grupos musculares del miembro parético. De esta manera, la posición supina parece ser la indicada durante movilizaciones y entrenamientos de fuerza de dichos músculos de sujetos hemiparéticos crónicos pos-ACV.

Palabras clave | Accidente Cerebrovascular; Aparatos Ortopédicos; Paresia; Balance Postural.

INTRODUÇÃO

A hemiparesia é a principal sequela do acidente vascular encefálico (AVE) e se caracteriza pela presença de espasticidade e distúrbios na reciprocidade de inibição da musculatura antagonista, gerando coativação muscular excessiva[1]. Esses distúrbios resultam em fraqueza muscular e desperdício energético[2]. Alterações na coativação ou cocontração muscular, têm sido alvo de vários estudos que visam compreender e minimizar seus acometimentos, a exemplo do posicionamento adotado pelo indivíduo[3,4].

As posições sentada e supina podem exercer diferentes influências na atividade motora de pacientes hemiparéticos, pois causam mudança do comprimento dos músculos reto femoral e ísquiotibiais, que resultam em diferentes respostas de ativação e força muscular[3,5]. Dessa forma, a compreensão dessas influências pode contribuir para os profissionais que lidam com a reabilitação desses pacientes, auxiliando na escolha do posicionamento, especialmente nas tarefas que envolvam a ação desses músculos.

A eletromiografia é a principal técnica utilizada para avaliar coativação muscular, porém alguns estudos utilizam apenas a intensidade de ativação do músculo antagonista para analisá-la, o que gera resultados contraditórios, como visto por Clark et al.[6] que relataram maior ativação antagônica no grupo controle quando comparado ao grupo de hemiparéticos espásticos durante extensão do joelho; e Fleuren et al.[7] que mostraram ativação antagônica estatisticamente maior do membro parético quando comparado ao membro não parético durante o mesmo movimento. Assim, o Índice de Coativação (ICa) é uma opção de padronização da avaliação da cocontração muscular, já que expressa a coativação por meio da comparação da atividade eletromiográfica de um músculo atuando como antagonista e agonista[8].

O pico de torque (PT) é fornecido pelo dinamômetro isocinético e representa o torque máximo registrado durante as contrações musculares, esta é uma variável frequentemente utilizada para a avaliação da força muscular[9]. Tem sido demonstrado que indivíduos saudáveis são capazes de produzir maior PT extensor e flexor do joelho durante situações de contrações isométricas e isotônicas em posições corporais que causem maior alongamento muscular[10]. Michaelsen et al.[5] e Bohannon[11] afirmaram o mesmo para os

flexores do joelho de indivíduos pós-AVE durante isometria. Apesar de ser mais frequente nas tarefas diárias, não foram encontrados estudos que avaliassem o torque durante contrações isotônicas de pacientes hemiparéticos nessas condições.

Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência das posições sentada e supina no ICa dos músculos reto femoral e semitendíneo e no PT isocinético concêntrico dos grupos musculares extensores e flexores do joelho de indivíduos hemiparéticos crônicos espásticos pós-AVE.

METODOLOGIA

Estudo observacional e transversal com comparação do nível de coativação muscular e do pico de torque entre as posições sentada e supina e entre os hemicorpos paréticos e não paréticos de indivíduos com histórico de AVE. O trabalho foi realizado no Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) de acordo com a Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFPE (CAAE nº 05479912.9.0000.5208).

Foram incluídos indivíduos que sofreram AVE, isquêmico ou hemorrágico, ocorrido há pelo menos seis meses, sem reincidências ou outras patologias associadas (ortopédicas, reumáticas e metabólicas), capazes de executar o protocolo experimental proposto, normotensos, sem fazer uso de medicações que influenciassem no desempenho motor (relaxantes musculares ou toxina botulínica) e que tivessem sequelas com predomínio braquial, crural ou ambos, contanto que apresentassem escore entre 10-30 no domínio de membro inferior da versão brasileira da escala de Fugl-Meyer[12,13].

Foram excluídos indivíduos que apresentassem escore inferior a 19 se analfabetos e 25 se alfabetizados na versão brasileira do Miniexame do estado mental (MEEM)[14,15]inclusive o Mini-Exame do Estado Mental. Foram calculadas a sensibilidade, a especificidade, os valores preditivos positivo e negativo e a curva ROC. RESULTADOS: A sensibilidade, a especificidade, os valores preditivos positivo e negativo e a \u00e1rea sob a curva ROC foram 80,8%, 65,3%, 44,7%, 90,7% e 0,807, respectivamente (ponto de corte 23/24; pico hipertensivo episódico (pressão sistólica maior do que 140 mmHg ou pressão diastólica maior do que 90mmHg) constatado antes da avaliação e que fossem incapazes de realizar a extensão completa do joelho (0º).

Os voluntários foram selecionados por conveniência a partir de um cadastro existente no laboratório, e os considerados aptos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Participaram do estudo vinte indivíduos com média de 54±12,14 anos; Índice de Massa Corpórea médio de 26,93±3,34kg/m² e tempo médio de AVE de 55,85±49,4 meses. Os participantes apresentaram escore do MEEM entre 27-30 e Fugl-Meyer do membro inferior entre 15-30.

Para o registro da EMG foi utilizado o eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec®), quatro canais, com ganho igual a 1000 e taxa de rejeição de modo comum de 110 dB a 60Hz. Filtros analógicos do tipo Butterworth (4º ordem), passa alta em 20Hz e passa baixa em 500Hz e um filtro *notch* em 60Hz. Conversor analógico/digital de 14-bits e a frequência de amostragem de 2KHz.

Para a captação do sinal elétrico dos músculos reto femoral (RF) e semitendíneo (ST) foram utilizados eletrodos de superfície com 3cm de diâmetro (Meditrace®). Antes da colocação dos eletrodos, a pele passou por higienização por meio de tricotomia local, limpeza com álcool etílico a 70% e abrasão com esponja áspera. A localização dos eletrodos seguiu as recomendações sugeridas pelo Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle (SENIAM)[16]. A distância entre os centros dos eletrodos foi de 20 mm, e o eletrodo de referência foi fixado sobre a cabeça da fíbula do membro avaliado.

Os dados captados foram expostos no software MiotecSuite®. O registro eletromiográfico foi feito concomitante à atividade desempenhada no dinamômetro isocinético.

Para o registro de força muscular, foi utilizado um dinamômetro isocinético modelo Humac2009/Norm(CSMi®) no qual os voluntários realizaram dez repetições de extensão e flexão do joelho no modo concêntrico, sendo cinco iniciais para aquecimento e, após trinta segundos, cinco para análise utilizando a velocidade de 60º/s. Após intervalo de três minutos, a mesma tarefa foi realizada na posição supina.

Na avaliação em posição sentada, os indivíduos foram estabilizados por meio de cintos de contenção, adotando-se o ângulo do encosto dorsal de 85º em relação ao plano horizontal. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur e o braço de alavanca foi fixado no terço distal do membro avaliado. Para calibração

da amplitude do movimento articular (ADM), considerou-se a capacidade de mobilização articular ativa de cada participante. Em seguida o membro foi pesado na posição de total extensão, e estes valores foram utilizados para cancelar os efeitos da gravidade nos valores de torque. Na avaliação em posição supina o protocolo seguiu o mesmo procedimento e o encosto dorsal estava inclinado em 10º.

Os sinais registrados do dinamômetro foram fornecidos pelo Humac Software e exibidos com uma taxa de amostragem de 100Hz.

Para avaliar a cocontração foi utilizado o ICa. Este índice é expresso pelo quociente entre o valor RMS médio do antagonista e o valor RMS médio desse mesmo músculo atuando como agonista. Para isso o sinal bruto foi refiltrado (banda passante 20-500Hz e *notch* 60Hz), retificado e feito o janelamento móvel a cada 50 ms. Identificada a contração em que o voluntário desempenhou o maior pico de torque extensor e flexor, a média do valor RMS foi calculada no período de 500 ms, sendo 250 ms antes e 250 ms após o pico do sinal eletromiográfico do músculo agonista. Dentro desse mesmo intervalo foi calculada a média do valor RMS do músculo antagonista (Figura 1).

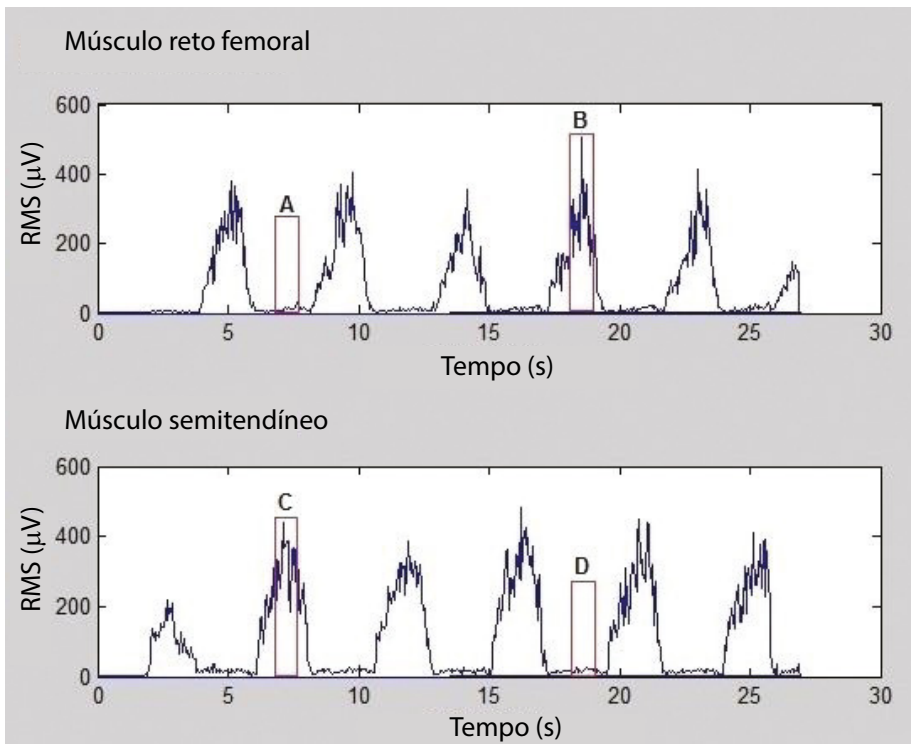

Figura 1. Sinal RMS dos músculos reto femoral e semitendíneo. (A) Seleção do músculo reto femoral agindo como antagonista; (B) Seleção do músculo reto femoral agindo como agonista; (C) Seleção do músculo semitendíneo agindo como agonista; (D) Seleção do músculo semitendíneo agindo como antagonista

Foram utilizadas as equações:

$$\text{ICa do músculo reto femoral: } \frac{\text{MÉDIA RMS DO ANTAGONISTA (A)}}{\text{MÉDIA RMS DO ANTAGONISTA (B)}}$$

onde A é o intervalo de tempo do músculo reto femoral agindo como antagonista durante o pico de torque dos flexores do joelho; e B é o intervalo de tempo em que esse músculo atua como agonista durante o pico de torque dos extensores do joelho.

$$\text{ICa do músculo semitendíneo: } \frac{\text{MÉDIA RMS DO ANTAGONISTA (D)}}{\text{MÉDIA RMS DO ANTAGONISTA (C)}}$$

onde D é o intervalo de tempo do músculo semitendíneo agindo como antagonista durante o pico de torque dos extensores do joelho; e C é o intervalo de tempo em que esse músculo atua como agonista durante o pico de torque dos flexores do joelho.

Para avaliar a força muscular foi utilizado o PT. Ele representa o maior valor de torque registrado dentre

as cinco contrações realizadas de extensão e flexão, expresso em Newtons metro (Nm). Utilizou-se o software Matlab (Mathworks® 7.6.0) para a análise dos dados.

Foi realizada a comparação das variáveis entre as posições (sentada e supina) e entre os hemicorpos (parético e não parético). Para isso, os dados foram tabulados e em seguida foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov. Constatada a normalidade da amostra, aplicou-se o Test t de Student para amostras pareadas nas comparações entre as posições e entre os hemicorpos. Em todos os casos foi considerado o nível de significância de $p<0,05$. Foi utilizado o programa estatístico SPSS, versão 18.0. Os resultados foram expressos em média ± desvio-padrão.

RESULTADOS

O ICa do músculo reto femoral não mostrou diferença entre as posições, em ambos os membros. Na comparação entre os membros na posição sentada, o parético apresentou maior valor do ICa: 0,10±0,05; 0,28±0,25 (p=0,007), houve uma tendência do mesmo resultado ocorrer na posição supina: 0,11±0,10; 0,23±0,21 (p=0,05), (Figura 2).

O músculo semitendíneo do membro parético mostrou menor ICa na posição supina em comparação com a posição sentada: 0,36±0,33; 0,44±0,33 (p=0,048). Esse músculo também mostrou maior ICa do membro parético em relação ao membro não parético em ambas as posições: Sentada 0,12±0,08; 0,44±0,33 (p=0,001); supina 0,10±0,09; 0,36±0,33 (p=0,005). Conforme ilustrado na Figura 3.

O PT extensor e flexor foi estatisticamente maior para o membro não parético em comparação ao membro parético em ambas as posições. Na comparação entre as posições, houve diferença somente do PT flexor do membro não parético, em que a posição sentada resultou em maior PT em relação à posição supina: 29,29±12,9 Nm; 21,38±8,5 Nm (p=0,005), (Figuras 4 e 5).

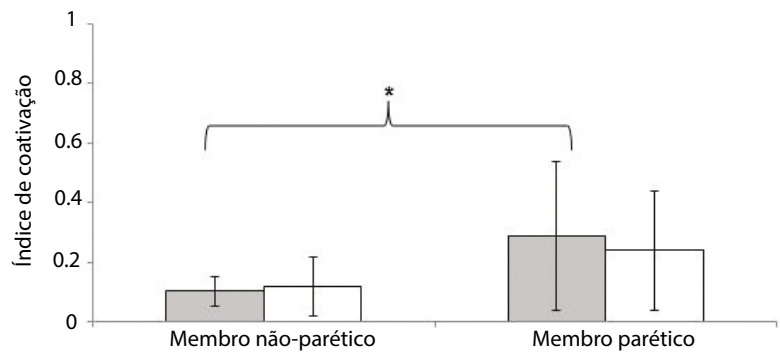

Figura 2. Índice de Coativação do músculo reto femoral. Barra cinza = posição sentada; Barra branca = posição supina. *Foi constatada diferença na comparação entre os membros parético e não parético na posição sentada (p<0,05)

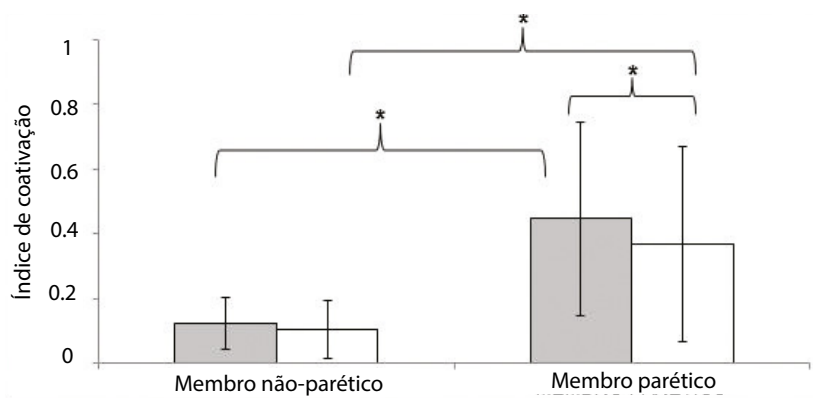

Figura 3. Índice de Coativação do músculo semitendíneo. Barra cinza = posição sentada; Barra branca = posição supina. *Foi constatada diferença na comparação entre os membros parético e não parético em ambas as posições; e diferença na comparação entre as posições para o membro parético (p<0,05)

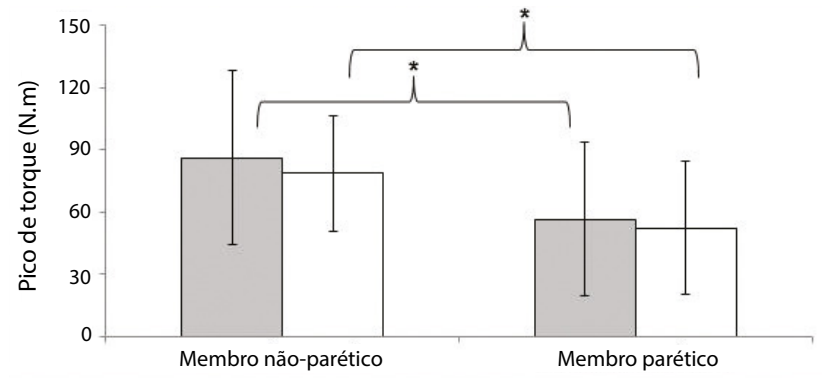

Figura 4. Pico de torque extensor. Barra cinza = posição sentada; Barra branca = posição supina. *Foi constatada diferença na comparação entre os membros parético e não parético em ambas as posições (p<0,05)

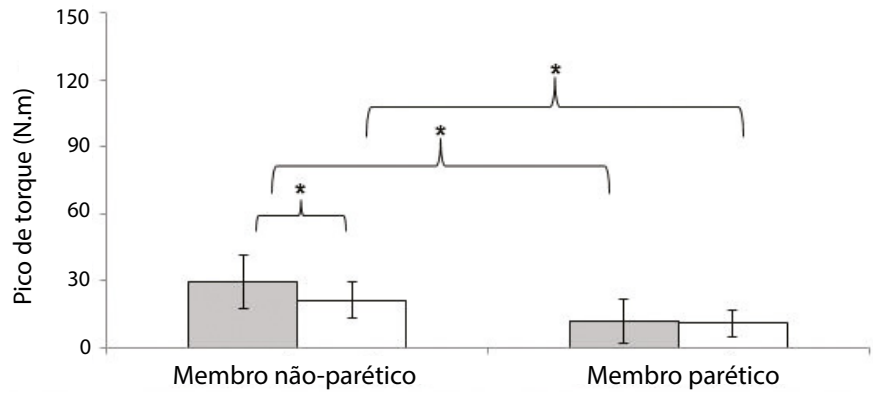

Figura 5. Pico de torque flexor. Barra cinza = posição sentada; Barra branca = posição supina. *Foi constatada diferença na comparação entre os membros parético e não parético em ambas as posições; e diferença na comparação entre as posições para o membro não parético (p<0,05)

DISCUSSÃO

De acordo com os resultados, ficou evidenciado que a mudança de sentado para supino implicou diminuição do ICa do músculo semitendíneo do membro parético e diminuição do PT flexor do membro não parético. Na comparação entre os membros, observou-se valores superiores de ICa e inferiores de PT do membro afetado em relação ao membro contralateral.

O resultado do ICa do semitendíneo mostrou que situações de maior alongamento desse músculo, ou seja, na posição sentada, resultam em maior coativação. Resultado também obtido por Fleuren et al.[3] que avaliaram a atividade eletromiográfica de 19 sujeitos hemiparéticos pós-AVE nas posições sentada e supina e encontraram maior nível de ativação antagônica dos músculos semitendíneo e reto femoral quando se encontram mais estirados. Isso ocorre devido aos fusos musculares estarem mais sensíveis ao alongamento, pois, uma vez que estão mais encurtados, a transmissão do estiramento é mais rápida e intensa nos músculos espásticos[8].

No entanto, o mesmo resultado não foi obtido para o músculo reto femoral neste estudo, assim como em Horstman et al.[17] que também não relataram diferenças de coativação do músculo reto femoral em diferentes comprimentos a partir da mudança de angulação do joelho. He[18] justificou esse fato afirmando que o aumento da atividade antagônica do músculo reto femoral é mais frequentemente visto em pacientes com acometimento grave, todavia, os voluntários deste estudo apresentaram moderado nível de função motora segundo a escala de Fugl-Meyer, o que pode ter atenuado a coativação desse músculo.

Maior ICa dos músculos extensores e flexores do joelho é comumente observado em indivíduos espásticos quando comparados a sujeitos saudáveis como obtido por Neckel et al.[19] e Hidler et al.[20]

por meio de EMG e célula de carga. Com relação à comparação entre os membros parético e não parético, Newham e Hsiao[21] não encontraram diferenças significativas em 12 indivíduos pós-AVE de ambos os sexos avaliados através de dinamometria isocinética, o que difere do resultado deste estudo. Discordância que pode ser justificada pelo fato dos autores terem registrados a atividade mioelétrica durante contração isométrica, modo no qual a coativação antagônica é menor em músculos espásticos devido à ausência da velocidade[6], outra justificativa é o fato dos pacientes estudados estarem na fase aguda (≤6 meses) período em que as sequelas do AVE diferem das presentes na fase crônica. Na fase aguda há predomínio de paresia e desuso do membro afetado, enquanto no período de cronificação ocorrem também adaptações neurais, que resultam em hiperatividade muscular e consequente espasticidade e cocontração[8].

O PT do membro parético foi menor do que o do não parético, resultado que corrobora outros estudos[11,21,22] e que é justificado pelas alterações que ocorrem no hemicorpo afetado como diminuição de comandos eferentes da via córtico-espinhal, falha na inibição recíproca que leva a uma coativação excessiva do músculo antagonista e alterações musculares secundárias como redução da área de secção transversa somado ao aumento de tecido não contrátil[23,24].

Na comparação entre as posições, obteve-se que a posição sentada favoreceu um maior PT dos músculos flexores do joelho do membro não afetado, assim como visto em outros trabalhos que avaliaram indivíduos saudáveis[10,25-27]. Esse fato é justificado pelo princípio de alongamento-encurtamento, uma vez que a posição sentada proporciona um distanciamento das inserções e consequente alongamento dos músculos isquiotibiais. Esse princípio afirma que uma ação muscular concêntrica é intensificada quando precedida de uma ação excêntrica, isso ocorre devido ao armazenamento de energia elástica nos elementos passivos, aumento de pontes cruzadas e ao reflexo de estiramento do fuso muscular[28,29].

Com relação ao membro parético, não foram encontradas diferenças entre as posições. Diferentemente de Bohannon[11] que relatou maior PT isométrico na posição sentada para ambos os hemicorpos de 12 indivíduos paréticos agudos, pós-AVE; e Michaelsen et al.[5] que relataram o mesmo para 10 sujeitos hemiparéticos em fase crônica. Discordância que pode ser justificada pelo fato desses estudos terem sido avaliados durante isometria, na qual os pacientes hemiparéticos desempenham maior PT comparado ao modo concêntrico[6].

No caso dos músculos extensores, não houve variação do PT entre as posições, pois não houve influência do ciclo alongamento-encurtamento, uma vez que os vastos medial, lateral e intermédio, responsáveis por até 80% do torque extensor do joelho[30], são monoarticulares, portanto sofrem menos influência da posição do quadril[10,25,26].

Os achados deste estudo são importantes pois fornecem subsídios aos fisioterapeutas e demais profissionais de saúde que lidam com tratamento de indivíduos hemiparéticos e também aos próprios pacientes com sequelas de AVE. Por exemplo, em virtude do músculo semitendíneo do membro parético ter apresentado diminuição de coativação na posição supina e semelhança do pico de torque entre as posições, a posição supina torna-se mais indicada durante mobilizações e treinamento de força dos músculos ísquiotibiais deste membro. E em relação aos músculos extensores, uma vez que não ficaram demonstradas diferenças na intensidade de coativação nem no pico de torque entre as posições avaliadas, também recomenda-se a adoção da posição supina quando se realiza mobilizações ou treinamento de força para este grupo muscular em pacientes hemiparéticos que apresentam comorbidades cardiorrespiratórias, devido ao menor grau de esforço que essa postura requer.

Vale ressaltar que essas interpretações são para tarefas que envolvam especificamente os músculos discutidos, tais como, mobilizações passivas, assistidas, ativas ou resistidas de flexão e extensão do joelho. Demais técnicas de reabilitação são necessárias para o tratamento desses pacientes e consequentemente as posições adotadas durante a intervenção devem variar. Além disso, todas as interpretações deste estudo foram obtidas por meio de avaliação em modo isocinético, por isso, merecem cautela ao serem extrapolados para atividades de contração isotônica ou isométrica.

O estudo apresenta como limitação o recrutamento da amostra, que foi feito por conveniência através de um banco de dados do laboratório; além disso, o nível de atividade física e o fato de estar sob tratamento fisioterapêutico não foram controlados durante o recrutamento da amostra. No entanto, os autores estabeleceram como critério de inclusão uma amplitude de escore predeterminada no domínio de membro

inferior da escala de Fugl-Meyer, o que representa um nível de função semelhante entre os indivíduos, independentemente do nível de atividade física ou se estavam em tratamento fisioterapêutico.

CONCLUSÃO

A posição supina resultou em diminuição no Índice de Coativação do músculo semitendíneo do membro parético. Enquanto a posição sentada favoreceu um maior pico de torque flexor do membro não parético. A mudança de posição não influenciou o Índice de Coativação do músculo reto femoral nem o pico de torque dos músculos extensores de ambos os membros. Diante disso, fica evidenciado que a posição supina parece ser indicada durante mobilizações e/ou treinamento de força dos músculos flexores e extensores do joelho em pacientes hemiparéticos crônicos pós-acidente vascular encefálico.

REFERÊNCIAS

1. Rosa MCN, Marques A, Demain S, Metcalf CD. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. J Electromyogr Kinesiol. 2014;24(1):1-10.
2. Busse ME, Wiles CM, van Deursen RWM. Co-activation: its association with weakness and specific neurological pathology. J Neuroeng Rehabil. 2006;3:26.
3. Fleuren JF, Nederhand MJ, Hermens HJ. Influence of posture and muscle length on stretch reflex activity in poststroke patients with spasticity. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(7):981-8.
4. Daly JJ, Roenigk K, Cheng R, Ruff RL. Abnormal leg muscle latencies and relationship to dyscoordination and walking disability after stroke. Rehabil Res Pract. 2011;2011:313980. doi.org/10.1155/2011/313980
5. Michaelsen S, Ovando A, Bortolotti A, Bandini B. Strength deficit of knee flexors is dependent on hip position in adults with chronic hemiparesis. Braz J Phys Ther. 2013;17(1):86-91.
6. Clark DJ, Condliffe EG, Patten C. Activation impairment alters muscle torque-velocity in the knee extensors of persons with post-stroke hemiparesis. Clin Neurophysiol. 2006;117(10):2328-37.
7. Fleuren JFM, Snoek GJ, Voerman GE, Hermens HJ. Muscle activation patterns of knee flexors and extensors during passive and active movement of the spastic lower limb in chronic stroke patients. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19(5):e301-e10.
8. Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. Muscle Nerve. 2005;31(5):552-71.
9. Dvir Z. Isokinetics: Muscle testing, interpretation, and clinical applications. Churchill Livingstone; 2004.
10. Guex K, Gojanovic B, Millet GP. Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters. J Athl Train. 2012;47(4):390-5.
11. Bohannon RW. Decreased isometric knee flexion torque with hip extension in hemiparetic patients. Phys Ther. 1986;66(4):521-3.
12. Maki T, Quagliato E, Cacho E, Paz L, Nascimento N, M I. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. Rev Bras Fisioter. 2006;10(2):177-83.
13. Fugl-Meyer A, Jääskö L, Leyman I, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient: a method for evaluation of physical performance. Scand J Rehabil Med. 1974;7:13-37.
14. Lourenço RA, Veras RP. Miniexame do Estado Mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais. Rev Saúde Pública. 2006;40(4):712-9.
15. Folstein M, Folstein S, McHugh P. "Mini-Mental State": A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. J Psychiat Res. 1975;12:189-98.
16. SENIAM - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle. http://www.seniam.org/. Accesso em 23/10/2013.
17. Horstman A, Gerrits K, Beltman M, Janssen T, Konijnenbelt M, de Haan A. Muscle function of knee extensors and flexors after stroke is selectively impaired at shorter muscle lengths. J Rehabil Med. 2009;41(5):317-21.
18. He J. Stretch reflex sensitivity: effects of postural and muscle length changes. IEEE Trans Rehabil Eng. 1998;6(2):182-9.
19. Neckel N, Pelliccio M, Nichols D, Hidler J. Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. J Neuroeng Rehabil. 2006;3(17):1-11.
20. Hidler JM, Carroll M, Federovich EH. Strength and coordination in the paretic leg of individuals following acute stroke. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2007;15(4):526-34.
21. Newham DJ, Hsiao SF. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. Disabil Rehabil. 2001;23(9):379-86.
22. Chow JW, Stokic DS. Force control of quadriceps muscle is bilaterally impaired in subacute stroke. J Appl Physiol. 2011;111(5):1290-5.
23. Knutsson E, Mårtensson A, Gransberg L. Influences of muscle stretch reflexes on voluntary, velocity-controlled movements in spastic paraparesis. Brain. 1997;120(Pt 9):1621-33.
24. Ramsay JW, Barrance PJ, Buchanan TS, Higginson JS. Paretic muscle atrophy and non-contractile tissue content in individual muscles of the post-stroke lower extremity. J Biomech. 2011;44(16):2741-6.
25. Bohannon RW, Gajdosik RL, LeVeau BF. Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. Phys Ther. 1986;66(7):1083-6.
26. Worrell TW, Perrin DH, Denegar CR. The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and

reciprocal muscle group ratio values. J Orthop Sports Phys Ther. 1989;11(3):104-7.

27. Deighan M, Serpell B, Bitcon M, Croix M. Knee joint strength ratios and effects of hip position in rugby players. J Strength Cond Res. 2012;26(7):1959-66.
28. Komi P V. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. J Biomech. 2000;33(10):1197-206.
29. Minozzo F, Lira C. Muscle residual force enhancement: A brief review. Clinics. 2013;68(2):269-74.
30. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. J Biomech. 1990;23(2):157-69.