

Análise da sequência do movimento de levantar/sentar, em indivíduos pós AVE: Estudo da relação da activação dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral

J Gomes¹, P Carvalho², R Santos³, C Silva⁴, A Sousa⁵ & A Silva⁶

¹ESTSP- Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

^{2,4,5,6} ACFT – Área Científica da Fisioterapia

³ACF – Área Científica da Física

¹joana1_gms@hotmail.com; ²pmc@estsp.ipp.pt; ³rss@estsp.ipp.pt; ⁴ccs@estsp.ipp.pt;
⁵asp@estsp.ipp.pt; ⁶afs@estsp.ipp.pt.

RESUMO

O objectivo deste estudo foi comparar o rácio dos músculos Vasto Medial Oblíquo (VMO) e Vasto Lateral (VL), na sequência de movimento de levantar e sentar, em indivíduos sem patologia e em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico (AVE). Pretendeu-se também verificar a sequência de activação de alguns músculos do membro inferior na sequência de movimento de levantar. Verificou-se existir diferenças significativas para afirmar que, no movimento de levantar, indivíduos com sequelas de AVE apresentam menor rácio VMO/VL no membro predominantemente atingido em relação aos indivíduos sem patologia. Diferentes sequências de activação muscular durante o movimento de levantar foram observadas.

Palavras-Chave: AVE, Levantar, Sentar, Vasto Medial Obliquo, Controlo neuromuscular

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare the ratio of the Vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL), in sit-to-stand movement in subjects without pathology and in individuals with stroke. The article tries to verify the sequence of activation of some muscles of the lower limb during standing up. There are significant differences to argue that, in standing up movement, subjects with sequelae of stroke have a lower ratio VMO / VL in predominantly affected limb compared to subjects without pathology. Different sequences of muscle activation during standing up movement were observed.

Keywords: Stroke, sit-to-stand, VMO, neuromuscular control.

1. INTRODUÇÃO

A sequência de movimento da posição de sentado para a posição de pé, é uma das actividades mais executadas na vida diária sendo essencial à independência funcional. Esta capacidade funcional é também um pré requisito necessário para o desempenho independente de outras tarefas como a marcha (Cheng et al. 2004; Terena & Taricco 2009).

Os indivíduos com AVE, apresentam comumente dificuldade na realização desta actividade no seu dia-a-dia. O conceito de Bobath considera que a independência na execução desta sequência de movimento é um objectivo essencial da reabilitação em que está subjacente a locomoção independente e a recuperação funcional do membro superior (Fletcher, Cornall e Armstrong 2009). Os mecanismos do controlo postural, que estão na base da sequência de movimento estudada, são de natureza antecipatória e permitem que o seu desempenho seja relativamente automático. Estes elementos são aprendidos, desenvolvidos e modificados com a experiência do movimento. Factores como a idade, lesões ou disfunções no controlo do movimento podem alterar os componentes e a sequência típica dos padrões de activação muscular resultando no uso de diferentes estratégias de compensação de forma a manter a função (Fletcher, Cornall e Armstrong 2009). Optimizar a automatização, minimizando as estratégias de compensação e maximizando a transferência de competências adequadas aos

diferentes contextos da vida do sujeito são objectivos da intervenção da fisioterapia (Fletcher, Cornall e Armstrong 2009).

O quadríceps (QUA) desempenha um papel essencialmente de motor primário do movimento de levantar. Este músculo é composto, entre outras porções, pelo VMO, que apesar de ser um fraco extensor do joelho tem um papel importante como estabilizador da rótula (Ng, Zhang, & Li, 2008). A estabilidade da articulação patelo-femoral é em grande parte mantida pelos tecidos moles, e em particular, pelo equilíbrio dinâmico entre os músculos VMO e VL (Ng, Zhang e Li 2008). O *rácio* VMO/VL representa a medida quantitativa da participação relativa do VMO e do VL durante a contracção muscular (Santos et al. 2007). Em condições normais, o *rácio* electromiográfico VMO/VL seria de 1:1 (Santos et al. 2007 e Ng, Zhang e Li 2008). Nos casos em que existem alterações no padrão de activação destes músculos o *rácio* VMO/VL está alterado (McConnell 1996; Ng, Zhang e Li 2008). Dessa forma, a relação anormal no padrão de activação desses músculos poderá alterar a dinâmica da articulação patelo-femoral (Santos et al. 2007).

Apesar de o estudo electromiográfico do *rácio* VMO/VL ser mais comumente investigado nos sujeitos com lesão do sistema neuro-músculo-esquelético pensamos que o estudo desta dinâmica na população de indivíduos com sequelas de AVE poderá permitir identificar desequilíbrios musculares e alterações da dinâmica das articulações. A articulação do joelho/patelo-femoral apresenta-se como um segmento que poderá reflectir a disfunção de articulações/segmentos que se encontrem distalmente a este como a articulação coxo-femoral e tibiotársica. A opção por este segmento e dos músculos assinalados em particular pode ser justificado pela ausência de referência na literatura para estudos desta natureza na população referida estando no entanto o protocolo de registo electromiográfico bem documentado. O reforço da pertinência desta investigação passa pela necessidade acrescida de, no âmbito da fisioterapia, determinar uma hipótese clínica que hoje sabemos que vai mais além do que a alteração da modulação do tónus muscular.

Nesta sequência apresentamos como objectivo desta investigação determinar o *rácio* VMO/VL num grupo de indivíduos sem patologia e no membro predominantemente afectado e não afectado de um grupo de indivíduos com sequelas de AVE. Pretendemos ainda verificar se existem diferenças entre as duas populações estudadas. A caracterização da sequência de activação muscular na sequência de movimento de levantar nos dois grupos em estudo foi também um dos objectivos propostos.

2. MÉTODOS

2.1. Amostra

O desenho de estudo foi observacional, descritivo, transversal e o modelo de investigação quantitativo. Para a selecção da amostra foi aplicado um questionário a todos os indivíduos que se propuseram a participar no estudo, garantindo o cumprimento dos critérios de inclusão e de exclusão.

Deste modo, 6 indivíduos (4 homens e 2 mulheres) com diagnóstico de AVE no território da artéria cerebral média (ACM), voluntários da Clínica de Medicina Física e Reabilitação ADC em Famalicão, obedeceram aos seguintes critérios de inclusão: indivíduos com história de AVE isquémico, no território da artéria cerebral média (Cheng et al. 2004) com mais de 3 meses de evolução; sem alterações motoras, sensitivas, visuais ou vestibulares que impeçam a realização das tarefas em estudo (sentar e levantar de forma independente) (Cheng et al. 2004); nível cognitivo preservado para o entendimento de ordens simples (avaliação feita através do *Mini Mental State Examination* com um score mínimo de 24) e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. Foram definidos como critérios de exclusão: sintomas patelo-femorais: presença de dor na face anterior ou retropatelar em pelo menos duas das seguintes actividades: longos períodos sentados, subir e descer escadas, agachamento, correr, ajoelhar ou saltar (Cowan et al. 2001); dor á palpação patelar (Lima, Carvalho e Torres 2010), história recente ou passada de episódios traumáticos, patologias ou cirurgias do membro inferior e medicação que interfira com a actividade muscular (Cowan et al. 2001; Lima, Carvalho e Torres 2010).

O grupo controlo, constituído por 7 indivíduos (4 homens e 3 mulheres) voluntários da população do corpo docente e não docente da Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto (ESTSP) e de alguns indivíduos residentes do distrito do Porto e Braga apresentavam condições antropométricas semelhantes ao grupo com sequelas de AVE. Foram sujeitos aos mesmos critérios de inclusão e exclusão do grupo com AVE, a excepção do seguinte critério de exclusão: história de AVE ou outras doenças neurológicas e idade inferior a 45 anos.

A caracterização da amostra relativamente à idade, peso, altura, IMC, tempo pós-AVE e resultado da Fulg-Mayer são apresentadas na Tabela 1, em termos de média, desvio-padrão, mínimo e máximo.

Tabela 1: Valores de média (DP), mínimo e máximo, da idade (anos), peso (kg), altura (metros), IMC (Kg/m²) e resultados da Fugl-Meyer (MI) dos sujeitos do grupo controlo e do grupo AVE.

		Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (kg/m ²)	Fugl-Meyer(MI)
Grupo	<i>Média (DP)</i>	54,14 (8,214)	67,29 (11,75)	1,64 (0,049)	24,75 (3,16)	—
Controlo	<i>Mínimo</i>	45	52,65	1,56	21,60	
(n=7)	<i>Máximo</i>	64	81,00	1,72	28,70	
Grupo	<i>Média (DP)</i>	54,50 (7,09)	93,12 (26,67)	1,65 (0,097)	33,98 (7,25)	26,50 (5,28)
AVE	<i>Mínimo</i>	46	71,90	1,50	26,89	19
(n=6)	<i>Máximo</i>	63	131,50	1,77	43,58	31

DP (desvio padrão); IMC (Índice de massa corporal); MI (Membro Inferior)

2.2. Instrumentos

Para a avaliação da função motora dos indivíduos com sequelas de AVE foi aplicada a parte correspondente ao membro inferior, alínea E, relativa a Anca/Joelho/Tornozelo, da versão adaptada para a população portuguesa da *Fugl-Meyer Assessment of sensorimotor Recovery After Stroke* (Versão adaptada e validada para a realidade portuguesa no âmbito da monografia em Fisioterapia de Cristina Isabel Aguiar dos Santos (autores originais: Axel R. Fugl-Meyer, Lisbeth Jääskö, Ingegerd Leyman, Sigyn Olsson e Solveig Stegling do Institute of Rehabilitation Medicine, University of Göteborg, em Göteborg na Suécia, em 1975) (*Pearson r = 0.86 a 0.99; ICC = 0.96*) (Fugl Meyer et al 1975; Santos 2002). Esta parte apresenta uma pontuação máxima de 34 pontos.

Na determinação do tempo de activação muscular e *rácio* VMO/VL foi utilizado a EMGs. O sinal electromiográfico foi recolhido e tratado pelo Sistema *Biopac MP 150 Workstation*, e software de apoio *Acqknowledge®* versão 3.9 (*Biopac Systems Inc.*, sede em 42 Aero Camino, Goleta, California 93117, EUA). Os pares de eléctrodos TSD 150 B de superfície circular activos utilizados foram de Cloreto de prata (AgCl), com um diâmetro de 11,4mm, impedância de entrada de 100MΩ e SMRR de 95dB. Resultados teóricos e experimentais mostraram que os métodos convencionais para a detecção de contracções musculares em electromiografia são precisos e de confiança (Staudé & Wolf 1999).

Como referência para o início do levantar, utilizou-se uma plataforma de forças conectada a um amplificador *Bertec AM6300* (*Bertec Corporation – FP4060-10*, sede em 6185 Huntley Road, Suite B, Columbus, OH 43229, EUA) e ligada ao *Biopac MP150 Workstation* (sincronização com a EMGs), assim como um par de sensores sensíveis a pressão TSD 111 (área activa de 12,7 mm de diâmetro) colocados no assento. O movimento foi registado em vídeo, através de uma câmara Sony Handycam DCR-HC53 (Sony Portugal, Edifício Rock One, Lote 4.62.01, Alameda dos Oceanos, Parque das Nações, 1990-392 Moscavide, Lisboa, Portugal), colocada lateralmente ao sujeito e um computador com software VideoPad Video Editor (NCH software). Cinco marcas reflectoras foram colocadas em cinco pontos de referência anatómicos: acrómio, espinha ilíaca ântero-superior, grande trocânter, linha articular do joelho, maléolo lateral e cabeça do 5^a metatarso.

2.3. Procedimento

O presente estudo foi realizado no CEMAH – Centro de Estudos do Movimento e da Actividade Humana nas instalações da ESTSP. Antes da recolha dos dados, foi realizado um estudo piloto, em dois indivíduos não incluídos na amostra, mas seleccionados de acordo com os pressupostos da mesma, no sentido de garantir a boa compreensão das questões incluídas no questionário de selecção da amostra e testar a praticabilidade dos procedimentos adoptados.

Colocação dos eléctrodos: antes da colocação dos eléctrodos, a pele foi preparada para reduzir a impedância para menos de 5KΩ (Cowan et al. 2001). Foram retirados os pêlos na área dos músculos a avaliar, a pele foi limpa com álcool e levemente abrasada com uma lixa para eliminar eventuais interferências. Os eléctrodos para o VMO foram colocados aproximadamente 4cm superior e 3 cm medial em relação à borda supero-medial da rótula e orientado 55° em relação ao eixo do fémur (Cowan et al. 2001). Para o músculo VL, os eléctrodos foram posicionados aproximadamente 10 cm superior e 6 a 8 cm lateral em relação ao bordo superior da rótula com inclinação de 15° ao eixo do fémur (Cowan et al. 2001). Para o músculo RF, os eléctrodos foram posicionados a meio da linha que une a espinha ilíaca ântero-superior e a parte superior da patela (SENIAM 2010). Para o músculo BF, o eléctrodo é colocado a meio da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia (SENIAM 2010). Os eléctrodos foram colocados longitudinalmente às fibras musculares (Cheng et al. 2004). A adesão dos eléctrodos a pele foi reforçada com tape para minimizar o movimento dos eléctrodos e as possíveis

interferências externas. O eléctrodo de referência foi fixado no olecrâneo do membro não em teste (SENIAM 2010). Antes da realização da tarefa, os eléctrodos foram testados para controlar o sinal cruzado entre os diferentes grupos musculares, o ruído e as possíveis interferências.

Posição inicial: após uma explicação dos procedimentos aos indivíduos, descalços e em calções (Cheng et al. 2004; Galli et al. 2008), foi solicitado que assumissem a posição de sentado numa *marquesa hidráulica* (Cheng et al. 2004; Galli et al. 2008). No assento foram colocados dois sensores de pressão (Galli et al. 2008), que permitem identificar quando as nádegas levantam do assento (“*seat-off*”) e quando estas o encontram novamente. A altura da marquesa foi ajustada a cada sujeito: 100% da distância entre a interlinha articular do joelho e o chão. A marquesa foi posicionada de modo a que os pés assentassem na plataforma de forças. Os pés foram colocados paralelos e alinhados com os ombros (Cheng et al. 2004), e posicionados 10 cm para trás da linha vertical desenhada do meio da articulação do joelho (cerca de 75° de dorsiflexão da tíbio-társica) (Carr & Sherpherd 2008).

Movimento de levantar e sentar: depois de correctamente posicionados, os indivíduos foram instruídos a levantar-se, sem utilizar os membros superiores (Terena & Taricco 2009) e mantendo o olhar em frente (Galli et al. 2008). Iniciaram o movimento após o comando verbal “*Pode levantar*”. Quando atingiram a fase final do levantar foram instruídos para manter a posição de pé durante alguns segundos e só sentar após o comando verbal “*Pode sentar*” (Galli et al. 2008). Procedeu-se da mesma forma para todos os participantes de forma a minimizar as diferenças inter-indivíduos. O movimento foi realizado à velocidade habitual de cada indivíduo. A fim de permitir a avaliação da consistência dos ensaios, os sujeitos repetiram a tarefa com intervalo entre tentativas, até a obtenção de três tentativas validas (Cheng et al. 2004).

Processamento dos dados electromiográficos: para o tratamento do sinal EMG, foi utilizado um filtro de baixas frequências de 10 Hz e um filtro de altas frequências de 500 Hz (Camargos, Goulart e Salmela 2009). Foi efectuada a rectificação da curva, através da função *ABS*. Seguiu-se a suavização através da função *Smoothing – Moving Average* – para 10 amostras. A quantificação do sinal EMG foi obtida através do valor da raiz quadrada da média (RMS), sendo o seu valor, em mv (Correia & Santos 2004; Camargos, Goulart e Salmela 2009). Após o processamento, os valores de RMS foram normalizados pelo pico máximo de amplitude do membro não predominantemente afectado, registada durante a actividade funcional em estudo. Foi registado o valor da média (M) e desvio padrão (DP) em repouso durante 500 ms. O início da actividade de cada músculos foi identificada pela EMG, e definida como o tempo em que sinal electromiográfico rectificado excede o valor $M + 2 DP$ da actividade de base. O retorno à linha de base (valor menor ou igual a $M + 2 DP$) foi considerado o fim da actividade muscular. Nos dois casos é necessário manter essa actividade durante 50 ms (Correia & Santos 2004; Camargos, Goulart e Salmela 2009).

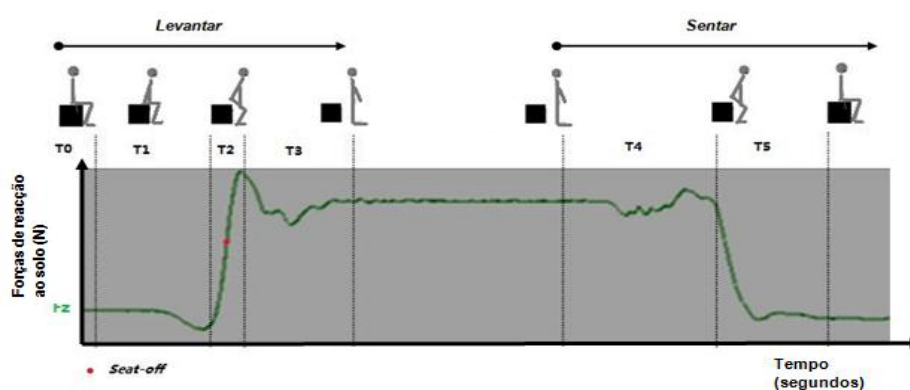


Figura 1: Esquema representativo da relação entre o movimento de levantar e sentar e a variação das forças verticais (F_z) no solo. Divisão do movimento de levantar na fase T1, T2, T3 (T0 corresponde ao início do movimento). Divisão do movimento de sentar na fase T4 e T5.

O movimento estudado foi dividido em 5 fases (figura 1). O início do movimento (T0) de levantar foi detectado quando as forças verticais (F_z), obtidas através da plataforma de forças, começaram a diminuir. O início do movimento foi também confirmado através da análise do vídeo, pois este coincide com o início do deslocamento anterior do acrómio. A fase T1, corresponde à flexão do tronco característica do início do movimento de levantar (Cheng et al. 2004). A fase T2, inicia-se quando as forças verticais registam um aumento considerável e termina quando é atingido o pico máximo vertical. Esta fase engloba o momento em que o indivíduo deixa o contacto com o assento (o *seat-off*) que é considerado o momento de maior actividade muscular. Este momento foi detectado através dos sensores colocados no assento. Por último, a fase T3 vai desde

o pico vertical até à estabilização das forças no eixo Fz da plataforma. Este momento indica que o indivíduo se encontra de pé (Cheng et al. 2004). A fase T4 e a fase T5 correspondem a sequência de movimento de sentar. A fase T4, compreende o momento entre o início da diminuição nas forças verticais e o momento em que os glúteos máximos se aproximam da superfície de apoio (detectado pelos sensores de pressão). A fase T5 termina quando os valores de força vertical se encontram estabilizados.

Para o cálculo do valor do rácio VMO/VL foram utilizados apenas os valores encontrados na fase T2 do levantar e a fase T4 do sentar. Estas fases correspondem aos momentos máximos de actividade muscular (Camargos, Goulart e Salmela 2009).

2.4. Ética

Todos os indivíduos que participaram no estudo foram informados dos objectivos do estudo e dos procedimentos a realizar, sendo que cada indivíduo teve a oportunidade de realizar todas as perguntas que considerou necessárias e esclarecer todas as dúvidas. Foi dada a oportunidade de consentirem ou recusarem a participação no estudo, bem como, de o interromperem a qualquer momento, segundo os princípios e normas da Declaração de Helsínquia. O anonimato e a confidencialidade dos dados foram mantidos ao longo de toda a investigação.

2.5. Estatística

Para a análise estatística das variáveis deste estudo foi utilizado o software SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences*), versão 17.0, para *Microsoft Windows*®. Foi efectuada estatística descritiva: média, desvio-padrão, mediana e desvio interquartis para caracterização das variáveis. Utilizou-se estatística não paramétrica, nomeadamente o *Mann-Whitney Test* para a análise dos valores obtidos nas diferentes variáveis entre os grupos (grupo controlo e grupo AVE) e o *Wilcoxon Signed Rank Test* para análise dos valores obtidos em algumas das variáveis intragrupos (membro parético e não-parético do grupo AVE). O intervalo de confiança utilizado foi de 95%, com um nível de significância de 0,05.

3. RESULTADOS

As características antropométricas dos sujeitos dos dois grupos não diferem significativamente no que respeita à média de idade e ao sexo. No grupo AVE não se verificam diferenças significativas em relação ao tipo de AVE, lado afectado, e score da Fugl-Meyer entre os indivíduos deste grupo. Foi realizada a exploração dos dados para verificar a presença de *outliers*. No Grupo controlo, o indivíduo 3 foi considerado um *outlier* moderado no tempo de activação do BF. No Grupo AVE, verificou-se um *outlier severo* no rácio VMO/VL no indivíduo 10. Este *outlier* severo foi excluído, por se considerar que o seu valor era significativamente diferente dos restantes o que iria enviesar os resultados.

Através da tabela 2, pode-se verificar que o tempo de execução do movimento de levantar foi significativamente menor nos indivíduos sem patologia em comparação com os indivíduos com sequelas de AVE ($p=0,022$). O mesmo aconteceu no movimento de sentar ($p=0,014$). Observou-se também que em ambos os grupos os indivíduos demoram mais tempo na execução do movimento de sentar do que na execução do movimento de levantar ($p=0,031$ no grupo AVE e $p=0,016$ no grupo controlo).

Tabela 2: Resultados dos valores de mediana e desvio interquartis (entre parêntesis) do tempo total de levantar e sentar, em segundos, no grupo controlo e no grupo AVE e respectivo valor prova (p).

	Tempo Levantar (seg.)	Tempo Sentar (seg.)
Grupo controlo (n=7)	2,59 (0,24)	3,19 (0,43)
Grupo AVE (n=6)	3,11 (0,24)	4,50 (0,52)
Valor prova (p)	$p = 0,022$	$p = 0,014$

Relativamente à sequência de activação muscular, foi observada alguma variabilidade individual durante o movimento de levantar, tanto no grupo com sequelas de AVE como no grupo sem patologia. Foram encontradas diferenças significativas entre o membro parético e não parético do grupo AVE relativas ao tempo de activação do músculo VL ($p=0,03$). No MINP o músculo VL é activado mais precocemente em relação ao MIP. Em relação aos outros músculos, apesar de não encontradas diferenças significativas, verificamos que o RF é normalmente o primeiro musculo a ser activado na sequência de levantar. È normalmente activado antes do VMO e do VL. Estes músculos são os segundos a ser recrutados seguindo-se mais tarde o BF. O SOL é activado

mais tarde no grupo controlo, tendo-se verificado que em algumas situações só é activado depois do *seat-off*. No grupo com sequelas de AVE, verifica-se uma activação precoce do RF, VMO, VL e do SOL do MINP em relação ao MIP, onde esta activação só acontece mais tarde.

Pela análise da tabela 3, observamos que existem diferenças estatisticamente significativas para afirmar que o rácio VMO/VL do MIP do grupo AVE foi menor que o rácio VMO/VL do grupo controlo no movimento de levantar ($p=0,018$). Em relação ao movimento de sentar não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos. O rácio do MINP não apresenta diferenças significativas em relação ao rácio do grupo controlo.

Tabela 3: Resultados dos valores da mediana e intervalo interquartis (entre parêntesis) do rácio electromiográfico entre os músculos VMO e VL, no grupo controlo e no membro parético e não parético do grupo com diagnóstico de AVE, durante o movimento de levantar e sentar.

		Levantar	Sentar
Grupo controlo (n=7)		1,02 (0,09)	0,82 (0,11)
Grupo AVE (n=6)	MIP	0,82 (0,11) ¹	0,85 (0,14)
	MINP	0,99 (0,08)	0,95 (0,17)

MIP: Membro inferior parético; **MINP:** Membro inferior não parético.

¹ $p=0,018$ entre o rácio VMO/VL do grupo controlo e o rácio VMO/VL do MIP do grupo AVE no movimento de levantar.

4. DISCUSSÃO

Os estudos da sequência de movimento da posição de sentado para a posição de pé têm incidido predominantemente sobre as suas características cinemáticas, existindo já alguns estudos que abordam a sequência de activação dos músculos do membro inferior (Cheng et al. 2004; Galli et al. 2008; Camargos, Goulart e Salmela 2009).

Os indivíduos com sequelas de AVE que constituíram a amostra deste estudo, apresentavam uma média de idades relativamente mais baixa em comparação com estudos homólogos (Cheng et al. 2004; Galli et al. 2008; Camargos, Goulart e Salmela 2009). Os estudos que utilizaram a escala *Fugl-Meyer Assessment* obtiveram resultados de score total mais baixos do que os obtidos no presente estudo (Lamontagne, Richards e Malouin 2000). Este facto sugere que os indivíduos com sequelas de AVE que participaram neste estudo apresentavam menor comprometimento motor dos membros inferiores relativamente a outras investigações. A única variável onde foram encontradas diferenças significativas entre grupos foi na variável peso e como consequente na variável IMC. Não foi encontrado em nenhum estudo que este factor poderia influenciar os resultados obtidos. No entanto, o excesso de peso verificado nos indivíduos com sequelas de AVE, poderia ter influenciado várias variáveis estudadas, como o tempo de execução da tarefa, assim como, o tempo e a intensidade de activação muscular.

Os músculos seleccionados apesar de apresentarem a sua maior influência na articulação do joelho são também, importantes mobilizadores bem como estabilizadores das articulações coxo-femural e tibiotársica. Na população de sujeitos com sequelas de AVE a necessidade de entender a avaliação e intervenção de uma forma global necessita de ser suportada por estudos que tentem perceber as estratégias de movimento adoptadas pelos indivíduos e as repercussões funcionais com inerente variabilidade individual. O estudo desta relação só será possível com registos de base das possibilidades de escolha adoptados pela população em estudo. Sabemos que esta caracterização carece de um registo sobre um número relevante de sujeitos com patologia, apresentando-se esta investigação como um primeiro passo para a definição de estratégias a desenvolver de modo a prover os elementos necessários para a sua concretização em superior número de sujeitos.

Relativamente ao tempo de execução da sequência de movimento da posição de sentado para de pé, os nossos resultados vão de encontro ao referido por Hesse et al. (1994) quando referem que os sujeitos com sequelas de AVE apresentam um tempo de execução superior quando comparado á população sem patologia. A reforçar estes resultados temos Cheng et al. (2004) que num estudo com indivíduos com sequelas de AVE, concluiu que uma maior duração para executar o movimento de levantar pode ser indicativo de quedas.

Sabendo que a produção de um padrão de movimento selectivo depende da estabilidade das articulações adjacentes (Meadows & Williams 2009), pode-se compreender que uma diminuição da estabilidade da articulação patelofemoral poderá interferir no padrão de activação na coxo-femural e tibiotársica. O raciocínio clínico desenvolvido nos sujeitos com sequelas de AVE, inerente à função do membro inferior, raramente se centra num segmento único sendo sempre necessário o seu enquadramento no âmbito mais global do movimento

funcional. Dessa forma os resultados inerentes aos valores encontrados para o rácio VMO/VL e na ausência de valores de referência para esta população, só farão sentido se discutidos de forma interligada com as sequências de activação muscular. No presente estudo, observamos que existem diferenças significativas para afirmar que indivíduos com sequelas de AVE apresentam menor rácio VMO/VL no membro predominantemente afectado em relação aos indivíduos sem patologia no movimento de levantar. Nos estudos de natureza biomecânica, o rácio VMO/VL encontra-se diminuído nos indivíduos com patologia do joelho, principalmente na síndrome de dor patelofemoral, que é a mais estudada dentro desta temática. É importante salientar que os valores acima de 1 na relação VMO/VLL indicam que o VMO foi mais activado que seu o sinergista, enquanto que valores abaixo de 1 revelam que o VL foi mais recrutado durante a actividade (Ng, Zhang e Li 2008;McConnell 1996;Santos et al. 2007).

No presente estudo observou-se a existência de variabilidade individual relativamente á sequência de activação muscular durante o movimento de levantar, tanto no grupo com sequelas de AVE como no grupo sem patologia. O RF é normalmente o primeiro músculo a ser activado na sequência de levantar. Este facto está de acordo com os resultados encontrados em Cheng et al. (2004) assim como num estudo recente de Camargos, Goulart e Salmela (2009). O VMO e VL são os segundos músculos a ser recrutados seguindo-se mais tarde o BF. O SOL é activado mais tarde no grupo controlo, tendo-se verificado que em algumas situações só é activado depois do *seat-off*. No grupo com sequelas de AVE, verifica-se uma activação precoce do RF, VMO, VL e do SOL do MINP em relação ao MIP, onde esta activação só acontece mais tarde. O SOL do MINP é activado relativamente mais cedo em relação ao seu homólogo do MIP. Contudo, um número maior de indivíduos seria necessário para estabelecer comparações com os resultados encontrados noutros estudos.

É importante referir que o tempo de activação muscular é apenas um dos componentes do controlo motor. Outros factores, como a percentagem de activação e a quantidade de activação muscular podem ser importantes para verificar a funcionalidade da tarefa realizada (Cowan et al. 2001).

A variabilidade do movimento tem sido relatada por muitos autores e, é vista por alguns como um “ruído” que dificulta a análise do movimento, ao passo que para outros é vista como um fenómeno excitante inerente ao movimento voluntário e com um grande potencial de informação sobre o controlo motor e a coordenação (Latash 2008). O reduzido número de indivíduos que constituem a amostra não é suficiente para estabelecer um padrão uniforme de activação, no entanto, é suficiente para caracterizar cada indivíduo mais pormenorizadamente em relação a sua sequência de activação muscular durante o movimento de levantar, o que poderá ajudar a delinear estratégias de intervenção.

Algumas limitações deste estudo podem ser apontadas como o reduzido tamanho da amostra e o tipo de amostragem seleccionado, o que torna difícil a generalização dos resultados, limitando portanto, a validade externa. Estudos futuros com um número superior de participantes são necessários para estabelecer resultados mais evidentes.

5. CONCLUSÕES

O presente estudo permitiu concluir que indivíduos com sequelas de AVE apresentam menor rácio VMO/VL no membro predominantemente atingido em relação aos indivíduos sem patologia. Em relação ao movimento de sentar não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos. Conclui-se também que diferentes sequências de activação muscular durante o movimento de levantar foram observadas. Estas, sujeitas à inerente variabilidade individual, dificultam a definição de um padrão de activação muscular para o movimento estudado.

Agradecimentos: Agradecemos a participação a todos os voluntários em especial aos pacientes da clínica de Medicina Física e de Reabilitação ADC, que com o seu incedível empenho e dedicação contribuíram para que este estudo fosse possível.

6. REFERÊNCIAS

- Camargos, A., F. Goulart, e L. Salmela (2009). *Effects of Foot Position on the Performance of the Sit-To-Stand Movement With Chronic Stroke Subjects*. *Arch Phys Med Rehabil*, 90:314-9.
- Carr, J., & Shepherd, R. (1989). A motor learning model for stroke rehabilitation. *Physiotherapy*, 372-380.
- Carr, J., & Shepherd, R. (2008). *Reabilitação Neurológica: Optimizando o desempenho motor*. SP: Manole.
- Cheng, P., Chen, C., Wang, C., & Hong, W. (Janeiro de 2004). Leg Muscle activation patterns of sit-to-stand movements in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83, pp. 10-16.
- Cowan, S., Bennell, K., Hodges, P., Crossley, K., & McConnell, J. (Fevereiro de 2001). Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patello femoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, pp. 183-189.
- Fletcher, L., Cornall, C., & Armstrong, S. (2009). Moving between sitting and standing. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch-Ellerington, *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation* (pp. 83-116). WILEY-BLACKWELL.
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture*, pp. 80-85.
- Jardim, M. (Janeiro de 2009). O efeito do tape patelar ao nível da diminuição da dor e da actividade muscular do vasto interno oblíquo e do vasto externo em sujeitos com síndrome patelo-femural - revisão sistemática. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 3, pp. 19-32.
- Lima, L., Carvalho, P., & Torres, R. (Janeiro de 2010). Efeito do tape McConnell na Inibição da actividade electromiográfica do vasto lateral. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, pp. 17-23.
- McConnell, J. (1996). Management of patellofemoral problems. *Manual Therapy*, pp. 60-66.
- Millington, P., Myklebust, B., & Shambes, G. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physial Medicine & Rehabilitation*, pp. 609-617.
- Ng, G., Zhang, A., & Li, C. (2008). Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology*, pp. 128-133.
- Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1995). Patient falls in stroke rehabilitation: a challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*, pp. 838-42.
- Oatis, C. (2009). *Kinesiology - The mechanics & Pathomechanics of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Santos, G., Gramani, K., Pulzato, F., Oliveira, A., Bevilaqua-Grossi, D., & Monteiro-Pedro, V. (Janeiro/Fevereiro de 2007). Relação eletromiográfica integrada dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo na marcha em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. *Revista Brasileira Medicina do Desporto*, 13, pp. 17-21.
- Santos, G., Say, K., Pulzato, F., Oliveira, A., & Bevilaqua-Grossi, D. (JAN/FEV de 2007). Relação eletromiográfica integrada dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo na marcha em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, pp. 17-21.
- SENIAM. (2010). *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Obtido em Setembro de 2009, de <http://www.seniam.org/>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor Control: translating research into clinical practice*. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Terena, S., & Taricco, M. (3 de Junho de 2009). Comparação das estratégias musculares entre dois grupos etários diferentes no movimento de passar de sentado para em pé. *Acta fisiatrica*, pp. 105-109.
- Travnik, L., Pernus, F., & Erzen, I. (1995). Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *Journal of Anatomy*, pp. 403-411.