

Ana Cristina Resende Camargos

O EFEITO DO POSICIONAMENTO DOS MEMBROS
INFERIORES DURANTE O MOVIMENTO DE SENTADO
PARA DE PÉ EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2006

Ana Cristina Resende Camargos

O EFEITO DO POSICIONAMENTO DOS MEMBROS
INFERIORES DURANTE O MOVIMENTO DE SENTADO
PARA DE PÉ EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Estudo do Desempenho Motor e Funcional Humano.

Orientadora: Prof^a Fátima Rodrigues de Paula Goulart, Ph.D.

Co-orientadora: Prof^a Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2006



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@eef.ufmg.br SITE: www.eef.ufmg.br/mreab
Fone: 31- 34994781

PARECER

Considerando que a dissertação da aluna ANA CRISTINA RESENDE CAMARGOS intitulada "O EFEITO DO POSICIONAMENTO DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE O MOVIMENTO DE SENTADO PARA DE PÉ EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS", defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora APROVOU a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Fátima Rodrigues de Paula Goulart

Profa. Dra. Fátima Rodrigues de Paula Goulart

APROVADA.

Stella Maris Michaelsen

Profa. Dra. Stella Maris Michaelsen

APROVADA

Renata Noce Kirkwood

Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood

APROVADA

Belo Horizonte, 15 de dezembro de 2006.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Prof.^a Dr.^a Leani Souza Máximo Pereira
Sub-Coordenadora do Colegiado de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

AGRADECIMENTOS

A Deus, que me presenteou com mais essa conquista. Aprendi que as dificuldades presentes no caminho aconteceram para aperfeiçoar meu crescimento pessoal.

À minha orientadora, Fátima, pela oportunidade, por ter acreditado em mim e pelos ensinamentos.

À minha co-orientadora, Luci, sempre disposta a ajudar. Sua contribuição foi muito importante.

Ao meu amor, Paulo Henrique, exemplo de vida, que me ensina a cada dia a amar mais. Obrigada por TUDO, por ter você, por ser meu companheiro, por me ajudar, por me dar tanto carinho e por ter tido tanta paciência comigo.

Aos meus pais, que me deram suporte para chegar onde estou.

À minha família, por ter compreendido minha ausência.

Às minhas amigas Bruna, Gisele, Janice e Priscila por todo o exemplo de dedicação e persistência na nossa profissão, e em especial a Tatiane, pela ajuda e disponibilidade durante todo o processo de coleta de dados.

À equipe de Neuropediatria da PUC-Betim, Edifrance, Patrícia e Rodrigo, por nossa união e cumplicidade e pelas “trocas” de horário. Não posso deixar de lembrar da minha amiga-irmã Tati, não só uma companheira de trabalho, mas presente em todos os momentos da minha vida.

Aos demais professores e funcionários da PUC Minas, pela colaboração durante todo o processo do mestrado.

Aos professores e funcionários do programa de mestrado em Ciências da Reabilitação, pelo aprendizado e apoio.

Aos amigos mestrados, pela colaboração e pela disponibilidade, em especial à Cláudia, minha companheira de jornada.

À Fabiana, Cecília, Patrícia e Christina por terem me ensinado muito nas fases iniciais no laboratório.

À Andressa e Karina, pelo auxílio durante a coleta de dados.

Aos colegas de laboratório, pelo apoio nos momentos de estresse.

Ao João Lucas, pelos ensinamentos no laboratório, e à Nadja pela elaboração do programa.

E aos meus queridos pacientes, pela boa vontade em ajudar.

RESUMO

A fraqueza muscular contralateral à lesão é um dos problemas mais comuns de indivíduos que sofreram o Acidente Vascular Cerebral (AVC). Esses indivíduos apresentam dificuldade em realizar atividades funcionais como levantar da cadeira sem assistência. Durante o período de recuperação pós-AVC, a descarga de peso no membro inferior afetado (MIA) tende a ser espontaneamente evitada, prejudicando a realização do movimento de sentado para de pé (ST-DP) e, conseqüentemente, a independência do indivíduo. Existem distintas estratégias que podem ser utilizadas para favorecer a descarga de peso no MIA desses indivíduos durante o movimento de ST-DP. A modificação da posição do MIA para trás, por exemplo, é uma estratégia comumente utilizada na prática clínica, porém seu efeito em indivíduos hemiparéticos crônicos ainda foi pouco documentado na literatura. O objetivo desse estudo foi investigar o efeito de diferentes posicionamentos dos membros inferiores durante a atividade de ST-DP em indivíduos hemiparéticos crônicos utilizando quatro estratégias: (A) espontânea; (B) simétrica para trás; (C) assimétrica 1 e; (D) assimétrica 2. Participaram do estudo 12 hemiparéticos crônicos, com idade entre 60 e 80 anos e tempo pós-AVC entre um a 14 anos. Para caracterizar a amostra, foram avaliados a amplitude de movimento de dorsoflexão do tornozelo, a velocidade natural da marcha, o tônus muscular e o torque muscular isocinético dos músculos flexores e extensores do quadril, joelho e tornozelo bilateralmente. Durante o movimento de ST-DP, foram avaliadas a latência diferencial (LATDIF) e a quantificação eletromiográfica (QTEMG) dos músculos tibial anterior, sóleo (SOL), quadríceps e isquiossurais (IQS) do MIA, o tempo de

movimento (TM), o tempo até a perda de contato com o assento, a simetria e o índice de elevação corporal (IEC) nas quatro estratégias. A ANOVA para medidas repetidas foi aplicada para investigar o efeito das estratégias B, C e D em relação à estratégia A. Quando comparados à estratégia A, o SOL apresentou maior LATDIF na estratégia D, os IQS tiveram menor QTEMG na estratégia B, o TM foi maior nas estratégias C e D e o IEC foi menor na estratégia D. A estratégia D pareceu ser menos favorável à realização do movimento uma vez que aumentou o TM e reduziu o IEC. A estratégia C não pode ser considerada mais ou menos favorável para os indivíduos estudados. Na estratégia B, houve menos necessidade de estabilização do joelho afetado e o TM foi semelhante à estratégia A. Dessa forma, as estratégias espontânea (A) e simétrica para trás (B) pareceram ser mais favoráveis ao desempenho do movimento de ST-DP nos hemiparéticos crônicos considerando, principalmente, as características de maior cronicidade e menor comprometimento funcional da amostra investigada.

Palavras-chave: Sentado para de pé, hemiparesia, eletromiografia, fisioterapia

ABSTRACT

Muscular weaknesses contralateral to the injury side are the most common problems of individuals who had suffered a stroke. These individuals have difficulty in performing functional activities, such as sit-to-stand (STS) from a chair without assistance. During the period of recovery from a stroke, the loading on the affected leg (AL) tends to be spontaneously avoided, leading to difficulties to accomplish the STS movement and, consequently, compromising the individual's independence. Distinct strategies can be used to favor the weight loading on the AL during the STS movement. For instance, the backward positioning of the AL is a strategy commonly employed in clinical practice, however; its effect in improving performance with chronic hemiparetic subjects is still lacking. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effect of different positions of the lower limbs during the STS movement with chronic stroke subjects, by investigating four strategies: (A) spontaneous; (B) symmetrical; (C) asymmetrical-1; and (D) asymmetrical-2. Twelve chronic hemiparetic subjects participate, aged between 60 and 80 years and the time since onset of stroke between one and 14 years participated. The sample characteristics included assessment of the ankle range of motion, natural gait speed, muscle tone and bilateral isocinetic performance of flexor/extensors of the hip, knee and ankle. For the STS movement, the following outcome measures were investigated for the four strategies: the differential latency (DIFLAT) and the electromyographic activity (EMG) of the tibialis anterior, soleus, quadriceps and hamstring muscles of the AL, as well as the movement time, the time of seat-off, the symmetry, and the rise index. Repeated measures ANOVA followed by planned

contrasts were employed to investigate the effect of the B, C, D strategies in relation to the A strategy. The results indicated that when compared with the A strategy, the soleus showed greater DIFLAT in the D strategy, the hamstrings had lower EMG in B strategy, the TM was greater in C and D strategies and the rise index was lower in the D strategy. Conclusions: The D strategy appeared to be less favorable to the accomplishment of the movement, since it increased the movement time and decreased the rise index. The C strategy appeared not to be advantageous, whereas the B strategy showed little need of stabilization of the affected knee and the movement time was similar to the A. The spontaneous (A) and the symmetrical (B) strategies appeared to be more favorable in improving the performance of the STS movement with chronic hemiparetic subjects with lower functional impairments.

Key-words: Sit to stand, hemiparesis, electromyography, physiotherapy

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Acidente Vascular Cerebral.....	1
1.2	O Movimento de Sentado para de Pé.....	3
1.3	O Movimento de Sentado para de Pé em Hemiparéticos.....	5
1.4	Estratégias de Posicionamento dos Membros Inferiores durante a Atividade de Sentado para de Pé.....	6
1.5	Objetivos.....	8
2	MATERIAIS E MÉTODOS.....	9
2.1	Delineamento do estudo e tamanho amostral.....	9
2.2	Local e data da realização do estudo.....	9
2.3	Participantes.....	10
2.4	Métodos e instrumentos de medidas.....	11
2.4.1	Avaliação da amplitude de movimento.....	11
2.4.2	Avaliação da velocidade de marcha natural.....	11
2.4.3	Avaliação do tônus muscular.....	12
2.4.4	Avaliação do torque muscular.....	13
2.4.5	Eletromiografia de superfície.....	14
2.4.5.1	Registro eletromiográfico.....	16
2.4.6	Registro do tempo de movimento.....	17
2.4.7	Registro do momento da perda de contato como o assento.....	17
2.4.8	Registro do índice de elevação corporal e da simetria.....	18
2.4.9	Sincronização.....	19
2.5	Procedimentos.....	20
2.5.1	Descrição das estratégias de posicionamento dos membros inferiores...	20
2.5.2	Aleatorização.....	21
2.5.3	Preparação para a coleta de dados.....	22
2.5.4	Realização do movimento de Sentado para de Pé.....	23
2.6	Redução e análise dos dados.....	25
2.7	Análise estatística.....	27

3	REFERÊNCIAS.....	28
4	ARTIGO.....	34
	Introdução.....	37
	Materiais e Métodos.....	38
	Resultados.....	43
	Discussão.....	44
	Conclusões.....	48
	Referências.....	48
	Tabelas e Figuras.....	52
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	59
	ANEXO 1: Carta de Aprovação do Comitê de Ética.....	60
	ANEXO 2: Normas de publicação – Revista Brasileira de Fisioterapia	61
	APÊNDICE 1 : Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	66
	APÊNDICE 2: Ficha de Identificação.....	71

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 Acidente Vascular Cerebral

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é definido como o déficit neurológico (transitório ou definitivo) em uma área cerebral secundário à lesão vascular¹. Representa um grupo de doenças com manifestações clínicas semelhantes e pode ser classificado como isquêmico ou hemorrágico².

O AVC é considerado a principal causa de incapacidades em indivíduos idosos e pode ser a origem de incapacidades em adultos jovens³. De acordo com a Organização Mundial de Saúde⁴ o AVC é responsável por 5,5 milhões de mortes no mundo. A cada quatro indivíduos que sofrem um AVC, três sobrevivem além da fase aguda e, dentre esses, metade apresenta alguma incapacidade como consequência da lesão cerebral⁴.

A prevalência do AVC aumenta com a idade. Com o crescimento da população idosa há uma tendência a aumentar as seqüelas uma vez que o processo de envelhecimento, associado ao AVC, aumenta a incapacidade^{5,6,7,8}. É previsto que em 2020 o número de casos de AVC cresça substancialmente⁴.

Nos Estados Unidos, a incidência total do AVC, tanto para o primeiro AVC quanto para os recorrentes, foi de 259 para cada 100.000 indivíduos no ano de 1995. Considerando apenas o primeiro AVC, a incidência estimada foi de 200 para cada 100.000 indivíduos⁷. De acordo com a National Stroke Association⁹ quase

cinco milhões de indivíduos nos Estados Unidos sobrevivem após apresentar um AVC.

No Brasil, o AVC é considerado o maior problema de saúde pública¹⁰, pois acarreta um grande impacto social e econômico para a população¹. No ano de 2004, as doenças cerebrovasculares foram responsáveis por 90.930 mortes, sendo que 69.599 ocorreram em indivíduos acima de 60 anos de idade¹¹. O AVC é causa de insatisfação com a vida e de diversas limitações funcionais devido à perda da autonomia¹².

Entre as manifestações clínicas do AVC, a hemiplegia ou hemiparesia no lado contralateral à lesão é considerada um sinal clássico⁵. Tal manifestação inclui déficit de controle motor envolvendo padrões anormais de movimento, espasticidade, fraqueza muscular, assimetria, déficit sensorial, perda da amplitude de movimento, diminuição da velocidade da marcha e déficit de equilíbrio^{3,13,14}.

A fraqueza muscular contralateral à lesão está entre os problemas mais comuns em indivíduos que sofreram AVC¹⁵. Autores como Hsu, Tang e Jan¹⁴ relataram a existência de correlação significativa entre medidas de força muscular e da habilidade funcional desses indivíduos. Harvey¹⁶ apontou que o indivíduo apresentará limitação na realização de algumas de suas atividades de vida diária, mesmo se o comprometimento motor for leve.

Indivíduos que sofreram AVC, frequentemente, apresentam dificuldade em realizar atividades funcionais como levantar da cadeira sem assistência¹⁷. A dificuldade em realizar essa atividade pode resultar em inatividade física e isolamento social^{18,19}

1.2 O Movimento de Sentado para de Pé

O movimento de sentado para de pé (ST-DP) é uma das atividades funcionais mais comuns e representa uma importante meta na melhora da mobilidade, uma vez que é essencial para manter a independência e garantir qualidade de vida^{8,17,20,21,22,23,24,25,26}.

Além de conter componentes que podem ser utilizados para prever a capacidade de marcha, a habilidade de levantar e sentar é também considerada pré-requisito para uma marcha confiante e segura^{17,21,25,26,27}. Esse movimento funcional requer habilidade para transferir o centro de massa de uma base mais estável (sentada) para uma menos estável (de pé), o que pode predispor o indivíduo a quedas^{24,28,29}.

Vários fatores citados na literatura podem influenciar o desempenho da atividade de ST-DP como a idade^{30,31,32,33}, a velocidade de elevação corporal^{21,26,28,34,35}, a altura do assento^{30,33}, a posição inicial do tronco^{36,37,38}, dos membros superiores³⁹ e dos membros inferiores (MMII)^{22,28,31,36,40}.

Fraqueza muscular, comprometimento sensorial e déficits de equilíbrio e coordenação podem dificultar a realização do movimento de ST-DP^{20,27,41}. Estudos são necessários para fornecer parâmetros de análise das alterações nos indivíduos que perderam essa função^{20,41}. Vários autores dividiram o movimento de ST-DP em fases para analisá-lo em relação às variáveis cinemáticas^{20,21,26,28,41,42,43} cinéticas^{20,21,26,28,41} e ao padrão de ativação muscular através de eletromiografia^{20,28,32,36} em indivíduos adultos saudáveis e idosos assintomáticos. O ST-DP pode ser dividido em duas fases correspondentes ao deslocamento anterior

ou pré-extensão e ao deslocamento vertical ou extensão^{20,42,44}. Ambas podem ser separadas pelo momento da perda de contato com o assento (PCA) que coincide com as máximas angulações do quadril, joelho e tornozelo^{20,21,41,42} e com uma maior necessidade de equilíbrio⁴⁵.

Cheng *et al.*⁸, ao analisarem a atividade eletromiográfica de indivíduos adultos saudáveis e idosos assintomáticos, observaram ausência de atividade muscular nos MMII enquanto os indivíduos permaneciam sentados. Na fase inicial, houve ativação do tibial anterior (TA) durante a transferência inicial de peso e durante a execução do movimento, o quadríceps (QUA) e o TA estiveram ativados até alcançarem seu pico máximo e, então, diminuíram sua amplitude até que a postura de pé fosse alcançada. Na postura de pé, esses músculos tornaram-se inativos, enquanto o sóleo (SOL) e os isquiossurais (IQS) permaneceram ativados. O estudo de Lee *et al.*¹⁷ encontrou o mesmo padrão de ativação e acrescentou que a atividade dos IQS de pé pode ter a função de estabilizar o joelho.

No estudo de Goulart e Valls-Solé³⁶, quando indivíduos adultos saudáveis realizaram o movimento de ST-DP, o primeiro músculo ativado foi o TA. Os paravertebrais lombares, QUA e IQS mostraram um padrão consistente e foram os músculos ativados mais próximos da PCA e considerados motores primários do movimento. Tais autores observaram ainda que o SOL foi ativado após a PCA, sendo o último músculo a ser recrutado.

1.3 O Movimento de Sentado para de Pé em Hemiparéticos

Durante o período de recuperação pós-AVC, a descarga de peso no membro inferior afetado (MIA) tende a ser espontaneamente evitada, prejudicando a realização do ST-DP e, conseqüentemente, a independência do indivíduo^{24,25,46,47,48}. Se o lado afetado for negligenciado durante as atividades, isso se tornará um hábito e incentivará o desuso, levando ao desenvolvimento do aprendizado do não-uso^{17,49}. A incapacidade de transferir peso sobre o MIA pode ocorrer devido à dor, espasticidade, déficit de equilíbrio, comprometimento sensorial, negligência, fraqueza muscular e alteração do controle postural^{3,50}.

Assim, indivíduos hemiparéticos desenvolvem estratégias compensatórias que causam alteração nos componentes do equilíbrio dinâmico e nos padrões de ativação muscular para realizar o movimento de ST-DP¹⁷. A compensação mais freqüentemente utilizada é a descarga de peso no membro inferior não afetado (MINA)⁵¹.

Segundo Cheng *et al.*⁵², quanto maior a assimetria na distribuição do peso corporal de indivíduos hemiparéticos, maior a incidência de quedas. Essa assimetria promove um deslocamento do peso corporal para o lado não afetado⁵¹, o que pode diminuir a força vertical exercida pelos MMII²⁵. Além disso, esses indivíduos necessitam de um maior tempo para realizar essa atividade, quando comparados aos indivíduos saudáveis^{24,25,48,52}.

Indivíduos hemiparéticos também demonstram alteração na seqüência e redução da atividade eletromiográfica dos músculos do MIA com aumento de atividade muscular compensatória do lado não-afetado durante a atividade de ST-

DP⁸. No MIA pode ocorrer ativação do SOL e dos IQS quase simultaneamente ao TA e ao QUA, respectivamente⁸.

1.4 Estratégias de Posicionamento dos Membros Inferiores durante a Atividade de Sentado para de Pé

Como a atividade de passar de ST-DP está entre as atividades diárias mais comuns, ela é praticada precocemente na reabilitação^{21,41,51}. De acordo com Chou *et al.*²⁵, o treinamento funcional do ST-DP pode ser uma tarefa apropriada para indivíduos hemiparéticos que necessitem melhorar a força muscular e o controle motor do MIA a fim de alcançar melhor desempenho na marcha. A prática de tal movimento, através de estratégias que promovam a descarga de peso no MIA, pode trazer benefícios para o retorno do movimento funcional e prevenção de quedas, além de evitar o aprendizado do não-uso^{3,24,51}.

O aprendizado do não-uso pode ser revertido pelo uso forçado do MIA²⁴. De acordo com Engardt e Olsson⁴⁶, quando solicitado, indivíduos hemiparéticos na fase aguda são capazes de descarregar mais peso no MIA. Existem distintas estratégias que podem ser utilizadas para favorecer a descarga de peso no MIA desses indivíduos durante o movimento de ST-DP. A modificação da posição do MIA para trás, por exemplo, é uma estratégia comumente utilizada na prática clínica, porém seu efeito em indivíduos hemiparéticos crônicos ainda foi pouco documentado na literatura.

Em indivíduos adultos saudáveis, com os tornozelos posicionados a frente da linha perpendicular do joelho, encontrou-se atraso na latência de ativação do TA para iniciar o movimento de ST-DP³⁶ e, com os tornozelos posicionados atrás da linha perpendicular do joelho, Khemlani, Carr e Crosbie²² observaram rápida ativação do mesmo músculo. No estudo de Linden, Brunt e McCulloch²⁸ também foi encontrado atraso na ativação do TA e do QUA quando os indivíduos iniciaram o movimento com os tornozelos posicionados a 5º de dorsoflexão em comparação ao posicionamento dos tornozelos a 18º de dorsoflexão.

Como o TA é um estabilizador do tornozelo, a atividade desse músculo indica necessidade de estabilização desta articulação no estágio inicial do ST-DP. A ativação precoce do TA é essencial para estabilizar o pé e deslocar a tíbia para frente com o objetivo de auxiliar o movimento da massa corporal anteriormente, na fase inicial do movimento^{8,28}. Além disso, o TA é considerado o principal músculo responsável pelo ajuste postural preparatório do membro inferior durante o ST-DP. Sua função parece estar relacionada à geração de algum movimento para colocar certos segmentos corporais na posição apropriada para que a segunda fase, ou fase de extensão, possa ocorrer³⁷. Um atraso na ativação do TA requer a ativação de outros músculos posturais levando a um maior gasto energético^{8,36}.

Em indivíduos hemiparéticos, a dificuldade em ativar a musculatura e a incapacidade de estabilizar o tornozelo devido à fraqueza do TA e/ou a contratura do SOL podem interferir no movimento anterior da massa corporal durante o ST-DP²². Além disso, uma menor quantidade de ativação do TA e QUA, associada à fraqueza muscular e ao comprometimento do controle postural, pode afetar a simetria e a distribuição de peso, predispondo o indivíduo a um alto risco de quedas^{3,8,51}.

Assim, a utilização de estratégias que possam facilitar uma maior ativação muscular e utilização do MIA, em indivíduos com hemiparesia crônica, podem interferir na melhora da mobilidade e equilíbrio, além de favorecer um melhor desempenho e independência durante a realização do movimento de ST-DP.

1.5 Objetivos

O objetivo geral desse estudo foi investigar o efeito de diferentes posicionamentos dos MMII durante a atividade de ST-DP em indivíduos hemiparéticos crônicos utilizando quatro estratégias: (A) espontânea; (B) simétrica, com ambos os tornozelos para trás; (C) assimétrica 1, com o tornozelo afetado atrás e; (D) assimétrica 2, com o tornozelo afetado à frente. Os objetivos específicos foram verificar se a modificação do posicionamento dos MMII, durante o movimento de ST-DP, altera a quantidade de ativação e a latência dos músculos do MIA, o tempo até a perda de contato com o assento, o tempo total gasto para realizar a atividade de ST-DP, a simetria de distribuição do peso corporal nos MMII e o índice de elevação corporal.

CAPÍTULO 2 - MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento do estudo e tamanho amostral

Este estudo apresentou um delineamento de medidas repetidas⁵³ para um fator (sentado para de pé) com quatro níveis correspondentes às diferentes estratégias dos MMII (A, B, C e D).

O tamanho amostral foi calculado a partir do estudo de Brunt *et al.*²⁴ utilizando o programa SigmaStat 6.0. Foi considerado o poder do teste estatístico de 80%, com diferença mínima esperada nas médias da quantidade de ativação do TA no MIA de 21%, desvio padrão de 21% e alfa igual a 0,05. A análise de variância por medidas repetidas (ANOVA) definiu o tamanho amostral de 12 indivíduos.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) – parecer nº ETIC 376/05 (ANEXO 1).

2.2 Local e data da realização do estudo

Os dados foram coletados nos Laboratórios de Análise do Movimento e Desempenho Motor do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, em Belo Horizonte, no período entre junho e julho de 2006.

2.3 Participantes

Os participantes foram recrutados nos ambulatórios de fisioterapia das Universidades da cidade de Belo Horizonte (Ambulatório Bias Fortes e Centro de Estudos do Esporte para Portadores de Deficiência (Cepode) da UFMG, Clínica de Fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais e Clínica de Fisioterapia do Centro Universitário Metodista Izabela Hendrix).

Para participar do estudo os indivíduos deveriam preencher os seguintes critérios de inclusão: 1) diagnóstico clínico de AVC e somente um episódio do mesmo; 2) estabilidade clínica; 3) idade igual ou superior a 60 anos; 4) tempo mínimo pós-AVC de 6 meses; 5) capacidade de compreender as instruções dadas; 6) fraqueza no MIA; 7) capacidade de levantar da cadeira sem auxílio das mãos e; 8) assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1).

Os critérios de exclusão foram: 1) problemas músculo-esqueléticos oriundos de outra doença com repercussões funcionais; 2) deficiência auditiva e/ou visual que prejudicasse a realização dos testes e; 3) outra doença neurológica do sistema nervoso central ou periférico.

2.4 Métodos e instrumentos de medidas

2.4.1 Avaliação da amplitude de movimento

A goniometria é um método quantitativo muito utilizado na prática clínica para avaliar a amplitude de movimento (ADM). Foi realizada a medida da ADM de dorsoflexão do tornozelo com o indivíduo sentado em uma cadeira e pedido ao mesmo para fletir o joelho e levar o calcanhar para trás da linha perpendicular do joelho o máximo possível. O fulcro do goniômetro foi colocado abaixo do maléolo lateral, com o braço móvel paralelo à linha do quinto metatarso⁵⁴. A linha mediana do braço fixo foi posicionada sobre a linha da fíbula, e a linha externa do braço móvel foi posicionada sobre a cabeça do quinto metatarso⁵⁵. A confiabilidade intra-examinador da medida de dorsoflexão é de 0,74 e a inter-examinador de 0,65⁵⁵.

2.4.2 Avaliação da velocidade de marcha natural

A velocidade de marcha é considerada uma importante medida funcional e foi utilizada por Olney *et al.*⁵⁶ para classificar os indivíduos que sofreram AVC. Os indivíduos podem ser classificados em três grupos: velocidade rápida, ($0,63 \pm 0,08$ m/s); velocidade média ($0,41 \pm 0,08$ m/s) e velocidade lenta ($0,25 \pm 0,05$ m/s)⁵⁶.

A velocidade de marcha, em metros por segundo (m/s), foi avaliada enquanto os indivíduos caminhavam em sua velocidade mais confortável por um corredor de 14 metros, utilizando seu calçado habitual e órteses, se necessário. O tempo para atravessar os 10 metros centrais foi cronometrado, desprezando-se os dois metros iniciais e finais a fim de eliminar a aceleração e desaceleração presentes nestas fases. Foram obtidas três medidas e a média entre elas foi considerada. Medidas de velocidade de marcha apresentam alta confiabilidade teste-reteste, tanto em ambientes clínicos quanto laboratoriais⁵⁷.

2.4.3 Avaliação do tônus muscular

A espasticidade é definida como o aumento do tônus muscular, dependente da velocidade⁵⁸. A Escala de Ashworth Modificada indica a resistência à movimentação passiva através da amplitude de movimento articular e é a escala mais aceita para medir o tônus muscular⁵⁹. Tal escala foi utilizada para avaliação do tônus muscular dos flexores e extensores de quadril e joelho, flexores plantares e dorsoflexores de tornozelo. Gregson *et al.*⁶⁰, ao avaliarem o tônus dos flexores de joelho encontraram adequada confiabilidade intra-examinador (0,94) e inter-examinador (0,79).

2.4.4 Avaliação do torque muscular

Para verificar a presença de fraqueza muscular no MIA foi utilizado o dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro (Biodex Medical System). Este instrumento avaliou o torque muscular isocinético através de contrações concêntricas dos músculos flexores e extensores do quadril, joelho e tornozelo bilateralmente, na velocidade angular de 60º/segundo. A confiabilidade teste-reteste para medidas de pico de torque no MINA varia de 0,61 a 0,91 e no MIA de 0,76 a 0,84, dependendo da musculatura e da velocidade avaliada¹⁴.

Todas as medidas foram realizadas inicialmente no MIA e posteriormente no MINA para que a mesma amplitude de movimento fosse mantida em ambos os MMII, na seguinte ordem: joelho, tornozelo e quadril. Como a medida foi bilateral, quando o indivíduo não foi capaz de realizar o movimento com o MIA, o teste não foi realizado no membro contralateral. Os testes foram realizados por dois examinadores treinados.

A calibração do equipamento foi realizada antes do teste. O posicionamento e a estabilização dos participantes foram realizados de acordo com o manual do fabricante (*Biodex Medical System*)⁶¹. O indivíduo foi, inicialmente, posicionado sentado com a cadeira a 85º de inclinação no encosto e o epincôdilo lateral do fêmur foi alinhado ao eixo do dinamômetro para avaliar o torque dos flexores e extensores dos joelhos. O indivíduo permaneceu sentado na mesma posição para realizar o teste de dorsoflexão e flexão plantar do tornozelo. Para avaliação do tornozelo esquerdo, o eixo do dinamômetro foi alinhado com o maléolo medial e, para avaliação do tornozelo direito, o eixo foi posicionado superior e anteriormente ao

maléolo lateral. Por último, o indivíduo foi posicionado em decúbito dorsal, com 10° no ângulo do encosto para avaliar os flexores e extensores do quadril e o trocânter maior foi alinhado ao centro do eixo do dinamômetro.

Antes da realização dos testes, todos os participantes foram familiarizados com o procedimento realizando quatro contrações submáximas em toda a ADM. Durante os testes os indivíduos foram instruídos a realizar a força máxima, o mais rápido possível, através de toda a ADM. Quatro excursões do movimento foram realizadas para cada grupo muscular e reforço verbal foi fornecido em todas as tentativas. Após a realização dos testes o pico de torque em Newton/metro (N/m) foi registrado para todos os grupos musculares.

A avaliação do torque muscular foi realizada após os testes de ST-DP para evitar fadiga da musculatura durante a realização das estratégias. Quando o indivíduo demonstrou cansaço após os testes de ST-DP, o torque muscular foi avaliado em outro dia. O período entre a primeira avaliação e o registro do torque muscular não ultrapassou duas semanas.

2.4.5 Eletromiografia de superfície

A eletromiografia (EMG) de superfície é um método seguro, fácil e não-invasivo que permite medir objetivamente a energia do músculo⁶². É utilizado por fisioterapeutas para compreender a função e disfunção do sistema neuromuscular⁶³.

A EMG não é uma medida de força muscular, mas registra a atividade elétrica do músculo durante sua contração⁶⁴. Esta técnica permite observar a energia

muscular em repouso e sua alteração durante o movimento, além de identificar se determinado músculo está ativado durante atividades funcionais⁶².

A origem do sinal eletromiográfico é o potencial de ação, que é disparado por cada unidade motora ativada durante a contração muscular. É a soma da atividade de todas as unidades motoras que constitui o sinal eletromiográfico, que será captado pelo eletrodo⁶². Eletrodos de superfície ativos, com pré-amplificação, possuem a vantagem de diminuir os artefatos do sinal eletromiográfico⁶³. Para eliminar ainda mais tais artefatos, um eletrodo de referência (terra) deve ser utilizado em alguma superfície óssea⁶⁴.

Após a coleta, o sinal necessita ser processado para ser interpretado. Em geral, os dados brutos passam por um processo de filtragem, retificação e quantificação⁶². Soderberg e Knutson⁶³ descreveram que o maior poder do sinal eletromiográfico está entre 5 e 500 Hz, devendo o filtro reter sinais entre, pelo menos, 10 a 350 Hz quando são utilizados eletrodos de superfície. A retificação é necessária para tornar todos os sinais positivos. A quantificação fornece a quantidade de energia muscular despendida, em valores numéricos. Um dos métodos mais utilizados para esse fim é o cálculo da *Root Mean Square*, na qual se elevam os valores ao quadrado e obtêm-se a média dos valores resultantes, e finalmente, a raiz quadrada da média é encontrada⁶².

Comparações intra e entre indivíduos são difíceis devido às diferenças antropométricas nos locais de colocação de eletrodos, tecido adiposo, comprimento muscular em repouso, velocidade de contração, massa muscular, área de secção transversa, tipo de fibra, idade, sexo e impedância da pele. Para permitir a comparação entre indivíduos, dias, músculos e estudos é necessário normalizar os dados⁶⁵. Em atividades dinâmicas, a normalização pelo pico máximo de atividade

tem sido recomendada⁶³. De acordo com Sodeberg e Knutson⁶³ e Gowland *et al.*⁶⁶ esse tipo de normalização reduz o coeficiente de variação e permite obter a ativação muscular em situações mais próximas do movimento real. Chaves³², Chagas-Vallone⁶⁷ e Houri⁶⁸ utilizaram a normalização pelo pico máximo da atividade ao estudar o movimento de ST-DP.

2.4.5.1 Registro eletromiográfico

Para registrar a atividade elétrica do MIA durante o movimento de ST-DP foi utilizado o eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac System*®) que possui um módulo de interface e permite conectar outros transdutores de registros. Este aparelho possui impedância de entrada de dois MW e capacidade de rejeição do modo comum de 1000 MW.

Quatro canais de eletrodos ativos (TSD-150) (*Biopac System*®) foram colocados no MIA, após limpeza da pele, sobre os músculos TA, SOL, QUA e IQS. Os eletrodos com distância de 1,0 cm entre eles foram posicionados sobre os músculos TA e SOL. Os eletrodos com distância de 2,0 cm foram posicionados sobre o QUA e IQS. De acordo com Cram e Kasman⁶², músculos menores devem utilizar eletrodos com menor distância entre os mesmos.

O tempo estabelecido de coleta foi de 10 segundos e os sinais foram coletados com uma frequência de 1000 Hz²⁴. A captação do sinal eletromiográfico foi realizada pelo *software Acknowledge* (*Biopac System*®). Após a aquisição dos dados, o sinal foi processado no programa MATLAB versão 7.1. O sinal foi

primeiramente filtrado com filtro passa-faixa Butterworth de 4ª ordem entre 10 – 500Hz e logo depois retificado através de onda completa.

2.4.6 Registro do tempo de movimento

O acelerômetro é um instrumento que possibilita calcular a velocidade e a aceleração corporal⁶⁹. Nesse estudo foi utilizado um acelerômetro triaxial (*Biopac System®*) SS26L: +/- 5G (400mV/G), com objetivo de determinar o tempo do movimento (TM) de passar de ST-DP e, para tal, foi posicionado na testa de cada participante³⁶. Este instrumento descreve a aceleração vertical (Z), horizontal (Y) e lateral (X). Os três canais do acelerômetro foram conectados à interface do eletromiógrafo, considerando para análise somente as informações dos eixos Y e Z, no plano sagital. A forma de calibração do acelerômetro para a finalidade deste estudo foi detalhada no estudo de Chaves³² que encontrou confiabilidade intra-examinador de 0,91 para a medida do TM com o acelerômetro durante a atividade de passar de ST-DP em idosos.

2.4.7 Registro do momento da perda de contato com o assento

O registro do momento da PCA foi realizado através de dois sensores de força com sinal variando entre -1V a +1V. Os sensores foram colocados sobre o

banco de madeira, posicionados no lado direito do assento a 14 cm no sentido antero-posterior, 13,5 cm no sentido latero-lateral, mantendo 0,5 cm entre eles. O momento da PCA foi considerado através da alteração da linha de base observada no monitor eletromiográfico.

2.4.8 Registro do índice de elevação corporal e da simetria

O *Balance Master® System (BMS) versão 8.3 (Neurocom® Internacional)*⁷⁰ é um instrumento utilizado para avaliar o equilíbrio estático e dinâmico. É composto por uma plataforma de 1,40m de comprimento por 0,43m de largura, que possui 04 sensores de força, conectada a um computador que possui um *software* específico. Avalia atividades funcionais como o movimento de ST-DP, marcha, subir e descer degraus e agachamento à frente. Este equipamento tem sido utilizado para avaliar o movimento de ST-DP em jovens e idosos³², em indivíduos com doença de Parkinson⁶⁷ e em hemiparéticos crônicos⁶⁸.

Este sistema foi utilizado para avaliar os seguintes parâmetros durante a realização do ST-DP: (1) Índice de elevação corporal (IEC), que documenta a máxima força vertical exercida pelos MMII durante a fase de elevação do corpo e é expresso em porcentagem do peso corporal e; (2) Simetria de distribuição de peso, que registra a diferença na porcentagem do peso corporal suportado pelos MMII direito e esquerdo durante a fase de elevação do corpo e os 5 segundos após seu término.

O BMS foi sincronizado ao eletromiógrafo, permitindo que o sinal visual, um quadrado verde no monitor, determinasse o comando de início do movimento. O sinal gerado foi simultaneamente registrado e visualizado no monitor eletromiográfico.

2.4.9 Sincronização

O BMS, o acelerômetro e os sensores para o registro da PCA foram conectados através de uma interface para sincronizá-los com o eletromiógrafo e obter todos os registros simultaneamente (FIGURA 1)



FIGURA 1 – Equipamentos utilizados para coleta de dados

- A) Monitor do *Balance Master® System*.
- B) Plataforma do *Balance Master® System*.
- C) Eletromiógrafo.
- D) Computador com o software *Acknowledge*.
- E) Transdutor para registro da perda de contato com o assento
- F) Acelerômetro

2.5 Procedimentos

Após assinarem o termo de consentimento para participação no estudo, os indivíduos foram submetidos a uma avaliação inicial (APÊNDICE 2) para a coleta de dados de identificação, antropométricos, história clínica e mensuração da ADM, da velocidade natural da marcha e do tônus muscular. Após a avaliação inicial foi iniciado o preparo para a coleta de dados.

2.5.1 Descrição das estratégias de posicionamento dos membros inferiores

Foram utilizadas quatro estratégias ao passar de ST-DP: (A) espontânea, ou seja, sem nenhuma orientação a respeito do posicionamento dos MMII; (B) simétrica, com ambos os tornozelos para trás, na mesma linha, entre 10° a 15° de dorsoflexão do tornozelo não afetado (FIGURA 2A); (C) assimétrica 1, com o tornozelo afetado posicionado atrás do tornozelo não afetado (FIGURA 2B) e (D)

assimétrica 2, com o tornozelo não afetado posicionado atrás do tornozelo afetado (FIGURA 2C).



FIGURA 2A – Posição simétrica para trás (B) FIGURA 2B – Posição assimétrica 1 (C)



FIGURA 2C – Posição assimétrica 2 (D)

2.5.2 Aleatorização

A aleatorização foi realizada por sorteio dos números 1 a 3 pelos participantes, de acordo com as 3 seqüências planejadas de estratégias para a realização do movimento de passar de ST-DP (QUADRO 1). A estratégia espontânea (A) não fez parte do processo de aleatorização, uma vez que sempre foi realizada em primeiro lugar.

A ordem das demais estratégias foi alternada para permitir a casualização das mesmas, evitando assim o possível efeito de aprendizado e a conseqüente tendência de resultados por uma seqüência única de esforço físico do movimento estudado.

QUADRO 1

Seqüências das estratégias aplicadas

Identificação da Seqüência	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a
1	A	B	C	D
2	A	D	B	C
3	A	C	D	B

2.5.3 Preparação para a coleta de dados

Após a limpeza da pele com álcool, foi solicitado ao participante se posicionar de pé sobre a plataforma do BMS. Foram utilizados quatro eletrodos ativos no MIA sobre os músculos TA (face ântero-lateral da tíbia, no terço superior da distância entre joelho e tornozelo), SOL (face lateral inferior da perna, abaixo do ventre do gastrocnêmio), QUA (na distância média entre espinha íliaca ântero-superior e borda superior da patela) e IQS (na distância média da face posterior da coxa, entre a

prega glútea e a fossa poplítea). O eletrodo terra foi colocado sobre a patela do MINA⁶².

Os participantes estavam assentados em um banco de madeira (acessório do BMS) sem encosto, com a altura do assento a 100% da altura do joelho (AJ) de cada indivíduo. A AJ foi determinada pela distância da linha articular do joelho ao solo, mensurada com o indivíduo sentado em uma cadeira com 46 cm de altura. A altura dos bancos foi ajustada a AJ, através de tábuas adicionais de 1 e 2 cm. A quantidade de apoio da coxa não foi monitorada.

A atividade de passar de ST-DP foi realizada com os pés apoiados sobre a plataforma do BMS e com braços cruzados no peito, mantendo as palmas das mãos em contato com o tórax para excluir o uso dos membros superiores na execução da tarefa.

2.5.4 Realização do movimento de Sentado para de Pé

Para garantir o posicionamento adequado dos MMII nas estratégias B, C e D, foi solicitado ao indivíduo sentar no banco de madeira e levar o tornozelo não afetado para trás, o máximo possível, para mensurar a ADM de dorsoflexão com o goniômetro (FIGURA 3). A partir dessa medida, que variou entre 10° e 15°, foi marcada com esparadrapo uma linha correspondente ao local de posicionamento dos MMII para trás. Com uma fita métrica foi medida a distância à frente, equivalente a metade do comprimento do pé. Nesse local, também foi marcada com

esparadrapo uma linha que foi utilizada para posicionamento do tornozelo à frente em ambos os MMII.



FIGURA 3 – Medida da ADM de dorsoflexão

Os participantes foram instruídos a não moverem os pés e a levantarem o mais rápido possível, a partir do comando inicial dado pelo BMS. Ao atingirem a postura de pé, eles deveriam permanecer nessa posição por 5 segundos para finalização dos registros. Os sensores entre o banco e as nádegas do indivíduo detectaram o momento da PCA.

Foram executadas três tentativas para familiarização do indivíduo com a tarefa e os registros gerados não foram considerados. Após a familiarização, três novos registros foram feitos em cada estratégia e a média entre eles foi considerada para análise. Antes de cada tentativa, o posicionamento dos pés foi verificado e um breve período de descanso foi dado entre as tentativas.

2.6 Redução e análise dos dados

As variáveis estudadas foram as latências diferenciais (LATDIF) de cada músculo, a quantificação eletromiográfica (QTEMG) dos músculos avaliados, o TM, o tempo decorrido até a PCA, o IEC e a simetria de peso direita e esquerda. A média das três medidas foi determinada para cada variável apresentada, assim como para as medidas do torque muscular.

Os valores referentes às variáveis LATDIF, QTEMG, TM e tempo até a PCA foram obtidos através do programa MATLAB versão 7.1. As latências musculares foram determinadas pelo tempo transcorrido entre o sinal visual do BMS e o início da ativação de cada músculo. Para encontrar o início da ativação muscular, foram detectadas a média e o desvio padrão (DP) das amplitudes eletromiográficas registradas em volts na linha de base durante 0,2s antes do sinal do BMS. Isso foi feito para que a média fosse determinada enquanto o indivíduo se encontrava em repouso. A partir dos valores encontrados, o valor de amplitude esperado (VAE) para se considerar o início da atividade muscular foi calculado através da seguinte equação: $VAE = M + 3DP$. O VAE deveria se manter igual ou maior por um tempo de 0,05s, em média, para ser considerado ativação⁶³. Para comparação da latência muscular entre as estratégias, foi considerado o valor 0 para o momento da PCA em cada indivíduo e calculada a LATDIF entre o início da atividade de cada músculo e o momento da PCA. Desse modo, os músculos que iniciaram a atividade antes da PCA apresentaram uma latência negativa.

A QTEMG foi obtida através do método *Root Mean Square*⁶². Para esse cálculo, os dados foram normalizados pelo pico de amplitude máxima do músculo e

descritos em porcentagem da atividade eletromiográfica de cada um deles⁶³. A QTEMG foi obtida dentro de um intervalo de 0,8s, sendo 0,4s antes e 0,4s depois do momento da PCA. A PCA é considerada o momento de maior ativação muscular ao passar de ST-DP^{20,22,39} e, por isso, tem sido utilizada para fins de QTEMG.

O TM foi obtido através do registro acelerométrico. O início do TM foi detectado a partir da alteração inicial da linha de base do módulo da soma vetorial das componentes dos eixos Y e Z no plano sagital. O término do movimento foi dado pelo retorno à linha de base. Para determinar o valor médio da linha de base foi calculada a média durante 1s antes do sinal do BMS, com o indivíduo em repouso. Foi determinado um limiar da linha de base adicionando dois DP a esse valor médio. O início ou fim do movimento foram encontrados no momento de ultrapassagem desse limiar, saindo e retornando à linha de base por pelo menos 0,1s em média.

As variáveis obtidas pelo BMS foram as médias do IEC e da simetria direita/esquerda, ambas expressas em porcentagem e fornecidas pelo instrumento. O peso corporal foi usado para normalizar o IEC baseado na fórmula: $(IEC \times \text{peso corporal}) + 100 / 100$, em Kilograma. Os valores médios de simetria foram transformados em proporção, correspondendo ao valor do lado afetado (50 menos o valor obtido de deslocamento para o lado não afetado) dividido pelo valor do lado não afetado (50 mais o mesmo valor acima), sendo que o valor 1 indica perfeita simetria. O valor abaixo de 1 indica menos peso no lado afetado e o valor acima de 1 indica mais peso no lado afetado.

O pico de torque muscular (N/m) foi descrito em função da proporção do lado afetado em relação ao lado não afetado.

4.7 Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada através do programa SPSS (Versão 13.0 for Windows). Estatística descritiva e testes de normalidade (Shapiro-Wilk) foram realizados para todas as variáveis. Dada as características quantitativas e contínuas das medidas e após verificação da distribuição normal das variáveis pesquisadas, a ANOVA para medidas repetidas foi aplicada para investigar o efeito das estratégias B, C e D em relação à estratégia A na realização do movimento de ST-DP. O nível de significância considerado foi $\alpha < 0,05$.

CAPÍTULO 3 - REFERÊNCIAS

1. RADANOVIC, M. Características do atendimento de indivíduos com acidente vascular cerebral em hospital secundário. *Arq Neuropsiquiatr.*, v. 58, n. 1, p. 99-106, 2000.
2. ELKIND, M. Stroke in the elderly. *Mt. Sinai J. Med.*, v. 70, n. 1, p. 27-37, 2003.
3. ARUIN, A. *et al.* Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: The effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J. Rehabil. Res. Dev.*, v. 37, n. 1, p. 65-72, 2000.
4. WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Surveillance of stroke: The WHO STEPwise approach*. World Health Organization, 2002.
5. RYERSON, S.D. Hemiplegia resultante de dano ou doença vascular. In: UMPHRED, D.A. *Fisioterapia Neurológica*. 2ª ed. São Paulo: Manole, cap. 22, p. 615- 656, 1994.
6. SAPONISK, G., DEL BRUTO, O.H. Stroke in South America: a systematic review of incidence, prevalence, and stroke subtypes. *Stroke*, v. 34, p. 2103-2107, 2003.
7. WILLIAMS G.R. *et al.* Incidence and occurrence of total (first-ever and recurrent) stroke. *Stroke*, v. 30, p. 2523-2528, 1999.
8. CHENG, P.T. *et al.* Leg muscle activation patterns of sit-to stand movement in stroke patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, v. 83, n. 1, p. 10-16, 2004.
9. NATIONAL STROKE ASSOCIATION. *Stroke Survivors*. Disponível em: <<http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=SURV>>. Acesso em: 04 de setembro. 2006.
10. LATUFO, P.A. Stroke in Brazil: a neglected disease. *São Paulo Med. J.*, v. 123, n. 1, p. 3-4, 2005.
11. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Datasus: Mortalidade – Brasil. 2004. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sim/cnv/obtuf.def>> Acesso em: 01 de agosto. 2005.
12. FALCÃO *et al.* Acidente vascular cerebral precoce: implicações para adultos em idade produtiva atendidos pelo Sistema Único de Saúde. *Rev. Bras. Saúde Matern. Infant.*, v. 4, n. 1, p. 95-102, 2004.
13. GREGSON, J.M. *et al.* Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. *Age ageing*, v. 29, p. 223-228, 2000.

14. HSU, A.L.; TANG, P.F.; JAN, M.H. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 83, p. 1130-1137, 2002.
15. ANDREWS, A.W.; BOHANNON, R.W. Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 84, p. 125-130, 2003.
16. HARVEY, R.L. Motor recovery after stroke: new directions in scientific inquiry. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, v. 14, S1-S5, 2003.
17. LEE, M.Y. *et al.* Comparison of balance responses and patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, v. 76, p. 401-10, 1997.
18. MONGER, C.; CARR, J.H.; FOWLER, V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin. Rehabil.*, v. 16, p. 361-367, 2002.
19. TEIXEIRA-SALMELA L.F. *et al.* Musculação e condicionamento aeróbio na performance funcional de hemiplégicos crônicos. *Acta Fisiátrica*, v. 10, n. 2, p. 54-60, 2003.
20. MILLINGTON, P.J.; MYKLEBUST, B.M.; SHAMBLES, G.M. Biomechanical analysis of sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 73, p. 609-617, 1992.
21. KOTAKE, T. *et al.* An analysis of sit-to-stand movements. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 84, p. 1095-1099, 1993.
22. KHEMLANI, M.M.; CARR, J.H.; CROSBIE, W.J. Muscles synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin. Biomech.* v. 14, p. 236-246, 1999.
23. YAMADA, T; DEMURA, S. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *J. Physiol. Anthropol. Appl. Human Sci.*, v. 23, n. 6, p. 197-203, 2004.
24. BRUNT, D. *et al.* The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 83, p. 924-929, 2002.
25. CHOU, S.W. *et al.* Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, v. 82, n. 1, p. 42-47, 2003.
26. PAI, Y.C.; ROGERS, M.W. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 23, n. 2, p. 225-230, 1991.

27. ERIKSRUD, O.; BOHANNOM, R.W. Relationship of knee extension force to independence to sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Phys. Ther.*, v. 83, n. 6, p. 544-551, 2003.
28. LINDEN, D.W.V.; BRUNT, D.; MCCULLOCH, M.U. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 75, p. 653-660, 1994.
29. HYNDMAN, D. *et al.* Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 83, p. 165-70, 2002.
30. SCHENKMAN, M.; RILEY, P.O.; PIEPER, C. Sit to stand from progressively lower seat heights – alterations in angular velocity. *Clin. Biomech.*, v. 11, n. 3, p. 153-158, 1996.
31. SCHULTZ, A.B.; ALEXANDER, N.B.; ASHTON-MILLER, J.A. Biomechanical analyses of rising from a chair. *J. Biomech.*, v. 25, n. 12, p. 1383-1391, 1992.
32. CHAVES, C.M.C. Estudo do movimento de passar de sentado para de pé em indivíduos jovens e idosos. *Dissertação* (Mestrado em Ciências da Reabilitação) Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 100 p., 2004.
33. HUGHES, M.A.; SCHENKMAN, M.L. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J. Rehabil. Res.*, v. 33, n. 4, 1996.
34. PAI, Y.C., ROGERS, M.W. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 22, n. 3, p. 378-384, 1990.
35. CARR, J.H.; OW, J.E.G.; SHEPHERD, R.B. Some biomechanical characteristics of standing up at three different speeds: implications for functional training. *Physiotherapy Theory and Practice*, v. 18, p. 47-53, 2002.
36. GOULART, F; VALLS-SOLÉ, J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin. Neurophysiol.*, v. 110, p. 1634-1640, 1999.
37. BAER, G.D., ASHBURN, A.M. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 76, p. 844-849, 1995.
38. DOORENBOSCH, C.A.M. *et al.* Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J. Biomech.*, v. 27, n. 11, p. 1299-1307, 1994.
39. BJERLEMO, B.; JOHNELS, B.; KREUTER, M. The effect of two different arm positions on body weight distribution when rising from sitting to standing in stroke patients. *Physiotherapy Theory and Practice*, v. 18, p. 33-41, 2002.

40. SHEPHERD, R.B.; KOH, H.P. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand. J. Rehab. Med.*, v. 28, p. 79-88, 1996.
41. SCHENKMAN, M. *et al.* Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys. Ther.*, v. 70, n. 10, p. 638-651, 1990.
42. NUZIK, S. *et al.* Sit-to-Stand movement pattern. *Phys. Ther.*, v. 66, n. 11, p. 1708-1713, 1986.
43. JENG, S.F. *et al.* Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to stand movement. *Phys. Ther.*, v. 70, n. 8, p. 511-520, 1990.
44. PAI, Y.C. *et al.* Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture*, v. 2, p. 109-116, 1994.
45. ROEBROECH, M.E. *et al.* Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin. Biomech.*, v. 29, n. 12, p. 1509-1513, 1996.
46. ENGARDT, M.; OLSSON, E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand. J. Rehab. Med.*, v. 24, p. 67-74, 1992.
47. ENGARDT, M.; RIBBE, T.; OLSSON, E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand. J. Rehab. Med.*, v. 25, p. 41-48, 1993.
48. HESSE, S. *et al.* Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand. J. Rehab. Med.*, v. 26, p. 161-166, 1994.
49. TAUB, E. *et al.* Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 74, p. 347-354, 1993.
50. ENG, J.J.; CHU, K.S. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 83, p. 1138-1144, 2002.
51. CHENG, P. T. *et al.* Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 82, p. 1650-1654, 2001.
52. CHENG, P. T. *et al.* The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 79, p. 1043-1046, 1998.
53. PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. *Foundations of clinical research: applications to practice*. 2nd ed. New Jersey: Prentice-Hall Health, 2000.
54. VENTURINI, C. *Estudo da confiabilidade da força aplicada durante a mobilização antero-posterior do tálus e seu efeito sobre a goniometria de dorsiflexão do tornozelo*. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação)

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.

55. JONSON, S.R.; GROSS, M.T. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v.25, n.4, p.253-263, 1997.
56. OLNEY, S.J. *et al.* Work and power in gait of stroke patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 72, p. 309-314, 1991.
57. HOLDEN, M.K. *et al.* Clinical gait assessment in the neurologically impaired – reliability and meaningfulness. *Phys. Ther.*, v. 64, p. 35-45, 1984.
58. PAGE, S.J. Spasticity management: concepts, applications, and prospects. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* v. 83, n. 10 (suppl), p. S1-S2, 2004.
59. BOHANNON, R., SMITH, M. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Phys. Ther.*, n. 2, v. 67, p. 206-207, 1987.
60. GREGSON, J.M. *et al.* Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. *Age Ageing*, v. 29, p. 223-228, 2000.
61. BIODEX MEDICAL SYSTEM. *Biodex System 3. Advantage Software. Operations Manual.* Nova York, EUA.
62. CRAM, J.R.; KASMAN, G.S. *Introduction to surface electromyography.* Gaithersburg: Aspen Publishers, 408p., 1998.
63. SODEBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys. Ther.*, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.
64. TÜRKER, K.S. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Phys. Ther.*, v. 73, n. 10, p. 698-710, 1993.
65. KNUTSON L.M. *et al.* A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 4, n. 1, p. 47-59, 1994.
66. GOWLAND, C. *et al.* Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. *Phys. Ther.*, v. 72, n. 9, p. 624-633, 1992.
67. VALLONE, M.L.D.C. O movimento de passar de sentado para de pé: Uma investigação na doença de Parkinson. *Dissertação* (Mestrado em Ciências da Reabilitação) Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 118 p., 2004.

68. HOURI, S.F. Efeito de diferentes instruções verbais na realização do movimento de sentado para de pé em hemiparéticos crônicos. *Dissertação* (Mestrado em Ciências da Reabilitação) Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 125 p., 2005.
69. ROWE, P.J. Sistemas de mensuração. In: _____ *Movimento Funcional Humano: Mensuração e análise*. 1ª ed. São Paulo: Manole, cap. 3, p. 35-55, 2001.
70. NEUROCOM® INTERNATIONAL INC. *Balance Master Operators Manual*. Version 7.0, Clackamas, 1999.

**CAPÍTULO 4 - O EFEITO DO POSICIONAMENTO DOS MEMBROS INFERIORES
DURANTE O MOVIMENTO DE SENTADO PARA DE PÉ EM HEMIPARÉTICOS
CRÔNICOS**

ANA CRISTINA RESENDE CAMARGOS¹, FÁTIMA RODRIGUES DE PAULA
GOULART², LUCI FUSCALDI TEIXEIRA-SALMELA².

¹ Mestrado em Ciências da Reabilitação, UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

² Professoras, Departamento de Fisioterapia, UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

Endereço para correspondência

Prof^ª Fátima Rodrigues de Paula Goulart, Ph.D.

Departamento de Fisioterapia – Universidade Federal de Minas Gerais

Avenida Antônio Carlos, 6627 – Campus Pampulha

31270-010 Belo Horizonte – Minas Gerais

Fone/Fax: (31) 3499-4783

E-mail: fgoulart@ufmg.br

Título para as páginas do artigo: Sentado para de pé em hemiparéticos

Sit to stand in hemiparetics

Palavras-chave: sentado para de pé, hemiparesia, eletromiografia, fisioterapia

Key-words: sit to stand, hemiparesis, electromyography, physiotherapy

RESUMO

Contextualização: Durante o período de recuperação pós-AVC, a descarga de peso no membro inferior afetado (MIA) tende a ser espontaneamente evitada, prejudicando a realização da atividade de passar de sentado para de pé (ST-DP). **Objetivo:** Investigar o efeito de diferentes posicionamentos dos membros inferiores (MMII) durante o ST-DP em pacientes hemiparéticos crônicos utilizando quatro estratégias distintas. **Método:** Foram avaliadas a latência diferencial (LATDIF) e a quantificação eletromiográfica (QTEMG) dos músculos tibial anterior, sóleo (SOL), quadríceps e isquiossurais (IQS), o tempo de movimento (TM), o tempo até a perda de contato com o assento, a simetria e o índice de elevação corporal (IEC) de 12 hemiparéticos crônicos durante o ST-DP nas quatro estratégias: (A) espontânea; (B) simétrica para trás; (C) assimétrica-1 e; (D) assimétrica-2. ANOVA para medidas repetidas foi empregada para investigar o efeito das estratégias B, C e D em relação à estratégia A. **Resultados:** Quando comparados à estratégia A, o SOL apresentou maior LATDIF na estratégia D, os IQS tiveram menor QTEMG na estratégia B, o TM foi maior nas estratégias C e D e o IEC foi menor na estratégia D. **Conclusões:** A estratégia D pareceu ser menos favorável à realização do movimento uma vez que aumentou o TM e o IEC foi menor. As estratégias espontânea (A) e simétrica para trás (B) pareceram ser mais favoráveis ao desempenho do movimento de ST-DP nos hemiparéticos crônicos considerando, principalmente, as características de maior cronicidade e menor comprometimento funcional da amostra investigada.

ABSTRACT

Background: During the period of recovery from a stroke, loading on the affected leg tends to be spontaneously avoided, leading to difficulties to accomplish the sit-to-stand (STS) movement. **Objective:** To assess the effect of different positions of the lower extremities during the STS movement with 12 chronic hemiparetic subjects, by investigating four distinct strategies: (A) spontaneous; (B) symmetrical; (C) asymmetrical-1 and; (D) asymmetrical-2. **Method:** For the STS movement, the following outcome measures were investigated for the four strategies: The differential latency (DIFLAT) and the electromyographic activity (EMG) of the tibialis anterior, soleus, quadriceps, and hamstrings muscles, as well as the time of movement, the time seat-off, the symmetry and the rise index. Repeated measures ANOVA followed by pre-planned contrasts were employed to investigate the effect of the B, C, and D strategies in relation to the A strategy. **Results:** When compared with the A strategy, the soleus showed greater DIFLAT in the D strategy, the hamstrings had had lower EMG in the B strategy, the movement time was greater in the C and D strategies, and the rise index was lower in the D strategy. **Conclusions:** The D strategy appeared to be less favorable to the accomplishment of the movement, since it increased the movement time and decreased the rise index. The spontaneous (A) and symmetrical (B) strategies appeared to be more favorable in improving the performance of the STS movement for this sample of chronic hemiparetic subjects with lower functional impairments.

INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é definido como o déficit neurológico em uma área cerebral secundário à lesão vascular¹. A fraqueza muscular contralateral à lesão está entre os problemas mais comuns em indivíduos que sofreram AVC² e pode limitar a realização de algumas de suas atividades de vida diária como, por exemplo, levantar da cadeira sem assistência^{3,4}.

O movimento de sentado para de pé (ST-DP) é uma das atividades funcionais mais comuns e essencial para manutenção da independência do indivíduo^{4,5,6,7,8,9}. Durante o período de recuperação pós-AVC, a descarga de peso no membro inferior afetado (MIA) tende a ser espontaneamente evitada, prejudicando a realização desse movimento^{8,9,10,11,12}. Se o lado afetado for negligenciado durante as atividades, isso se tornará um hábito e incentivará o desuso, levando ao desenvolvimento do aprendizado do não-uso^{4,13}.

A incapacidade de transferir peso sobre o MIA pode ocorrer devido à dor, espasticidade, déficit de equilíbrio, comprometimento sensorial, negligência, fraqueza muscular e alteração do controle postural^{14,15}. Assim, indivíduos hemiparéticos desenvolvem estratégias compensatórias que causam alteração nos componentes do equilíbrio dinâmico e nos padrões de ativação muscular para realizar o movimento de ST-DP⁴.

A atividade de passar de ST-DP é estimulada precocemente na reabilitação^{16,17}. A prática de tal movimento, através de estratégias que promovam a descarga de peso no MIA, pode trazer benefícios para o retorno do movimento funcional e prevenção de quedas, além de evitar o aprendizado do não-uso^{8,14,16}.

O aprendizado do não-uso pode ser revertido pelo uso forçado do membro⁸. De acordo com Engardt e Olsson¹⁰, quando solicitado, indivíduos hemiparéticos, na fase aguda, são capazes de descarregar mais peso no MIA. Várias estratégias podem ser utilizadas para

favorecer a descarga de peso no MIA durante o movimento de ST-DP. A modificação da posição do MIA para trás, por exemplo, é uma estratégia comumente utilizada na clínica, porém seu efeito em indivíduos hemiparéticos crônicos praticamente não foi documentado na literatura.

O objetivo desse estudo foi investigar o efeito de diferentes posicionamentos dos membros inferiores (MMII) durante a atividade de passar de ST-DP em pacientes hemiparéticos crônicos utilizando quatro estratégias distintas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram recrutados na comunidade indivíduos que preencheram os seguintes critérios de inclusão: ter diagnóstico clínico de AVC e apenas um episódio do mesmo; estar clinicamente estáveis; ter idade igual ou superior a 60 anos; apresentar tempo mínimo pós-AVC de seis meses; ter capacidade de compreender as instruções dadas; apresentar fraqueza no MIA; ser capaz de se levantar da cadeira sem auxílio das mãos e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade (parecer 376/05). Foram excluídos indivíduos com problemas músculo-esqueléticos oriundos de outra doença com repercussões funcionais, deficiência auditiva e/ou visual que prejudicasse a realização dos testes e outra doença neurológica do sistema nervoso central ou periférico.

Medidas

Para caracterização da amostra, além dos dados de identificação, foram avaliados a amplitude de movimento (ADM) de dorsoflexão do tornozelo com o indivíduo sentado através da goniometria, a velocidade natural da marcha e o tônus muscular através da Escala Modificada de Ashworth. Para verificar a presença de fraqueza muscular no MIA foi utilizado o dinamômetro isocinético *Biodex System 3 Pro (Biodex Medical System)*. Este instrumento

avaliou o torque muscular isocinético dos músculos flexores e extensores do quadril, joelho e tornozelo bilateralmente na velocidade angular de 60°/segundo. O pico de torque muscular em Newton/metro (N/m) foi descrito em função da proporção do lado afetado em relação ao lado não afetado.

Para registrar a atividade elétrica durante o movimento de ST-DP foi utilizado o eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac System*®). Quatro canais de eletrodos ativos (TSD-150) (*Biopac System*®) foram utilizados no MIA sobre os músculos tibial anterior (TA), sóleo (SOL), quadríceps (QUA) e isquiossurais (IQS). O tempo de coleta foi de 10 segundos com uma frequência de 1000 Hz⁸. A captação do sinal eletromiográfico foi realizada pelo *software Acknowledge* (*Biopac System*®) e processados posteriormente. O sinal foi filtrado com filtro passa-faixa *Butterworth* de 4ª ordem entre 10 – 500Hz e em seguida retificado através de onda completa.

O acelerômetro triaxial (*Biopac System*®) SS26L: +/- 5G (400mV/G) foi utilizado com objetivo de determinar o tempo do movimento (TM) de passar de ST-DP e, para tal, foi posicionado na testa do participante¹⁸. Este instrumento descreve a aceleração vertical (Z), horizontal (Y) e lateral (X). Os três canais do acelerômetro foram conectados à interface do eletromiógrafo, sendo somente as informações dos eixos Y e Z, no plano sagital, consideradas para análise.

O registro do momento da perda de contato com o assento (PCA) foi realizado através de dois sensores de força com sinal variando entre -1V a +1V, colocados sobre o banco de madeira utilizado para os testes.

O *Balance Master*® *System* (BMS) versão 8.3 (*Neurocom*® *Internacional*) foi utilizado para avaliar o índice de elevação corporal (IEC), que documenta a máxima força vertical exercida pelos membros inferiores durante a fase de elevação do corpo e é expressa

em porcentagem do peso corporal e, a simetria de distribuição de peso direita e esquerda, que registra a diferença na porcentagem de peso corporal suportado pelos membros inferiores direito e esquerdo durante a fase de elevação do corpo e durante os cinco segundos após seu término¹⁹.

O acelerômetro, os sensores para o registro da PCA e o BMS foram conectados através de uma interface do *Biopac System*® para sincronizá-los com o eletromiógrafo e obter todos os registros simultaneamente.

Procedimentos

Foram investigadas quatro estratégias ao passar de ST-DP: (A) espontânea, ou seja, sem nenhuma orientação a respeito do posicionamento dos MMII; (B) simétrica, com ambos os tornozelos para trás, na mesma linha, entre 10° a 15° de dorsoflexão do tornozelo não afetado; (C) assimétrica-1, com o pé afetado posicionado atrás do pé não afetado e, (D) assimétrica-2, com o pé não afetado posicionado atrás do pé afetado.

A aleatorização foi realizada por sorteio de acordo com as três seqüências planejadas de estratégias para a realização do movimento de passar de ST-DP, sendo a estratégia A sempre realizada em primeiro lugar.

Após a limpeza da pele com álcool, o participante foi posicionado de pé sobre a plataforma do BMS. Foram utilizados quatro eletrodos ativos no MIA sobre os músculos TA (face ântero-lateral da tíbia, terço superior da distância entre joelho e tornozelo), SOL (face lateral inferior da perna, abaixo do ventre do gastrocnêmio), QUA (na distância média entre espinha ilíaca ântero-superior e borda superior da patela) e IQS (na distância média da face posterior da coxa, entre a prega glútea e a fossa poplítea). O eletrodo terra foi colocado sobre a patela do membro inferior não afetado (MINA)²⁰. Os participantes se assentaram em um banco de madeira sem encosto, com a altura do assento a 100% da altura do joelho de cada indivíduo.

A altura do joelho foi determinada pela distância da linha articular do joelho ao solo. A quantidade de apoio da coxa não foi monitorada.

Para garantir o posicionamento adequado dos MMII nas estratégias B, C e D, foi solicitado ao indivíduo sentar no banco de madeira e levar o tornozelo não afetado para trás, o máximo possível, para mensurar a ADM de dorsoflexão com o goniômetro. A partir dessa medida, que variou entre 10° e 15°, foi marcada com esparadrapo uma linha correspondente ao local de posicionamento dos MMII para trás. Com uma fita métrica foi medida a distância à frente, equivalente a metade do comprimento do pé. Nesse local, também foi marcada uma linha que foi utilizada para posicionamento do tornozelo à frente em ambos os MMII.

A atividade de passar de ST-DP foi realizada com os pés apoiados sobre a plataforma do BMS e com braços cruzados no peito, mantendo as palmas das mãos em contato com o tórax para excluir o uso dos membros superiores na execução da tarefa. Os participantes foram instruídos a não moverem os pés e a levantarem o mais rápido possível, a partir do comando inicial dado pelo BMS. Ao atingirem a postura de pé, foram orientados a permanecer nessa posição por cinco segundos para finalização dos registros. Após a familiarização, três novos registros foram feitos em cada estratégia e a média entre eles foi considerada para análise. Antes de cada tentativa, o posicionamento dos pés foi verificado. Um breve período de descanso foi permitido entre as tentativas.

Redução e análise dos dados

Os valores referentes às variáveis eletromiográficas, do acelerômetro e da PCA foram obtidos através do programa MATLAB versão 7.1.

As latências musculares foram determinadas pelo tempo transcorrido entre o sinal visual do BMS e o início da ativação de cada músculo. Para comparação da latência muscular entre as condições, foi considerado o valor zero (0) para o momento da PCA em cada

indivíduo e calculada a latência diferencial (LATDIF) entre o início da atividade de cada músculo e o momento da PCA. Desse modo, os músculos que iniciaram sua atividade antes da PCA apresentaram uma latência negativa. A quantificação eletromiográfica (QTEMG) foi obtida através do método *Root Mean Square*²⁰. Para o cálculo da *Root Mean Square*, os dados foram normalizados pelo pico de amplitude máxima do músculo e descritos em porcentagem da atividade eletromiográfica de cada um deles²¹. A QTEMG foi obtida dentro de um intervalo de 0,8s, sendo 0,4s antes e 0,4s depois do momento da PCA. A PCA é considerada o momento de maior ativação muscular ao passar de ST-DP^{5,6} e, por isso, tem sido utilizada para fins de QTEMG^{18,22}.

O início do TM foi detectado a partir da alteração inicial da linha de base do módulo da soma vetorial das componentes dos eixos Y e Z e o término do movimento foi dado pelo retorno à linha de base.

O peso corporal foi usado para normalizar o IEC baseado na fórmula: $(IEC \times \text{peso corporal}) + 100 / 100$, em Kilogramas. Os valores de simetria foram transformados em proporção, correspondendo ao valor do lado afetado dividido pelo lado não afetado, sendo o valor de um (1) indicativo de perfeita simetria.

Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada através do programa SPSS (Versão 13.0 para Windows). Estatística descritiva e testes de normalidade (Shapiro-Wilk) foram calculados para todas as variáveis. ANOVA medidas repetidas com contrastes pré-planejados foi empregada para investigar o efeito das estratégias B, C e D em relação à estratégia A na realização do movimento de ST-DP. O nível de significância considerado foi $\alpha < 0,05$.

RESULTADOS

Foram avaliados 12 indivíduos hemiparéticos crônicos, sendo seis homens e seis mulheres. Os dados relativos às características dos participantes estão representados na TABELA 1. Sete indivíduos apresentaram velocidade rápida durante a marcha, três velocidade média e dois velocidade lenta, de acordo com a classificação proposta por Olney *et al*²³. A proporção do pico de torque do MIA/MINA foi encontrada para os 12 indivíduos que completaram o teste na musculatura do joelho, 11 na musculatura do quadril e seis na musculatura do tornozelo. Os valores da proporção encontrados foram de 0,89 e 0,70 para os flexores e extensores do quadril, de 0,56 e 0,68 para os flexores e extensores do joelho e de 0,81 e 0,56 para os dorsoflexores e flexores plantares do tornozelo, respectivamente.

Dados descritivos (médias, DP) e as diferenças significativas obtidas a partir das variáveis estudadas, estão representados na TABELA 2.

A LATDIF do SOL foi maior na estratégia D quando comparada à estratégia A ($p=0,01$). Não houve diferença significativa da LATDIF nos outros grupos musculares. Os músculos IQS foram menos ativados na estratégia B em comparação à estratégia A ($p=0,03$). Não houve diferença significativa em relação à QTEMG dos demais músculos estudados.

O TM foi significativamente maior nas estratégias C ($p=0,002$) e D ($p=0,02$) em comparação à estratégia A. Não houve diferença entre as estratégias A e B. O tempo decorrido entre o início do movimento e a PCA não foi diferente entre as outras estratégias e a estratégia A.

Os valores de simetria não diferiram significativamente entre as estratégias A e as demais estratégias. O IEC foi menor na estratégia D em comparação à estratégia A ($p=0,006$) e não foi estatisticamente diferente entre esta e as demais estratégias.

DISCUSSÃO

Parâmetros eletromiográficos durante o movimento de ST-DP

De acordo com Cheng *et al.*⁷ os músculos TA, SOL, QUA e IQS desempenham papel essencial na estabilização antero-posterior do tornozelo e joelho durante a atividade de ST-DP em indivíduos saudáveis e tais músculos estão comprometidos em relação à intensidade de ativação e ordem de recrutamento em indivíduos hemiparéticos.

No presente estudo, o início da ativação do SOL ocorreu mais tardiamente quando o MIA foi posicionado à frente (estratégia D) em comparação à estratégia A. Entretanto, mesmo tendo ocorrido tal atraso, a LATDIF do SOL mostra que este músculo foi ativado previamente à PCA em todas as estratégias investigadas. Em indivíduos saudáveis, o SOL é o último músculo a ser ativado e que tal ativação ocorre após a PCA quando realizam o movimento de ST-DP^{6,18,22}. Em tais indivíduos, a função do SOL está relacionada com a desaceleração e estabilização no final do movimento, próximo à postura de pé¹⁸. O fato dos hemiparéticos ativarem precocemente o SOL, independente da posição dos MMII, sugere possível alteração nos mecanismos de controle motor do tornozelo inerente a esses indivíduos. Isso pode ser justificado pela presença da espasticidade e fraqueza desse músculo, verificado como o mais comprometido na amostra investigada.

Não houve diferença na LATDIF dos músculos TA, QUA e IQS entre as estratégias e tais músculos também foram ativados previamente ao momento da PCA. Esse comportamento foi semelhante ao observado em indivíduos saudáveis^{6,18,22,27}. Nesses indivíduos, no entanto, a alteração da postura inicial dos MMII para a realização do movimento de ST-DP modifica a latência do TA, uma vez que esse músculo foi considerado responsável pelos ajustes posturais preparatórios necessários para o movimento¹⁸. A ausência de modificação na latência do TA observada nos hemiparéticos crônicos sugere que os mesmos apresentam uma falta de

adaptação dos ajustes posturais preparatórios às diferentes demandas da mesma atividade e reforça a hipótese do controle motor alterado no tornozelo, citada anteriormente.

A quantidade de atividade muscular mostrou que os IQS foram menos ativados na estratégia B, quando comparada à estratégia A. De acordo com Lee *et al.*⁴ os hemiparéticos podem apresentar uma maior quantidade de ativação desse músculo no último estágio de ST-DP com a finalidade de estabilizar o joelho na postura de pé. Considerando esse pressuposto, o resultado encontrado nesse estudo indica que posicionar ambos os MMII para trás pode diminuir a necessidade de estabilização em tal articulação. Essa idéia é reforçada pelo estudo de Schultz, Alexander e Ashton-Miller²⁴ onde foi sugerido que posicionar os pés para trás pode melhorar a estabilidade antero-posterior e tornar a realização do movimento de ST-DP mais segura.

Contrariamente aos presentes resultados, Brunt *et al.*⁸ encontraram maior ativação do TA e QUA quando o pé afetado foi posicionado atrás do não afetado (estratégia C). Esse posicionamento é extremamente utilizado na prática clínica embora tenha sido pouco estudado. Como o QUA foi considerado um dos principais músculos geradores do movimento de ST-DP^{5,18,25} e o TA é essencial na estabilização do tornozelo⁷, seria esperado que a utilização de tal estratégia aumentasse a descarga de peso sobre o MIA levando a um aumento no recrutamento de unidades motoras e na ativação dos músculos paréticos durante a elevação do corpo. Isso poderia levar a um melhor desempenho do movimento de ST-DP. Entretanto, é preciso considerar as diferenças entre o estudo de Brunt *et al.*⁸ e o presente estudo. Embora aqueles autores também tenham utilizado uma amostra de hemiparéticos crônicos, a média do tempo de evolução pós-AVC foi bem menor (3,6 anos) do que a encontrada nesse estudo (7,7 anos). Esse aspecto mostra uma maior cronicidade dos pacientes estudados e indica que os mesmos podem estar adaptados em realizar, espontaneamente, o movimento de ST-DP. Outra

diferença se refere ao método utilizado para posicionar o MIA para trás. Brunt *et al.*⁸ utilizaram 100° de flexão no joelho afetado, enquanto que, nesse estudo, o tornozelo foi a articulação de referência, que apresentou angulação foi muito variável no MIA (0° a 15°) devido à dificuldade de realizar o contato do calcanhar do MIA com o solo. Os aspectos apontados podem justificar as diferenças nos resultados encontrados entre os dois estudos, no que se refere à estratégia C.

Tempo de movimento e PCA

O tempo para passar de ST-DP é um dos principais indicadores de habilidade funcional^{26,27}. Indivíduos hemiparéticos necessitam de mais tempo para realizar esse movimento em comparação a indivíduos saudáveis^{9,12,28}. Cheng *et al.*⁷ ressaltaram que uma maior duração dessa atividade pode ser indicativa de quedas.

Os hemiparéticos foram mais lentos na realização do movimento de ST-DP quando utilizaram as estratégias assimétricas (C e D). Como não houve diferença na duração do movimento até o momento da PCA entre as estratégias, conclui-se que o aumento do TM total foi devido a um prolongamento da fase pós-PCA ou de extensão⁶, que requer maior controle e trabalho para gerar força a fim de elevar o corpo²⁹. Isso indica pior desempenho dos hemiparéticos desse estudo ao realizarem o movimento a partir das estratégias C e D. Tais estratégias não são rotineiramente utilizadas por esses indivíduos e podem ter acarretado maior complexidade ao movimento, aumentando sua duração.

Por outro lado, os hemiparéticos foram mais rápidos quando utilizaram as estratégias espontânea e simétrica para trás (A e B). Tais estratégias parecem ter contribuído para um melhor desempenho na realização do movimento de ST-DP pelos hemiparéticos desse estudo.

Simetria e IEC

Segundo Cheng *et al.*^{16,28} a manutenção da simetria postural durante o ST-DP pode melhorar o desempenho dessa atividade e, inclusive, reduzir a incidência de quedas em hemiparéticos. Embora o ganho de simetria seja uma das metas priorizadas na reabilitação desses indivíduos, não existem evidências de que esta exerça um papel importante no desempenho funcional. Teixeira-Salmela *et al.*³⁰ não encontraram diferenças na simetria de hemiparéticos crônicos ao realizarem o movimento de ST-DP após treinamento de força e aptidão física. Esses autores sugeriram que a ausência de simetria é característica da própria patologia e parece não dificultar a evolução do desempenho funcional de hemiparéticos crônicos.

Similarmente, os hemiparéticos desse estudo não mostraram diferenças quanto à simetria, independente da estratégia utilizada. Assim, manter a simetria para passar de ST-DP pode ser um fator pouco relevante para o desempenho funcional desses indivíduos nessa atividade.

No presente estudo, a estratégia D pareceu ser menos favorável para os hemiparéticos realizarem o movimento de ST-DP uma vez que o IEC foi menor que na estratégia A. Assim, posicionar o MIA para frente diminuiu a força vertical exercida pelos MMII podendo predispor o indivíduo a quedas^{9,28}.

Considerações finais

Os parâmetros eletromiográficos analisados nesse estudo não permitiram encontrar diferenças relevantes entre as estratégias de posicionamento dos MMII utilizadas. Outros estudos já destacaram a grande variabilidade nas latências musculares durante a realização do ST-DP em hemiparéticos^{7,17}. O mesmo foi observado nos resultados encontrados no presente estudo. Além disso, os indivíduos deveriam realizar o movimento “o mais rápido possível” de acordo com a instrução do BMS. Em contrapartida, vários estudos utilizaram a velocidade

natural para a realização dos testes e a velocidade do movimento pode interferir nas variáveis eletromiográficas⁴ e no padrão de movimento.

Outro fator a ser destacado refere-se às características específicas da amostra estudada. Apesar da cronicidade, a maior parte dos hemiparéticos investigados é classificada como “rápida” em relação a velocidade da marcha. Essa classificação, proposta por Olney *et al.*²³, sugere que a maioria dos indivíduos estudados pode ser considerada levemente comprometida. Neste contexto, é possível que as estratégias espontânea e simétrica (A e B) tenham sido mais naturais e conhecidas favorecendo o desempenho do movimento de ST-DP da amostra em questão.

CONCLUSÕES

A estratégia D parece ser menos favorável à realização do movimento uma vez que aumentou o TM e o IEC foi menor. A estratégia C não pode ser considerada mais ou menos favorável para os indivíduos estudados. Na estratégia B houve menos necessidade de estabilização do joelho afetado e o TM foi semelhante à estratégia A. Dessa forma, as estratégias espontânea (A) e simétrica (B) pareceram ser mais favoráveis ao desempenho do movimento de ST-DP nos hemiparéticos considerando, principalmente, as características de maior cronicidade e menor comprometimento funcional da amostra investigada.

REFERÊNCIAS

1. Radanovic M. Características do atendimento de pacientes com acidente vascular cerebral em hospital secundário. *Arq Neuropsiquiatr.* 2000;58(1):99-106.
2. Andrews AW, Bohannon RW. Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 Jan 84:125-30.
3. Harvey RL. Motor recovery after stroke: new directions in scientific inquiry. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America.* 2003;14:S1-5.

4. Lee MY, Wong MK, Tang FT, Cheng PT, Chiou WK, Lin PS. Comparison of balance responses and patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997;76:401-10.
5. Millington PJ, Myklebust BM, Shambles GM. Biomechanical analysis of sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992 July 73:609-17.
6. Khemlani MM, Carr JH, Crosbie WJ. Muscles synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech.* 1999;14:236-46.
7. Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004;83(1):10-6.
8. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble MA, Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002 July 83:924-29.
9. Chou SW, Wong AMK, Leong CP, Hong WS, Tang FT, Lin TH. Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003 Jan 82(1):42-7.
10. Engardt M, Olsson E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehab Med.* 1992;24:67-74,.
11. Engardt M, Ribbe T, Olsson E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehab Med.* 1993;25:41-8.
12. Hesse S, Schauer M, Malezic M, Jahnke M, Mauritz K. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehab Med.* 1994;26:161-6.

13. Taub E, Miller NE, Novack TA, Cook III EW, Fleming WC, Nepomuceno CS *et al.* Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993 April 74:347-54.
14. Aruin AS, Hanke T, Chaudhuri G, Harvey R, Rao N. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37(1):65-72.
15. Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 Aug 83:1138-44.
16. Cheng PT, Wu SH, Liaw MY, Wong AMK, Tang FT. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001 Dec 82:1650-4.
17. Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge, WA. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*. 1990 Oct 70(10):638-51.
18. Goulart F, Valls-Solé J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology* 1999 April 110:1634-40.
19. Neurocom[®] International Inc. Balance Master Operators Manual. Version 7.0, Clackamas; 1999.
20. Cram JR, Kasman GS. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg: Aspen Publishers; 1998.
21. Sodeberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther*. 2000;80(5):485-98.
22. Chaves CMC. Estudo do movimento de passar de sentado para de pé em indivíduos jovens e idosos. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) Escola de

Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2004.

23. Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID. Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991 Apr 72(5):309-314.
24. Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller J.A. Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech.* 1992;25(12):1383-91.
25. Eriksrud O, Bohannon RW. Relationship of knee extension force to independence to sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Phys Ther.* 2003;83(6):544-551.
26. Schenkman M, Hughes MA, Samsa G, Studenski S. The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *J Am Geriatr Soc.* 1996;44:1441-6.
27. Cameron DM, Bohannon RW, Garrett GE, Owen SV, Cameron DA. Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clin Biomech.* 2003;18:332-40.
28. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998 Sep 79:1043-6.
29. Linden DWV, Brunt D, Mcculloch MU. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994 June 75:653-60.
30. Teixeira-Salmela LF, Lima RCM, Lima LAO, Morais SG, Goulart F. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após programa de treinamento em academia. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(2):227-33.

TABELA 1: Caracterização dos participantes

<i>Variáveis</i>	<i>Média ± DP</i>	<i>Mínimo - Máximo</i>
Idade (anos)	68 ± 7,14	60 - 80
Tempo pós AVC (anos)	7,67 ± 3,99	1 - 14
Massa corporal (Kg)	66,73 ± 11,07	53,50 – 86,90
Altura (m)	1,62 ± 0,09	1,51 – 1,76
IMC (Kg/m ²)	25,35 ± 2,89	21,72 – 30,43
Altura do joelho (m)	0,47 ± 0,03	0,43 – 0,53
ADM tornozelo afetado (graus)	8,83 ± 6,62	0 - 15
ADM tornozelo não afetado (graus)	14,83 ± 2,76	10 - 20
Velocidade de marcha (m/s)	0,68 ± 0,25	0,34 – 1,08
Tônus Muscular	–	0 - 3

DP = Desvio-padrão

IMC = Índice de Massa Corporal

ADM = Amplitude de Movimento

TABELA 2: Dados descritivos (médias e DP) das variáveis analisadas em relação aos efeitos das estratégias

<i>Variáveis</i>	<i>Estratégias</i>			
	A	B	C	D
LATDIF TA	- 0,36 ± 0,20	- 0,27 ± 0,21	- 0,31 ± 0,16	- 0,26 ± 0,20
LATDIF SOL	- 0,15 ^a ± 0,15	- 0,10 ± 0,08	- 0,10 ± 0,12	- 0,03 ^a ± 0,13
LATDIF QUA	- 0,21 ± 0,30	- 0,31 ± 0,20	- 0,27 ± 0,25	- 0,34 ± 0,22
LATDIF IQS	- 0,27 ± 0,13	- 0,20 ± 0,17	- 0,18 ± 0,09	- 0,20 ± 0,08
QTEMG TA	0,17 ± 0,04	0,26 ± 0,23	0,18 ± 0,04	0,17 ± 0,04
QTEMG SOL	0,09 ± 0,03	0,10 ± 0,03	0,09 ± 0,04	0,08 ± 0,04
QTEMG QUA	0,21 ± 0,03	0,22 ± 0,04	0,21 ± 0,03	0,19 ± 0,03
QTEMG IQS	0,16 ^a ± 0,04	0,14 ^a ± 0,03	0,15 ± 0,03	0,16 ± 0,03
TM	1,93 ^{ab} ± 0,29	1,94 ± 0,25	2,16 ^a ± 0,34	2,16 ^b ± 0,46
PCA	0,91 ± 0,13	0,90 ± 0,13	0,89 ± 0,12	0,92 ± 0,13
IEC	11,63 ^a ± 4,32	10,07 ± 4,00	10,77 ± 4,61	10,10 ^a ± 3,45
Simetria	0,59 ± 0,30	0,64 ± 0,35	0,74 ± 0,73	0,47 ± 0,30

- Médias com letras iguais diferem entre si significativamente ($p < 0,05$).

LATDIF = latência diferencial (s); QTEMG = quantificação eletromiográfica (% do pico de atividade máxima);

TM = tempo de movimento (s); PCA = perda de contato com o assento (s);

IEC = índice de elevação corporal; TA = tibial anterior; SOL = sóleo; QUA = quadríceps;

IQS = isquiossurais

TABLE 1: Characterization of the participants

<i>Variable</i>	<i>Mean ± SD</i>	<i>Minimum - Maximum</i>
Age (years)	68 ± 7,14	60 - 80
Post-stroke time (years)	7,67 ± 3,99	1 - 14
Body mass (Kg)	66,73 ± 11,07	53,50 – 86,90
Height (m)	1,62 ± 0,09	1,51 – 1,76
BMI (Kg/m ²)	25,35 ± 2,89	21,72 – 30,43
Knee height (m)	0,47 ± 0,03	0,43 – 0,53
Affected ankle ROM (degrees)	8,83 ± 6,62	0 - 15
Unaffected ankle ROM (degrees)	14, 83 ± 2,76	10 - 20
Natural gait speed (m/s)	0,68 ± 0,25	0,34 – 1,08
Muscle tone	–	0 - 3

SD = Standard Deviation

BMI = Body Mass Index

ROM = Range of Motion

TABLE 2: Descriptive data (means and SD) of the outcome measures for the investigated strategies

<i>Variable</i>	<i>Strategy</i>			
	A	B	C	D
DIFLAT TA	- 0,36 ± 0,20	- 0,27 ± 0,21	- 0,31 ± 0,16	- 0,26 ± 0,20
DIFLAT SOL	- 0,15 ^a ± 0,15	- 0,10 ± 0,08	- 0,10 ± 0,12	- 0,03 ^a ± 0,13
DIFLAT QUA	- 0,21 ± 0,30	- 0,31 ± 0,20	- 0,27 ± 0,25	- 0,34 ± 0,22
DIFLAT HMS	- 0,27 ± 0,13	- 0,20 ± 0,17	- 0,18 ± 0,09	- 0,20 ± 0,08
EMG TA	0,17 ± 0,04	0,26 ± 0,23	0,18 ± 0,04	0,17 ± 0,04
EMG SOL	0,09 ± 0,03	0,10 ± 0,03	0,09 ± 0,04	0,08 ± 0,04
EMG QUA	0,21 ± 0,03	0,22 ± 0,04	0,21 ± 0,03	0,19 ± 0,03
EMG HMS	0,16 ^a ± 0,04	0,14 ^a ± 0,03	0,15 ± 0,03	0,16 ± 0,03
MT	1,93 ^{a,b} ± 0,29	1,94 ± 0,25	2,16 ^a ± 0,34	2,16 ^b ± 0,46
Seat-off	0,91 ± 0,13	0,90 ± 0,13	0,89 ± 0,12	0,92 ± 0,13
RI	11,63 ^a ± 4,32	10,07 ± 4,00	10,77 ± 4,61	10,10 ^a ± 3,45
Symmetry	0,59 ± 0,30	0,64 ± 0,35	0,74 ± 0,73	0,47 ± 0,30

- Means with same letters differ significantly ($p < 0,05$).

DIFLAT = differential latency (s); EMG = electromyographic activity (% peak of the maximum activity); MT = movement time (s); RI = rising index; TA = tibialis anterior; SOL = soleus; QUA = quadriceps; HMS = hamstrings



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA
OCUPACIONAL
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
Fone: (31)3499-4783
E-mail: effto-dfit@ufmg.br

Belo Horizonte, 20 de dezembro de 2006

Revista Brasileira de Fisioterapia
Secretaria Executiva
Departamento de fisioterapia
Universidade Federal de São Carlos
Rodovia Washington Luís, Km 235, Caixa Postal 676
CEP 13565-905, São Carlos – SP – Brasil

Prof. Dr^a. Helenice Jane Cote Gil Coury
Editora Chefe da Revista Brasileira de Fisioterapia

Prezada Dr^a. Helenice,

Encaminho o manuscrito intitulado: **“O efeito do posicionamento dos membros inferiores durante o movimento de sentado para de pé em hemiparéticos crônicos”** para apreciação do conselho editorial da Revista Brasileira de Fisioterapia.

Área principal do artigo: Fisioterapia nas Condições Neurológicas.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) – parecer n^o ETIC 376/05.

Segue, em anexo, três vias do manuscrito, impressas em papel A4, e um arquivo do programa Word 2003 Padrão PC gravado em CD e denominado Manuscrito.doc

Colocando-me à disposição para quaisquer esclarecimentos que se fizerem necessários, subscrevo-me.

Atenciosamente,

Professora Fátima Rodrigues de Paula Goulart, Ph.D.

DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE DE CONFLITOS DE INTERESSE

Declaramos para devidos fins que não existiram conflitos de interesse (profissionais, financeiros, benefícios diretos e indiretos) que poderiam influenciar os resultados apresentados nesse estudo.

Atenciosamente,

Ana Cristina Resende Camargos

Fátima Rodrigues de Paula-Goulart

Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

DECLARAÇÃO

Declaramos para devidos fins que temos a responsabilidade pelo conteúdo do manuscrito e transferimos os direitos autorais para a Revista Brasileira de Fisioterapia, caso o artigo venha a ser aceito pelos editores.

Ana Cristina Resende Camargos – CPF: 039.148.226-27

Fátima Rodrigues de Paula-Goulart – CPF: 456.371.216-72

Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela – CPF: 403.333.966-34

CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo avaliou o efeito de diferentes posicionamentos dos MMII durante a atividade de passar de ST-DP em pacientes hemiparéticos crônicos utilizando quatro estratégias distintas.

Apesar da estratégia C ser utilizada frequentemente na prática clínica, essa estratégia não pôde ser considerada mais ou menos favorável para os indivíduos estudados.

A estratégia D parece ser menos favorável à realização do movimento uma vez que aumentou o TM e o IEC foi menor. Na estratégia B houve menos necessidade de estabilização do joelho afetado e o TM foi semelhante à estratégia A.

Dessa forma, as estratégias espontânea (A) e simétrica para trás (B) pareceram ser mais favoráveis ao desempenho do movimento de ST-DP nos hemiparéticos considerando, principalmente, as características de maior cronicidade e menor comprometimento funcional da amostra investigada.

Além disso, este estudo avaliou o desempenho durante a atividade de ST-DP, entretanto é possível que o treinamento dessa atividade através da estratégia C possa resultar em achados diferentes dos encontrados nesse estudo.

Sugere-se a realização de novos estudos com o treinamento da atividade de ST-DP a partir de diferentes estratégias de posicionamento dos MMII em hemiparéticos crônicos. Sugere-se ainda a comparação dos dados eletromiográficos do MIA e MINA.

ANEXO 1

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

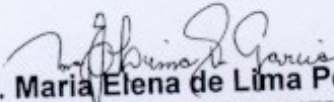
Parecer nº. ETIC 376/05

**Interesse: Profa. Fátima Rodrigues de Paula Goulart
Depto. de Fisioterapia - EEFFTO/UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 14 de dezembro de 2005, depois de atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado « **O efeito do posicionamento do tornozelo do membro inferior afetado na execução do movimento de passar de sentado para de pé em hemiparéticos crônicos** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG

*Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Prédio da Reitoria – 7º andar sala: 7018 - 31.270-901 – BH - MG
(31) 3499-4592 - FAX: (31) 3499-4027 - coep@prpq.ufmg.br*

ANEXO 2

NORMAS EDITORIAIS

OUTUBRO 2006

OBJETIVOS, ESCOPO E POLÍTICA

A *Revista Brasileira de Fisioterapia - RBF* publica relatos originais de pesquisa concernentes ao objeto principal de estudo da Fisioterapia e ao seu campo de atuação profissional, veiculando estudos básicos sobre a motricidade humana e investigações clínicas sobre a prevenção, o tratamento e a reabilitação das disfunções do movimento. Será dada preferência de publicação àqueles manuscritos que contribuam significativamente para o desenvolvimento conceitual dos objetos de estudo da Fisioterapia ou que desenvolvam procedimentos experimentais novos, não sendo meros repositórios de dados científicos ou de conceitos já consagrados.

Os artigos submetidos à RBF devem preferencialmente enquadrar-se na categoria de *artigos científicos* (novas informações com Materiais e métodos e Resultados sistematicamente relatados).

Artigos de revisão (síntese atualizada de assuntos bem estabelecidos, com análise crítica da literatura consultada e conclusões) são publicados apenas a convite dos editores estimulando a submissão por autores de reconhecimento internacional; *Artigos de revisão passiva* não serão aceitos; *Artigos de Revisão Sistemática e Metanálises, Artigos Metodológicos* (apresentando aspectos metodológicos de pesquisa ou de ensino) e *Estudos de Caso* (acompanhados de breve revisão do assunto e materiais e métodos pertinentes) são publicados num percentual de até 20% do total de manuscritos.

A RBF publica ainda uma Seção Editorial, Resenhas de Livros (por solicitação dos editores) e, eventualmente, Agenda de Eventos Científicos Próximos e Cartas ao Editor (de críticas às matérias publicadas – com réplica dos autores – referentes a assuntos gerais da Fisioterapia, publicadas a critério dos editores).

A Revista Brasileira de Fisioterapia publica resumos de eventos como Suplemento, após submissão e aprovação de proposta ao Conselho Editorial. A submissão de proposta será anual e realizada por edital, atendendo às “Normas para publicação de suplementos” que podem ser obtidas no site da RBF (<http://www.ufscar.br/rbfisio>).

Os artigos submetidos são analisados pelos editores e pelos revisores das *áreas* de conhecimento, que estão assim divididas: *Fundamentos e História da Fisioterapia; Anatomia, Cinesilogia e Biomecânica; Controle Motor, Comportamento e Motricidade; Recursos Terapêuticos Físicos e Naturais; Recursos Terapêuticos Manuais; Cinesioterapia; Prevenção em Fisioterapia/Ergonomia; Fisioterapia nas Condições Musculoesqueléticas; Fisioterapia nas Condições Neurológicas; Fisioterapia nas Condições Cardiovasculares e Respiratórias; Fisioterapia nas Condições Uroginecológicas e Obstétricas; Ensino em Fisioterapia; Administração, Ética e Deontologia; Registro/Análise do Movimento; Fisioterapia nas Condições Geriátricas e Medidas em Fisioterapia.*

Cada artigo é analisado por pelo **menos três** revisores, os quais trabalham de maneira independente e fazem parte da comunidade acadêmico-científica, sendo especialistas em suas respectivas áreas de conhecimento. Os revisores permanecerão anônimos aos autores, assim como os autores não serão identificados pelos revisores, por recomendação expressa dos editores. Os editores coordenam as informações entre os autores e os revisores, cabendo-lhe a decisão final sobre quais artigos serão publicados, com base nas recomendações feitas pelos revisores. Quando aceitos para publicação, os artigos estarão sujeitos a pequenas correções ou modificações que não alterem o estilo do autor. Eventuais modificações na forma, estilo ou interpretação só ocorrerão após a devida consulta aos autores. Quando recusados, os artigos podem ser acompanhados por justificativa do editor.

INSTRUÇÕES AOS AUTORES

INFORMAÇÕES GERAIS

Os manuscritos e toda a correspondência devem ser encaminhados para:

Revista Brasileira de Fisioterapia

Secretaria Executiva

Departamento de Fisioterapia

Universidade Federal de São Carlos
Rodovia Washington Luís, km 235, Caixa Postal 676
CEP 13565-905, São Carlos-SP-Brasil.
Tel.: (0xx16) 3351-8755
Para outras informações consultar <http://www.ufscar.br/rbfisio>

A submissão dos manuscritos implica que o trabalho não tenha sido publicado e não esteja sob consideração para publicação em outro periódico. Quando parte do material já tiver sido apresentada em uma comunicação preliminar em Simpósio, Congresso, etc., deve ser citada como nota de rodapé na página de título e uma cópia deve acompanhar a submissão do manuscrito.

FORMA E PREPARAÇÃO DOS MANUSCRITOS

Os manuscritos devem ser submetidos preferencialmente em inglês e devem ser enviados em duas vias impressas e em versão eletrônica (CD-ROM).

Os manuscritos devem ser digitados em espaço duplo, tamanho 12, fonte *Times New Roman* com amplas margens (superior e inferior = 3 cm; laterais = 2,5 cm) em papel A4 (21,0 x 29,7 cm) de boa qualidade e com todas as cópias nítidas e totalmente legíveis, não ultrapassando 20 (vinte) páginas (incluindo referências, figuras, tabelas e anexos). *Estudos de caso* não devem ultrapassar 10 (dez) páginas digitadas em sua extensão total (incluindo referências, figuras, tabelas e anexos).

Um manuscrito submetido para publicação deve vir acompanhado por: 1) Uma carta de encaminhamento do material, contendo as seguintes informações: nomes completos dos autores e titulação de cada um; área principal do artigo (ver em *OBJETIVOS, ESCOPO E POLÍTICA*) e número e nome da Instituição que emitiu o **parecer do Comitê de Ética para pesquisas em seres humanos e para os experimentos em animais.**; 2) Declaração de responsabilidade de conflitos de interesse. Os autores devem declarar a existência ou não de eventuais conflitos de interesse (profissionais, financeiros e benefícios diretos e indiretos) que possam influenciar os resultados da pesquisa; 3) Declaração assinada por todos os autores com o número de CPF indicando a responsabilidade do(s) autor(es) pelo conteúdo do manuscrito e transferência de direitos autorais (copyright) para a Revista Brasileira de Fisioterapia, caso o artigo venha a ser aceito pelos Editores. Os modelos de carta e das declarações encontram-se disponíveis no site da RBF (<http://www.ufscar.br/rbfisio>). Os manuscritos publicados são de propriedade da RBF e é vedada tanto a reprodução, mesmo que parcial em outros periódicos, como a tradução para outro idioma sem a autorização dos Editores.

As datas de recebimento e aceite dos artigos serão publicadas. Se o artigo for encaminhado aos autores para revisão e não retornar à RBF dentro de 3 (três) meses, *o processo de revisão será considerado encerrado*. Caso o mesmo artigo seja re-encaminhado, um novo processo será iniciado, com data atualizada. A data do aceite será registrada quando os autores retornarem o manuscrito, após a correção final aceite pelos Editores.

As provas finais serão remetidas aos autores somente para correção de possíveis erros de impressão, não sendo permitidas quaisquer outras alterações. Manuscritos em prova final não devolvidos em dois dias terão sua publicação postergada para um próximo número.

A versão corrigida, após o aceite dos editores, deve ser enviada em CD-ROM usando o programa Word em qualquer versão, padrão PC e uma cópia em papel. As figuras, tabelas e anexos devem ser colocadas em folhas separadas, no final do texto.

Após publicação do artigo ou processo de revisão encerrado, toda documentação referente ao processo de revisão será incinerada.

Formato do manuscrito

O manuscrito deve ser elaborado na seqüência abaixo, com todas as páginas numeradas consecutivamente na margem superior direita, com início na página de título¹.

Página de título e Identificação (1ª página)

¹ Para informações adicionais consultar "Uniform Requirements for Manuscripts (URM) submitted to Biomedical Journals" (<http://www.icmje.org>).

A página de identificação deve conter os seguintes dados:

a) *Título do manuscrito* em letras maiúsculas;

b) *Autor*: nome e sobrenome de **cada autor**, em letras maiúsculas **sem titulação**, seguido por número sobrescrito (expoente), identificando a **afiliação institucional/vínculo (Unidade/Instituição/cidade/estado/país)**; Para mais que um autor, separar por vírgula;

c) *Nome e endereço* completo (incluindo número de telefone e e-mail do autor para envio de correspondência). É de responsabilidade do autor correspondente manter atualizado o endereço e e-mail para contatos.

ATENÇÃO: A RBF recomenda fortemente inclusão de no máximo 6 (seis) autores em um artigo. Se mais de 6 (seis) autores forem listados, a carta de encaminhamento do manuscrito deve esclarecer, detalhadamente, qual a contribuição individual de cada um deles ao manuscrito, a qual será avaliada pelos Editores. Outras Pessoas que contribuíram para o trabalho podem ser incluídas no item “Agradecimentos”;

d) *Título para as páginas do artigo*: indicar um título curto, para ser usado no cabeçalho das páginas do artigo (língua portuguesa e inglesa), não excedendo 60 caracteres;

e) *Palavras-chave*: uma lista de termos de indexação ou palavras-chave (máximo seis) deve ser incluída (versões em português e inglês). A RBF recomenda o uso do **DeCS – Descritores em Ciências da Saúde (<http://decs.bvs.br/>)** para consulta aos termos de indexação (palavras-chave) a serem utilizados no artigo.

Resumo (2ª página)

Para autores brasileiros, o resumo deve ser escrito em língua portuguesa e língua inglesa. Para os demais países, apenas em língua inglesa. Uma exposição concisa, que não exceda 250 palavras em um único parágrafo digitado em espaço duplo, deve ser escrito em folha separada e colocada logo após a página de título. *Os resumos são escritos em forma estruturada, incluindo os seguintes itens separadamente: contextualização (opcional), objetivo, método, resultados e conclusões.* Notas de rodapé e abreviações não definidas não devem ser usadas. Se for preciso citar uma referência, a citação completa deve ser feita dentro do resumo. Uma vez que os resumos são publicados separadamente pelos Serviços de Informação, Catalogação e Indexação Bibliográficas, e eles devem conter dados suficientemente sólidos para ser apreciados por um leitor que não teve acesso ao artigo como um todo.

Abstract (3ª página)

Em caso de submissão em **língua portuguesa**, o **título**, o **título curto** e o **resumo** estruturado e as **palavras-chave** do artigo devem ser traduzidos para o inglês sem alteração do conteúdo.

Introdução, Materiais e métodos, Resultados e Discussão (a partir da 4ª página)

Após o *Resumo* e o *Abstract* devem-se incluir em itens destacados a **Introdução, Materiais e métodos, Resultados** e a **Discussão**.

Introdução - deve conter os objetivos da investigação, suas relações com outros trabalhos da área e os motivos que levaram o(s) autor(es) a empreender a pesquisa;

Materiais e métodos - descrever de modo a permitir que o trabalho possa ser inteiramente repetido por outros pesquisadores. Devem-se incluir todas as informações necessárias – ou fazer referências a artigos publicados em outras revistas científicas – para permitir a replicabilidade dos dados coletados. **Recomenda-se fortemente que estudos de intervenção apresentem grupo controle e, quando possível, aleatorização da amostra.**

Resultados - devem ser apresentados de forma breve e concisa. *Tabelas, Figuras e Anexos* podem ser incluídos quando necessários (*Indicar* onde devem ser incluídos e *anexar* no final) para garantir melhor e mais efetiva compreensão dos dados, desde que não ultrapassem o número de páginas permitido.

Discussão - o objetivo da discussão é interpretar os resultados e relacioná-los aos conhecimentos já existentes e disponíveis, principalmente àqueles que foram indicados na Introdução do trabalho. As informações dadas anteriormente no texto (na Introdução, Materiais e métodos e Resultados) podem ser citadas, mas não devem ser repetidas em detalhes na discussão.

Após a **Introdução, Materiais e Métodos, Resultados e Discussão**, incluir:

a) Agradecimentos

Quando apropriados, os agradecimentos poderão ser incluídos, de forma concisa, no *final* do texto, antes das *Referências Bibliográficas* especificando: assistências técnicas, subvenções para a pesquisa e bolsa de estudo, e colaboração de pessoas que merecem reconhecimento (aconselhamento e assistência). Os autores são responsáveis pela obtenção da permissão, por escrito, das pessoas cujo nome consta dos *Agradecimentos*.

b) Referências Bibliográficas

O número recomendado é de no mínimo 30 (trinta) referências bibliográficas e devem ser organizadas em seqüência numérica, de acordo com a ordem em que forem mencionadas pela primeira vez no texto seguindo os Requisitos Uniformizados para Manuscritos Submetidos a Jornais Biomédicos, elaborado pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (International Committee of Medical Journal Editors – ICMJE – <http://www.icmje.org/index.html>). Ver exemplos no endereço <http://www.ufscar.br/rbfisio>.

Os títulos de periódicos devem ser referidos de forma abreviada, de acordo com a *List of Journals* do *Index Medicus* (<http://www.index-medicus.com>). As revistas não indexadas não deverão ter seus nomes abreviados. **As citações** devem ser mencionadas no texto em números sobrescritos, sem datas (expoente). A exatidão das referências bibliográficas constantes no manuscrito e a correta citação no texto são de responsabilidade do(s) autor(es) do manuscrito.

c) Notas de Rodapé

As notas de rodapé do texto, se imprescindíveis, devem ser numeradas consecutivamente em sobrescrito no manuscrito e escritas em uma folha separada, colocada no final do material após as referências.

d) Tabelas e Figuras

Tabelas

Todas as tabelas devem ser citadas no texto em ordem numérica. Cada tabela deve ser digitada em espaço duplo, em uma página separada. As tabelas devem ser numeradas consecutivamente com algarismos arábicos e inseridas no final. Um título descritivo e legendas devem tornar as tabelas compreensíveis, sem necessidade de consulta ao texto do artigo.

As tabelas não devem ser formatadas com marcadores horizontais nem verticais, apenas necessitam de linhas horizontais para a separação de suas sessões principais. Use parágrafos ou recuos e espaços verticais e horizontais para agrupar os dados.

Figuras

Digite todas as legendas em espaço duplo. Explique todos os símbolos e abreviações. As legendas devem tornar as figuras compreensíveis, sem necessidade de consulta ao texto. Todas as figuras devem ser citadas no texto, em ordem numérica e identificadas.

Figuras - arte final

Submeta uma versão original e três cópias, para avaliação dos revisores. Todas as figuras devem ter aparência profissional. *Figuras de pouca qualidade podem resultar em atrasos na aceitação e publicação do artigo.* Prefira produzir a arte final das figuras em computador.

Use letras em caixa altas (A, B, C, etc.) para identificar as partes individuais de figuras múltiplas. Se possível os símbolos devem aparecer nas legendas. Entretanto, símbolos para identificação de curvas em um gráfico podem ser incluídos no corpo de uma figura, desde que isso não dificulte a análise dos dados.

Cada figura deve estar claramente identificada. As figuras devem ser numeradas, consecutivamente, em arábico, na ordem em que aparecem no texto. Não agrupar diferentes figuras em uma única página.

Confira cuidadosamente cada figura, para certificar-se de que não há erros nas legendas e que estão sendo enviadas para a RBF as figuras mais apropriadas.

e) Tabelas, Figuras e Anexos- inglês:um conjunto adicional com legendas em inglês deve ser anexado para artigos submetidos em língua portuguesa.

OUTRAS CONSIDERAÇÕES

Unidades

Usar o Sistema Internacional (SI) de unidades métricas para as medidas e abreviações das unidades.

Artigos de Revisão Sistemática e Metanálise. Devem incluir uma seção que descreva os métodos empregados para localizar, selecionar, obter e sintetizar as informações.

Estudos de Casos

Os relatos de casos clínicos não precisam necessariamente seguir a estrutura canônica dos artigos científicos, mas devem apresentar um delineamento metodológico o mais exaustivo possível, para permitir a reprodutibilidade das intervenções relatadas. Recomenda-se muito cuidado ao propor generalizações de resultados a partir dos estudos de casos.

Cartas ao Editor

Críticas a matérias publicadas, de maneira construtiva, objetiva e educativa, consultas às situações clínicas e discussões de assuntos específicos à Fisioterapia serão publicados a critério dos editores. Quando a carta

referir-se a comentários técnicos (réplicas) aos artigos publicados na RBF, esta será publicada junto com a tréplica dos autores do artigo objeto de análise e/ou crítica.

Conflitos de interesse

Não é recomendável a utilização de nomes comerciais de equipamentos e drogas (marcas registradas). Quando sua utilização for imperativa, os nomes dos produtos e de seus fabricantes deverão vir entre parênteses, após o nome genérico do tipo de equipamento ou da droga utilizada.

Considerações Éticas e Legais

Evite o uso de iniciais, nomes ou números de registros hospitalares dos pacientes. Um paciente não poderá ser identificado em fotografias, exceto com consentimento expresso, por escrito, acompanhando o trabalho original. As tabelas e/ou figuras publicadas em outras revistas ou livros devem conter as respectivas referências e o consentimento, por escrito, do autor ou editores.

Estudos realizados no homem devem estar de acordo com os padrões éticos e com o devido consentimento livre e esclarecido dos participantes (reporte-se à Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, que trata do “Código de Ética para Pesquisa em Seres Humanos”). Para as pesquisas em humanos, deve-se incluir o número do Parecer da aprovação da mesma pela Comissão de Ética em Pesquisa, a qual seja devidamente registrada no Conselho Nacional de Saúde do Hospital ou Universidade, ou o mais próximo da localização de sua região.

Para os experimentos em animais, considere as diretrizes internacionais (por exemplo, a do *Committee for Research and Ethical Issues of the International Association for the Study of Pain*, publicada em PAIN, 16: 109-110, 1983).

A RBF reserva-se o direito de não publicar trabalhos que não obedecem às normas legais e éticas para pesquisas em seres humanos e para os experimentos em animais.

É recomendável que estudos relatando resultados eletromiográficos sigam os “Standards for Reporting EMG Data” recomendados pela ISEK.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao enviar o original e as cópias do trabalho (na versão inicial) em papel e em formato eletrônico, procure acondicioná-los adequadamente, para evitar rasuras e danos. Prefira a remessa via Sedex ou carta registrada.

É de responsabilidade dos autores a eliminação de todas as informações (exceto na página do Título e identificação) que possam identificar a origem ou autoria do artigo. Como exemplo, deve-se mencionar o número do parecer, mas o nome do Comitê de Ética deve ser mencionado de forma genérica, sem incluir a Instituição ou Laboratório, bem como outros dados. Esse cuidado é necessário para que os assessores que avaliarão o manuscrito não tenham acesso à identificação do(s) autor (es). (Os dados completos sobre o Parecer do Comitê de Ética devem ser incluídos na versão final, em caso de aceite do manuscrito).

APÊNDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Sujeito No _____

Investigador: Ana Cristina Resende Camargos

Orientadora: Fátima Valéria R. de Paula Goulart, Ph D.

Projeto de Pesquisa: O Efeito do Posicionamento do Membro Inferior Afetado na Execução do Movimento de Passar de Sentado para de Pé em Hemiparéticos Crônicos.

INFORMAÇÕES

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa a ser desenvolvido no Departamento de Fisioterapia (Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG) para investigar características da atividade de passar de sentado de pé em indivíduos portadores de hemiparesia.

Detalhes do estudo:

O objetivo deste estudo é caracterizar o movimento de levantar-se de uma cadeira em indivíduos portadores de hemiparesia. Você será considerado para o estudo se:

- Tiver idade igual ou superior a 60 anos e não apresentar outras doenças neurológicas ou ortopédicas que dificultem a realização do movimento de levantar-se de uma cadeira.

Descrição dos testes a serem realizados:

Todos os testes serão realizados no Laboratório de Performance Humana do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais, que fica localizado no Campus da Pampulha.

Para o estudo da atividade de passar de sentado para de pé:

Você será solicitado a realizar o movimento de passar de sentado para de pé a partir de um banco sem encosto. Quatro pares de eletrodos serão colocados nos músculos de sua perna e coxa. Esses eletrodos captam a atividade muscular e não provocam dor. Será pedido para você se levantar do banco, como você faz no seu dia a dia, de quatro formas diferentes: da forma natural como você faz diariamente, com os dois pés na mesma linha, com o pé mais fraco atrás do mais forte e com o pé mais forte atrás do mais fraco. Três repetições serão necessárias e registradas para cada forma. Toda esta etapa será realizada sobre uma plataforma (Balance Master) larga e comprida que capta informações do peso do seu corpo sobre o banco e também sobre seus pés.

Riscos:

Os riscos são muito baixos e são aqueles relacionados com as atividades feitas no seu dia-a-dia, como sentar, levantar e caminhar. Você poderá se

desequilibrar enquanto levanta da cadeira. Por isso, todos os testes serão acompanhados por 02 pessoas ao seu lado para garantir sua segurança.

Benefícios:

Você não obterá benefícios imediatos por participar desta pesquisa. Na realidade, você estará contribuindo para a nossa compreensão sobre as dificuldades dos indivíduos em realizar movimentos do dia-a-dia, como passar de sentado para de pé. A partir daí, poderemos elaborar estratégias mais adequadas de treinamento motor.

Confiabilidade:

Você receberá um código que será utilizado em todos os seus testes e sua identidade não será revelada. Seus dados serão apresentados em relatórios estatísticos agrupados sem nenhuma identificação.

Utilização dos dados:

Os dados coletados serão utilizados em publicações relacionadas a esta pesquisa e poderão ser guardados para futuras pesquisas.

Natureza voluntária do estudo/Liberdade para se retirar:

A sua participação é voluntária e você tem o direito de se retirar por qualquer razão a qualquer momento, sem prejuízo para sua pessoa.

Pagamento:

Você não receberá nenhuma forma de pagamento por participar desse estudo.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu li e entendi toda a informação passada sobre este estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica, satisfatoriamente explicados. Eu tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora ou mais tarde discutir qualquer dúvida que eu venha a ter com relação à pesquisa com:

- Dra. Fátima R. de Paula Goulart

R: Herculano de Freitas, 957 / 601, Gutierrez

Telefone: 3292-5313

- Ana Cristina Resende Camargos

R: São Gonçalo, 872 / 302, Nova Floresta

Telefone: 3444-8019

Assinando este termo de consentimento, eu estou indicando que concordo em participar deste estudo.

Assinatura do participante

Data

Assinatura da testemunha

Data

DECLARAÇÃO DO INVESTIGADOR

Eu, ou um dos meus colegas, cuidadosamente explicamos ao participante a natureza do estudo descrito anteriormente. Eu certifico que, salvo melhor juízo, o participante entendeu claramente a natureza, benefícios e riscos envolvidos neste estudo.

Assinatura do Investigador _____

Data ___/___/___

COEP (Comitê de Ética em Pesquisa) – UFMG (Universidade Federal de Minas Gerais)

Av. Presidente Antônio Carlos, 6.627 - Pampulha

Prédio da Reitoria, 7º Andar, sala 7018

Tel.: 3499-4592

COEP (Comitê de Ética em Pesquisa) - Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte

Av. Francisco Sales, 111 – Santa Efigênia

Tel.: 3238-8838

APÊNDICE 2

FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

Data: ___/___/___

Dados de identificação

Nome: _____ Código: _____

Seqüência (Ordem das estratégias): _____

Setor de Reabilitação: _____

Idade: _____ Data de nascimento: ___/___/___ Sexo: _____

Estado civil: _____

Endereço: _____

CEP: _____

Cidade: _____.

Tel.: _____

Escolaridade: _____

Ocupação: _____

Vive com: () Cônjuge () Filhos () Sozinho(a) () Outros

Em caso de emergência avisar: _____ Tel.: _____

Dados Antropométricos

Altura: _____ Peso: _____ IMC: _____

História Clínica

PA: _____ mmHg FC: _____ bpm

Tempo de Instalação do AVE: _____

Dimídio Afetado: _____

Intervenções cirúrgicas: _____

Patologias associadas:

- () diabetes mellitus () hipertensão arterial () hemianopsia
() alterações auditivas () alterações visuais () doenças cardíacas
() artrite reumatóide () artrose () osteoporose

() depressão () outras_____.

Medicações em uso (nome, horário):_____

Presença de dor: _____

Exame Físico

ADM (Goniometria):

Sentado na cadeira: a linha mediana do braço fixo posicionada sobre a linha da fíbula, e a linha externa do braço móvel posicionada sobre a cabeça do quinto metatarso. O fulcro será posicionado na região inframaleolar.

Tornozelo	Flexão de joelho
Afetado ()	
Não afetado ()	

Tônus Muscular (Escala Modificada de Ashworth):

MI Afetado:

Flexão de quadril	
Extensão de quadril	
Flexão de joelho	
Extensão de joelho	
Flexão plantar	
Flexão dorsal	

MI Não Afetado:

Flexão de quadril	
Extensão de quadril	
Flexão de joelho	
Extensão de joelho	

Flexão plantar	
Flexão dorsal	

Escala de Ashworth Modificada

0	Tônus muscular normal
1	Discreto aumento do tônus muscular Manifestado por contração e relaxamento ou por resistência mínima no final do arco de movimento quando o segmento afetado é movido em flexão ou extensão.
1 +	Discreto aumento do tônus muscular, Manifestado por contração associado a uma resistência mínima durante o restante da amplitude de movimento (menos da metade)
2	Aumento mais acentuado do tônus muscular durante a maior parte da amplitude de movimento, porém o segmento é movido facilmente.
3	Aumento considerável do tônus muscular, o movimento passivo é realizado com dificuldade.
4	O segmento afetado é rígido em flexão ou extensão.

Medida do comprimento do pé: (Sentado a 90°) _____

Medida da altura do joelho (cadeira preta): _____

Velocidade de marcha (14 metros – tempo em 10 metros)

1º: _____

2º: _____

3º: _____