

PAULA FERNANDA DE SOUSA SILVA

**CINEMÁTICA E DESEMPENHO MUSCULAR DO TRONCO
E A ATIVIDADE DE SENTADO PARA DE PÉ EM INDIVÍDUOS PÓS-
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2014

PAULA FERNANDA DE SOUSA SILVA

**CINEMÁTICA E DESEMPENHO MUSCULAR DO TRONCO
E A ATIVIDADE DE SENTADO PARA DE PÉ EM INDIVÍDUOS PÓS-
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS**

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

Linha de Pesquisa: Estudo do desempenho motor e funcional humano.

Orientadora: Prof^a Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, Ph.D.

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2014

S998c Silva, Paula Fernanda de Sousa
2014 Cinemática e desempenho muscular do tronco e a atividade de sentado para de pé em indivíduos pós-acidente vascular encefálico e saudáveis. [manuscrito] / Paula Fernanda de Sousa Silva- 2014.
120f. enc..

Orientadora: Christina Danielli Coelho de Moraes Faria,

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 93-99

1. Acidentes Vasculares Cerebrais - Teses. 2. Exercícios físicos - Teses. 3. Biomecânica - Teses. 4. Tronco (DeCS) – Teses. 5. Cinemática- Teses. I. Faria, Christina Danielli Coelho de Moraes. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.8

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 204 (DUZENTOS E QUATRO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **PAULA FERNANDA DE SOUSA SILVA** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.-----

Aos 06 (seis) dias do mês de fevereiro do ano de dois mil e quatorze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação **“CINEMÁTICA E DESEMPENHO MUSCULAR DO TRONCO E A ATIVIDADE DE SENTADO PARA DE PÉ EM INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS”**. A banca examinadora foi constituída pelas seguintes Professoras Doutoras: Aline Alvim Scianni (**em substituição a Orientadora Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, devido à Licença Maternidade**), Priscila Albuquerque de Araújo, Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 09 horas com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata aprovada e apta a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Eni da Conceição Rocha, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 06 de fevereiro de 2014. - .-----

Professora Dra. Aline Alvim Scianni Aline Alvim Scianni

Professora Dra. Priscila Albuquerque de Araújo Priscila Albuquerque

Professora Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela Luci Salmela

Eni da Conceição Rocha 010400893 Eni da Conceição Rocha

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br
FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **PAULA FERNANDA DE SOUSA SILVA** intitulada **“CINEMÁTICA E DESEMPENHO MUSCULAR DO TRONCO E A ATIVIDADE DE SENTADO PARA DE PÉ EM INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS”**, 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:

Nome das Professoras/Banca	Aprovação	Assinatura
Aline Alvim Scianni	Aprovada	<i>Aline Alvim Scianni</i>
Priscila Albuquerque de Araújo	Aprovada	<i>Priscila Araújo</i>
Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela	Aprovada	<i>Isalmela</i>

Belo Horizonte, 06 de fevereiro de 2014.



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

Prof. MARCELO VELOSO
Sub-coordenador do Colegiado
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação
Inscrição UFMG: 192439 Inscrição SIAPE: 1550729

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer nesse momento tão especial primeiramente às pessoas que Deus me enviou para me acompanhar nesta jornada chamada vida: meus familiares, especialmente minha mãe (Maria Hilda de Sousa Silva), meu pai (Antônio Fernandes da Silva), meus irmãos (Pedro Henrique e João Vitor) e minha avó materna (Tereza Oliveira). Agradeço ainda às pessoas que me foram apresentadas ao longo da vida: minha grande amiga Cleidiane Noronha, sempre presente mesmo longe; meu namorado, Rodrigo Leonardo, e sua família, que sempre me apoiaram nos momentos mais difíceis desses dois anos de curso; minha amiga Beatriz Alvarez e meus colegas de profissão Laís Cristina Almeida e Gustavo Mendes, os primeiros a me acolherem em Belo Horizonte (MG). Agradeço ainda a todos os meus colegas do programa de pós-graduação em ciências da reabilitação pela convivência e ensinamentos, especialmente à Giovanna Amaral (professora nata), Bruno Moreira, Hellen Marinho, Jennifer Peixoto e Thiago Teles. Agradeço a todos os professores do programa que participaram da minha formação, e aos funcionários do colegiado pelo apoio e orientações.

Agradeço a todas as instituições que contribuíram diretamente com suporte financeiro para a realização desta pesquisa (CAPES, CNPq, FAPEMIG, PRPq da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)) e indiretamente, por meio da formação dos profissionais que a compuseram (Universidade Estadual do Piauí e UFMG). Além destas instituições, agradeço a todos os participantes voluntários, que foram sempre solícitos e compreensivos durante as atribuições da coleta. Agradeço ainda ao nosso grupo de pesquisa: Amanda Gusmão, Ludymilla Quintino, Juliana Braga Moura, Juliane Franco e à minha orientadora Christina Danielli Coelho de

Morais Faria. Todas tiveram uma participação crucial no desenvolvimento deste trabalho e dos trabalhos secundários já realizados. Agradeço especialmente à Juliana Moura pelo empenho e envolvimento com as atividades propostas até o último dia de coleta, principalmente porque sei que o momento em que a pesquisa se realizou coincidiu com um período muito desgastante da sua vida - valeu a força, força e força! Durante estes dois anos de convivência com a professora Christina Danielli eu cometi muitos erros e hoje os reconheço, por isso agradeço a ela pela paciência, compreensão e pelo empenho em tentar me transmitir o máximo possível de conhecimento sobre ciência/publicações/Fisioterapia durante as nossas correções de projeto/dissertação/artigos para publicação e resumos enviados a congressos.

Estou feliz com os resultados obtidos nesse mestrado, pelas pessoas que conheci neste tempo e pelo aprendizado que elas me proporcionaram, principalmente o da vida.

Obrigada a todos!

RESUMO

Indivíduos acometidos por Acidente Vascular Encefálico (AVE) comumente apresentam deficiências em estruturas e funções do tronco e limitações no sentado para de pé (ST-DP). Em indivíduos saudáveis, a biomecânica desta atividade é comumente caracterizada pela cinemática e desempenho muscular do tronco. Entretanto, na população pós-AVE, a investigação destas variáveis e suas relações com o desempenho no ST-DP ainda não foram adequadamente exploradas. Assim, os objetivos do presente estudo foram a) comparar o desempenho no ST-DP, variáveis cinemáticas e de desempenho muscular do tronco entre indivíduos pós-AVE e saudáveis; e b) investigar se há relação entre o desempenho no ST-DP e as variáveis cinemáticas e de desempenho muscular do tronco nestes indivíduos. Foram avaliados 18 indivíduos pós-AVE (13 homens e cinco mulheres ($59,78 \pm 2,34$ anos de idade)) e 18 indivíduos saudáveis pareados quanto à idade, sexo, índice de massa corpórea e nível de atividade física. Como medida clínica de desempenho no ST-DP, foi utilizado o resultado do “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira” (média de três repetições). Como medidas laboratoriais de desempenho no ST-DP, foram utilizadas: duração total e duração das Fases I e II do ST-DP, determinadas com o sistema de análise de movimento (média de três repetições). Do mesmo modo, foram obtidas as variáveis cinemáticas do tronco no ST-DP: máxima flexão anterior, pico do *momentum* flexor e instante do ST-DP em que este ocorreu. O desempenho muscular de flexores/extensores do tronco foi caracterizado laboratorialmente pelas variáveis pico de torque e trabalho total normalizado pela massa do tronco obtidas com o dinamômetro isocinético (amplitude de 65° ; três séries de três repetições a $60^\circ/\text{s}$). Para a comparação entre grupos, foi utilizado o teste-*t* de *Student* para amostras independentes. Para a investigação das correlações na amostra total ($n=36$), foi utilizado o Coeficiente de Correlação de *Pearson* ($\alpha=0,05$). Em comparação aos indivíduos saudáveis, os indivíduos pós-AVE apresentaram, predominantemente, pior desempenho clínico ($p<0,001$) e laboratorial ($p\leq 0,022$) no ST-DP, maior valor de máxima flexão anterior do tronco ($p=0,036$) e menores valores de pico do *momentum* flexor do tronco ($p<0,001$) e em todas as variáveis de desempenho muscular ($p\leq 0,001$). Foram verificadas, predominantemente, correlações significativas entre o desempenho no ST-DP com o

máximo ângulo de flexão anterior ($0,001 \leq p \leq 0,028$; $0,37 \leq r \leq 0,54$), pico do *momentum* flexor ($p \leq 0,001$; $-0,58 \leq r \leq 0,71$) e pico de torque e trabalho total normalizado pela massa do tronco de flexores/extensores do tronco ($p \leq 0,022$; $-0,38 \leq r \leq 0,63$). Portanto, indivíduos pós-AVE apresentaram pior desempenho no ST-DP, alterações cinemáticas do tronco no plano sagital e pior desempenho muscular do tronco em relação a indivíduos saudáveis. Estas variáveis se correlacionaram significativamente, indicando que este pior desempenho no ST-DP pode ter relação com as dificuldades destes indivíduos na geração/transferência do *momentum* flexor e ao seu pior desempenho muscular do tronco. Avaliações/intervenções direcionadas para melhorar o desempenho no ST-DP de indivíduos pós-AVE devem considerar as suas deficiências do tronco.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico. Atividades de vida diária. Desempenho. Análise do tronco. Biomecânica.

ABSTRACT

Subjects with stroke commonly present trunk structures and functions impairments, as well as limitations for sit-to-stand (STS) movement. In healthy subjects, the biomechanics of this activity is commonly characterized by variables related to trunk kinematics and to trunk muscle performance. However, in subjects with stroke, the investigation of these variables and their relation with the STS performance have not been adequately clarified. In this context, the purposes of the present study were: a) to compare STS performance, kinematic variables and trunk muscle performance between subjects with stroke and matched healthy subjects; and b) to investigate if there is a relationship between STS movement and the kinematic variables and trunk muscle performance in these subjects. Eighteen subjects in the chronic phase of stroke (13 men and five women, 59.78 ± 2.34 years of age), and 18 healthy matching subjects regarding age, gender, body mass index, and physical activity levels were assessed. The measurements used to assess the STS performance were: five-repetition sit-to-stand test (clinical measurement) and total duration of the STS as well as of Phases I and II of the STS, at self-selected and fast speeds (laboratory measurement, motion analysis system). The kinematic variables of the trunk, during the STS, were also obtained (motion analysis system): maximum forward flexion, peak of the flexion *momentum* and instant of the STS in which this occurred. The muscle performance of flexors/extensors of the trunk was clinically characterized in the laboratory by the peak torque and total work normalized by the trunk mass variables (isokinetic dynamometer, range of motion of 65° of flexion-extension of the trunk; three series of three repetitions at $60^\circ/\text{s}$). To compare groups, the student's independent samples T-test was used. In order to investigate the correlations in the total sample ($n=36$), the Pearson Correlation Coefficient was used ($\alpha=0,05$). Compared to the matched healthy subjects, the subjects with stroke showed, predominantly, worse clinical ($p<0.001$) and laboratory ($p\leq 0.022$) performance in the STS, lower peak flexor *momentum* of the trunk ($p<0.001$), and lower values in all variables of muscular performance ($p\leq 0.001$). Predominantly, significant correlations were verified between the clinical and laboratorial performance in the STS, with the maximum trunk forward flexion ($0.001\leq p\leq 0.028$; $0.37\leq r\leq 0.54$), peak trunk flexor *momentum* ($p\leq 0.001$; $0.58\leq r\leq 0.71$), peak torque and total work normalized by the trunk mass of the trunk's flexors/extensors ($p\leq 0.022$; $0.39\leq r\leq 0.63$). Therefore,

subjects present a worse STS performance and worse biomechanical characteristics and trunk muscle performance, when compared to matched healthy subjects. These variables present significant correlations to each other, indicating that such worse STS performance might be related to the difficulties that subjects with stroke have to generate/transfer the flexor *momentum*, as well as their worse trunk muscle performance. Evaluations/interventions meant to improve the performance of these subjects in the STS must consider the trunk structures and functions.

Key-words: Stroke. Activities of Daily Living. Performance. Trunk analysis. Biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 -	<i>Set-up</i> de coleta utilizado para avaliação da atividade de sentado para de pé com o sistema de análise de movimento	31
FIGURA 2 -	Posicionamento do indivíduo para a realização do “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”	35
FIGURA 3 -	Posicionamento dos marcadores anatômicos e de referência para a avaliação pelo sistema de análise de movimento	36
FIGURA 4 -	Posicionamento do indivíduo para avaliação do sentado para de pé com o sistema de análise de movimento	36
FIGURA 5 -	Posicionamento do indivíduo no módulo do tronco do dinamômetro isocinético <i>Biodex®</i>	38

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivos	24
1.1.1	Objetivos gerais	24
1.1.2	Objetivos específicos	24
2	MATERIAIS E MÉTODOS	25
2.1	Delineamento do estudo	25
2.1.1	Amostra	25
2.1.2	Cálculo amostral	27
2.2	Instrumentos e Medidas	27
2.2.1	Ficha de Avaliação	27
2.2.2	“Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”.....	28
2.2.3	Sistema de Análise de Movimento	29
2.2.4	Dinamômetro isocinético	31
2.3	Procedimentos	33
2.4	Processamento dos dados e redução das variáveis	38
2.5	Análise estatística	39
3	ARTIGO I	41
4	ARTIGO II	66
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	91
	REFERÊNCIAS	93
	APÊNDICE A	100
	ANEXO A	101
	ANEXO B	102
	ANEXO C	106
	ANEXO D	110
	ANEXO E	111
	ANEXO F	112
	ANEXO G	116

PREFÁCIO

O presente estudo foi elaborado conforme as normas do Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, e está sendo apresentado em quatro partes. A primeira parte consiste na introdução, a qual contém uma revisão bibliográfica sobre o tema proposto, a problematização e justificativa do estudo apresentado, além de descrever detalhadamente os materiais e métodos empregados no seu desenvolvimento. Segundo os objetivos do estudo, foram desenvolvidas a segunda e a terceira parte, cada uma contendo partes dos objetivos específicos para melhor explorar a discussão dos resultados encontrados. Assim, a segunda parte é composta por um artigo intitulado *“Relationships between trunk kinematics and sit-to-stand performance in post-stroke and healthy subjects”* em que são apresentados os resultados e a discussão referentes a esta parte dos objetivos propostos. Este artigo foi redigido de acordo com as normas do periódico *Clinical Biomechanics* (ISSN 0268-0033) e, após a defesa da dissertação, será enviado para a publicação. A terceira parte se refere ao artigo intitulado *“Relationships between trunk muscle performance and sit-to-stand movement in post-stroke and healthy subjects”* em que são apresentados os resultados e a discussão referentes a esta parte dos objetivos propostos. Este último artigo foi redigido conforme as normas do periódico *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* (ISSN 0894-9115) e, do mesmo modo que o artigo anterior, será enviado para a publicação após apresentação da dissertação. Por fim, a quarta parte trata das considerações finais acerca dos resultados encontrados.

1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma lesão neurológica ocasionada pela interrupção abrupta do fluxo sanguíneo a alguma porção do encéfalo (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2005). O AVE apresenta uma elevada prevalência (NEVES *et al.*, 2004; PEREIRA *et al.*, 2009) e é uma das doenças mais relacionadas a causas de morbidade mundial (GILES; BOTHWELL, 2008), pois cerca de 90% dos indivíduos acometidos apresentam algum tipo de deficiência como sequela dessa lesão neurológica (GO *et al.*, 2013; NEVES *et al.*, 2004). A cada ano, aproximadamente 795.000 pessoas nos Estados Unidos sofrem um novo ou recorrente AVE (GO *et al.*, 2013). Além disso, a incidência dessa afecção neurológica vem aumentando em países em desenvolvimento, como o Brasil (FEIGIN *et al.*, 2009), onde ocorrem cerca de 129.200 novos casos de AVE a cada ano (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2008).

Devido à elevada prevalência (NEVES *et al.*, 2004) e incidência do AVE (FLYNN *et al.*, 2008; GO *et al.*, 2013; PEREIRA *et al.*, 2009), são preocupantes os prejuízos econômicos e sociais advindos dos custos diretos com os tratamentos necessários para as suas sequelas e os custos indiretos devido à perda de mão de obra ativa (WORLD STROKE ORGANIZATION, 2012). No Brasil, o sistema público de saúde gasta apenas com a hospitalização inicial de indivíduos acometidos por AVE cerca de 450 milhões de dólares (WORLD STROKE ORGANIZATION, 2012). Este valor pode ser ainda mais elevado quando se considera que a imensa maioria destes indivíduos necessita de reabilitação para as incapacidades associadas a esta lesão neurológica, e que aproximadamente 70% não retornam ao mercado de trabalho (MINISTÉRIO DA SAÚDE *et al.*, 2011). Por estes motivos, o AVE é considerado atualmente um problema mundial de saúde pública, cuja prevenção e tratamento são um desafio para as sociedades modernas (WORLD STROKE ORGANIZATION, 2012).

Segundo a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2001), a deficiência em estrutura e função corporal mais frequente em indivíduos pós-AVE, e a mais comumente investigada, é a hemiparesia: diminuição acentuada da força muscular no dimídio corporal contralateral à lesão cerebrovascular (FERRANTE *et al.*, 2008). Outras deficiências frequentemente observadas nestes indivíduos, mas ainda pouco

exploradas, são aquelas relacionadas às estruturas e funções corporais do tronco (CARR *et al.*, 1994; LIMA *et al.*, 2008; VERHEYDEN *et al.*, 2007).

Indivíduos pós-AVE também apresentam, comumente, limitações na realização de atividades de vida diária (DUBOST *et al.*, 2005; ROY *et al.*, 2006) e restrições na participação social (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2001), sendo comum a dependência para a realização de atividades anteriormente comuns e facilmente desempenhadas em sua rotina diária (LEE *et al.*, 1997). Dentre as atividades mais comprometidas na população com AVE encontra-se o sentado para de pé (ST-DP) (LEE *et al.*, 1997; ROY *et al.*, 2006). A limitação na realização do ST-DP pelos indivíduos pós-AVE é considerada ainda uma das principais razões de incapacidade na rotina diária nessa população (LEE *et al.*, 1997).

O tronco apresenta papel importante na realização de diversas atividades funcionais, dentre elas o ST-DP, pois fornece a estabilidade proximal necessária para a realização de movimentos com a cabeça e com os membros (VERHEYDEN *et al.*, 2007). A relação entre o desempenho de atividades funcionais e as características de estruturas e funções corporais do tronco é comumente caracterizada e descrita em indivíduos saudáveis (BURNNET *et al.*, 2011; LEARDINI *et al.*, 2011; MIURA *et al.*, 2012), mas ainda é pouco investigada em indivíduos acometidos pelo AVE. Nesta população, já foi estabelecido por estudos prévios: dificuldades no controle do tronco nas posições sentada, deitada e de pé (Escala de Deficiências do Tronco) (DI MONACO *et al.*, 2010); comprometimento na percepção de verticalidade e reações de endireitamento (Escala de Comprometimento do Tronco) (LIMA *et al.*, 2008); dificuldades na seletividade muscular durante a realização do alcance (VERHEYDEN *et al.*, 2007); menor flexão lateral do tronco durante a realização do alcance lateral em relação a indivíduos saudáveis pareados (VERHEYDEN *et al.*, 2011); e capacidade preditiva de funcionalidade futura (Medida de Independência Funcional) e alta hospitalar pelo equilíbrio e ajustes posturais do tronco na posição sentada (Escala de Deficiências do Tronco) (DI MONACO *et al.*, 2010). Portanto, em indivíduos acometidos pelo AVE, as deficiências no tronco podem se apresentar como grandes limitadoras para a realização de diferentes atividades de vida diária (VERHEYDEN *et al.*, 2006).

Considerando especificamente a atividade de ST-DP, as deficiências do tronco já descritas e relacionadas com esta atividade em estudo prévios realizados em indivíduos pós-AVE foram: alterações cinemáticas deste segmento no plano

frontal (LECOURS *et al.*, 2008; MAZZÀ *et al.*, 2006), como maior translação relativa (CHENG *et al.*, 1998; LECOURS *et al.*, 2008) e deslocamento lateral para o lado menos acometido (DUCLOS *et al.*, 2008; LECOURS *et al.*, 2008; MAZZÀ *et al.*, 2006), esta última com correlação significativa, negativa e moderada com o desempenho no ST-DP (MAZZÀ *et al.*, 2006).

Como parte do comprometimento do tronco, indivíduos pós-AVE também possuem pior desempenho muscular do tronco, mais frequentemente reportado como uma diminuição global da força muscular deste segmento (CARR *et al.*, 1994; LIMA *et al.*, 2008; VERHEYDEN *et al.*, 2007). Desempenho muscular é conceituado como um conjunto de parâmetros que caracterizam a função muscular em diferentes tipos de contrações musculares (DVIR, 2002). Estes parâmetros são representados por medidas objetivas, as quais são obtidas com o uso de equipamentos especializados para a sua mensuração. Os protocolos de teste para avaliar o desempenho muscular comumente enfatizam o máximo desempenho possível pelo indivíduo, o que permite a comparação entre diferentes grupos populacionais e entre diferentes momentos do mesmo indivíduo (como pré e pós-intervenções) (KARATAS *et al.*, 2004; TANAKA *et al.*, 1998).

Utilizando-se de medidas de desempenho muscular do tronco, já foram realizadas algumas comparações entre indivíduos em diferentes fases do AVE e indivíduos saudáveis pareados, tendo sido reportados: no estágio agudo, valores similares de pico de força isométrica de flexores/extensores do tronco (dinamômetro isocinético) (KARATAS *et al.*, 2004); no estágio crônico, menores valores de pico de força isométrica de flexores/extensores do tronco (Teste do Esfigmomanômetro Modificado (FARIA *et al.*, 2013) e dinamômetro manual (BOHANNON, 1995)), menores valores para as variáveis de pico de torque e de melhor trabalho de rotadores laterais do tronco (dinamômetro isocinético) (TANAKA *et al.* 1997); e, nos estágios agudo e crônico do AVE, menores valores de pico de torque dos músculos flexores/extensores do tronco (dinamômetro isocinético) (KARATAS *et al.*, 2004; TANAKA *et al.*, 1998). Entretanto, não foram encontrados estudos que investigassem a relação entre o desempenho específico na atividade de ST-DP e o desempenho muscular do tronco.

Considerando o desempenho de atividades funcionais gerais (e não especificamente o ST-DP) e o desempenho muscular do tronco de indivíduos pós-AVE, já foram relatadas correlações significativas entre: a Escala de Equilíbrio de

Berg (correlações positivas e moderadas) e a Medida de Independência Funcional (MIF) (escore total: correlações positivas e baixas; escore da porção motora: correlações positivas e moderadas) com o pico de torque de flexores/extensores do tronco (dinamômetro isocinético) em indivíduos na fase aguda pós-AVE (KARATAS *et al.* 2004); e entre o equilíbrio na posição sentada (Teste de Controle do Tronco) e o pico de força isométrica de flexores/extensores do tronco (dinamômetro manual) (correlações significativas e positivas de moderadas a altas) em indivíduos na fase crônica do AVE (BOHANNON, 1995).

Além de terem sido poucos os estudos que exploraram as relações entre o desempenho de atividades funcionais e o desempenho muscular do tronco de indivíduos pós-AVE, foi observada uma possível limitação metodológica no estudo que investigou a correlação entre atividades funcionais avaliadas por testes baseados em desempenho (dentre elas o ST-DP, avaliado em conjunto com outras atividades) e medidas concêntricas de desempenho muscular do tronco (KARATAS *et al.* 2004): as medidas de desempenho muscular deste segmento foram tomadas na amplitude de movimento de 100°, o que pode ter, em parte, influenciado no resultado das correlações obtidas. Em atividades funcionais, como é o caso do ST-DP, a amplitude média de flexão anterior do tronco exibida por indivíduos pós-AVE está em torno de 50° (MAZZÀ *et al.*, 2006). Neste sentido, seria mais adequado que a avaliação isocinética do desempenho de flexores/extensores do tronco destes indivíduos ocorresse em uma amplitude de movimento próxima ou pouco superior a observada naturalmente na realização desta atividade (AQUINO *et al.*, 2007).

Outra lacuna observada é a ausência de investigações relacionadas às características de desempenho muscular do tronco de indivíduos pós-AVE considerando outros parâmetros importantes, como o trabalho total, e as possíveis relações destes parâmetros com o desempenho de atividades rotineiras como a marcha (WEERDESTYEN *et al.*, 2008) e o ST-DP nestes indivíduos (LEE *et al.*, 1997). A variável trabalho total pode ser definida como o produto do torque gerado por um segmento ao longo do seu deslocamento linear e se refere à quantidade de energia gasta por este segmento para a realização de um determinado movimento (DVIR, 2002). Esta variável é considerada mais adequada para se referir ao desempenho muscular, pois é mais informativa, refletindo tanto a capacidade muscular de geração de força quanto de manutenção desta força dentro de uma dada amplitude de movimento (DVIR, 2002). Por exemplo, em indivíduos

acometidos por Doença de *Parkinson*, o trabalho total normalizado pela massa corporal foi utilizado para avaliar o desempenho muscular do tronco e, assim, caracterizar as deficiências em estruturas e funções deste segmento. O trabalho total normalizado pela massa corporal de indivíduos acometidos por Doença de *Parkinson* apresentou ainda correlações significativas com as medidas de qualidade de vida relacionada à saúde (*Parkinson's Disease Questionnaire-39 items* – correlações positivas e baixas) e da habilidade de realizar as atividades de vida diária em termos de velocidade e independência (*Schwab and England Activities of Daily Living Scale* – correlações negativas e baixas) (CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2011).

Considerando a avaliação do desempenho no ST-DP na população pós-AVE, esta tem sido realizada por meio de testes clínicos padronizados (MONG *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2014) e por meio de medidas laboratoriais (ROY *et al.*, 2006). Clinicamente, tem sido frequentemente utilizado o “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira” (BENINATO *et al.*, 2009; MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2014), cujos resultados são reportados como duração, em segundos, da realização contínua de cinco repetições de levantar e sentar em cadeira. O escore deste teste tem sido comumente utilizado para caracterizar o desempenho no ST-DP (MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2014). Considerando os resultados já reportados para este desfecho, indivíduos pós-AVE apresentaram maior escore neste teste do que indivíduos saudáveis pareados, o que indica um pior desempenho no ST-DP de indivíduos pós-AVE (MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013).

Já a avaliação laboratorial do desempenho no ST-DP em indivíduos pós-AVE tem sido realizada principalmente pelo sistema de análise de movimento (CHENG *et al.*, 1998; ROY *et al.*, 2006). Os desfechos comumente utilizados para caracterizar o desempenho no ST-DP a partir desta avaliação são a duração total para a realização da atividade e a duração das suas fases (BRUNT *et al.*, 2002; GALLI *et al.*, 2008; LOMAGLIO; ENG, 2005; ROY *et al.*, 2006). De um modo geral, os resultados encontrados apontam que indivíduos pós-AVE apresentaram maior duração total do ST-DP em velocidade autosselecionada (CAMERON *et al.*, 2003; CHENG *et al.*, 1998; CHOU *et al.*, 2003; LOMAGLIO; ENG, 2005) e maior duração das fases do ST-DP também em velocidade autosselecionada (GALLI *et al.*, 2008), o que caracteriza um pior desempenho no ST-DP de indivíduos pós-AVE. Quanto à

duração total do ST-DP e das suas fases em velocidade máxima, não foram encontrados estudos que investigaram este desfecho em indivíduos pós-AVE.

As medidas de desempenho no ST-DP representadas pela duração total desta atividade e a duração das suas fases podem variar conforme as definições biomecânicas empregadas para início e término da atividade e das suas fases a partir de eventos selecionados (FARIA *et al.*, 2010). Considerando a caracterização biomecânica do ST-DP mais comumente reportada por estudos mais antigos realizados em indivíduos saudáveis (SCHENKMAN *et al.*, 1990; JENG *et al.*, 1990), esta atividade foi dividida em quatro fases (I, II, III e IV), cada uma delas com eventos específicos e bem definidos.

A Fase I, também denominada de fase do *momentum* flexor, começa com o início da flexão anterior do tronco e termina quando as nádegas do indivíduo perdem contato com o assento, evento chamado de *seat-off*. Nesta fase, a movimentação anterior do tronco advinda principalmente de contrações musculares concêntricas de flexores do tronco é responsável pela geração do *momentum* flexor (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990; GUZMÁN *et al.*, 2009). O *momentum* flexor pode ser definido como o produto da massa do tronco pela sua velocidade linear de deslocamento no plano sagital (GUZMÁN *et al.*, 2009; JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990) e é uma medida relacionada com a quantidade de energia cinética disponível no sistema para a realização de uma atividade (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990). A biomecânica do tronco nesta fase é responsável pela transposição anterior e ligeiramente inferior do centro de massa corporal (DUBOST *et al.*, 2005; RILEY *et al.*, 1991; SCHENKMAN *et al.*, 1990).

A Fase II, também denominada de fase de transferência do *momentum* flexor do tronco, inicia-se com o *seat-off* e termina com a máxima dorsiflexão do tornozelo alcançada pelos indivíduos (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990). Nesta fase, a extensão do tronco é, em parte, resultado do *momentum* flexor do tronco gerado na Fase I. Ao mesmo tempo, esta extensão do tronco também auxilia na transferência deste *momentum* para o restante do corpo (DUBOST *et al.*, 2005; RILEY *et al.*, 1991; JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990). Desta forma, a biomecânica do tronco na Fase II determina a transposição anterior e vertical superior do centro de massa corporal (DUBOST *et al.*, 2005; JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990).

A Fase III do ST-DP, também denominada de fase extensora, inicia-se com a máxima dorsiflexão dos tornozelos e finaliza quando a velocidade angular de extensão do quadril alcança valores nulos (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990). Nesta fase, ocorrem os valores máximos de velocidade angular de extensão do tronco (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990), e ao seu final, observa-se a cessação da extensão do tronco (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990).

A quarta e última fase, Fase IV, também denominada de fase de estabilização, inicia-se com a cessação da velocidade angular do quadril e finaliza com o término da estabilização postural do indivíduo de pé (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990). Portanto, os eventos principais desta fase são dados por oscilações ântero-posteriores e látero-laterais de todo o corpo, parâmetros de difícil determinação (JENG *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990). Por este motivo, alguns estudos que objetivam avaliar eventos cinemáticos não relacionados à Fase IV, como avaliações cinemáticas do tronco, compreensivelmente excluem esta fase da definição biomecânica do ST-DP (GUZMÁN *et al.*, 2009; LECOURS *et al.*, 2008; NIKFEKR *et al.*, 2002).

Apesar da caracterização mais comumente utilizada do ST-DP em estudos mais antigos considerar estas quatro fases (SCHENKMAN *et al.*, 1990; JENG *et al.*, 1990), outras definições de fases para o ST-DP foram propostas, com justificativas pertinentes. Por exemplo, em estudos com crianças com paralisia cerebral e indivíduos saudáveis pareados (PARK *et al.*, 2003), a atividade de ST-DP foi dividida em cinco fases, diferenciada da definição anterior de quatro fases por acrescentar elementos cinemáticos do joelho e desmembrar a cinemática do quadril que define os eventos marcantes que determinam as fases (PARK *et al.*, 2003). Dessa forma, a biomecânica proposta para o ST-DP em cinco fases foi: Fase I (movimentação anterior do tronco até *seat-off*), Fase II (*seat-off* à máxima flexão do quadril), Fase III (início da extensão do joelho à máxima dorsiflexão do tornozelo), Fase IV (máxima dorsiflexão do tornozelo à completa extensão de quadril e joelho) e Fase V (completamente estável de pé) (PARK *et al.*, 2003).

Outras definições de fases também encontradas foram as que consideraram três ou duas fases. A primeira foi encontrada na avaliação do ST-DP em indivíduos jovens (KHEMLANI *et al.*, 1999), idosos saudáveis (LINDEMANN *et al.*, 2003; MILLINGTON *et al.*, 1992), indivíduos submetidos à artroplastia do joelho (SU FC *et al.*, 1998), indivíduos acometidos por Doença de *Parkinson* (BISHOP *et al.*, 2005;

NIKFEKR *et al.*, 2002) e indivíduos pós-AVE (GALLI *et al.*, 2008). De um modo geral, a definição em três fases parece ter condensado os parâmetros espaço-temporais dos diversos segmentos corporais (GALLI *et al.*, 2008) para favorecer a avaliação cinemática de determinados segmentos corporais, como o tronco e membros inferiores (NIKFEKR *et al.*, 2002). No caso de indivíduos pós-AVE, foram definidas as seguintes fases do ST-DP: Fase de Preparação (início da flexão anterior do tronco ao *seat-off*), Fase de Ascensão (do *seat-off* ao ponto no qual todas as articulações encontram-se estendidas) e Fase de Estabilização (do ponto no qual todas as articulações encontram-se estendidas até o ponto no qual a estabilidade em pé é alcançada) (GALLI *et al.*, 2008).

Por fim, a definição biomecânica do ST-DP em duas fases foi utilizada para a avaliação do ST-DP em indivíduos jovens saudáveis (BAHRAMI *et al.*, 2000; HIRSCHFELD *et al.*, 1999; NUZIK *et al.*, 1986), idosos com o sem histórico de quedas (GUZMÁN *et al.*, 2009), indivíduos com paraplegia (BAHRAMI *et al.*, 2000) e indivíduos pós-AVE (DUCLOS *et al.*, 2008; HESSE *et al.*, 1998). De um modo geral, os estudos que optaram por dividir o ST-DP apenas em duas fases parecem ter objetivado favorecer a caracterização de um segmento corporal, como o tronco, em detrimento de outros, como os membros inferiores (DUCLOS *et al.*, 2008; HIRSCHFELD *et al.*, 1999). Além disso, foi observado que o *seat-off* foi o principal evento utilizado para dividir as duas fases propostas (DUCLOS *et al.*, 2008; NUZIK *et al.*, 1986). Em indivíduos pós-AVE as definições biomecânicas propostas para o ST-DP em duas fases utilizaram variáveis obtidas com plataformas de força para definir os eventos que delimitaram estas fases, como a força de reação vertical do assento da cadeira e o deslocamento do centro de pressão (DUCLOS *et al.*, 2008; HESSE *et al.*, 1998). Contudo, estes estudos priorizaram em sua avaliação a transferência de peso entre os dimídios corporais, o que justifica a escolha dos parâmetros dados por meio de plataformas de força para a definição das fases (DUCLOS *et al.*, 2008; HESSE *et al.*, 1998). Em outras populações, os estudos que priorizaram a avaliação cinemática de apenas um segmento corporal, como o tronco, também mantiveram o *seat-off* como marco para a divisão entre as fases, mas definiram como eventos para o início e término do ST-DP o início da flexão anterior do tronco e o final da extensão do tronco, respectivamente (GUZMÁN *et al.*, 2009; NUZIK *et al.*, 1986).

Devido a grande concentração da massa corporal e a sua participação biomecânica efetiva na realização do ST-DP, o segmento tronco, mais especificamente o *momentum* flexor do tronco, é considerado um dos principais fatores determinantes para a realização do ST-DP em idosos com comprometimentos motores (BERNARDI *et al.*, 2004) e indivíduos acometidos por Doença de *Parkinson* (NIKFEKR *et al.*, 2002). Contudo, ainda não foi investigada nenhuma relação entre o *momentum* flexor do tronco e o desempenho no ST-DP em indivíduos acometidos pelo AVE. É possível que as deficiências em estruturas e funções do tronco já relatadas em indivíduos pós-AVE, como dificuldades no recrutamento e seletividade muscular (LIMA *et al.*, 2008) e menor desempenho muscular (KARATAS *et al.*, 2004; TANAKA *et al.*, 1998) possam afetar a sua capacidade de geração do *momentum* flexor do tronco e, conseqüentemente, comprometer o desempenho destes indivíduos na realização do ST-DP (RILEY *et al.*, 1991), visto que indivíduos pós-AVE apresentam pior desempenho no ST-DP em comparação a indivíduos saudáveis (BRIÈRE *et al.*, 2010; CHOU *et al.*, 2003; MONG *et al.*, 2010; ROY *et al.*, 2006).

Nesse sentido, em estudos que investigaram as características cinemáticas do tronco no plano sagital durante o ST-DP, foram sugeridas algumas hipóteses sobre a participação do *momentum* flexor do tronco na realização do ST-DP por estes indivíduos (CAMERON *et al.*, 2003; MAZZÀ *et al.*, 2006). Um destes estudos reportou que indivíduos pós-AVE apresentaram maior flexão anterior do tronco em velocidade autosselecionada do que em velocidade máxima do ST-DP e sugeriu que: assim como para idosos com limitações funcionais (SCARBOROUGH *et al.*, 2007), esta possa ser uma estratégia para realização do ST-DP em velocidade autosselecionada nessa população, que visa manter a posição do centro de massa corporal sobre a base de suporte e, assim, garantir a estabilidade corporal, devido a uma possível dificuldade na geração/transferência do *momentum* flexor (MAZZÀ *et al.*, 2006). Além disso, indivíduos pós-AVE apresentaram menor velocidade média anterior do centro de massa corporal em comparação a indivíduos saudáveis pareados (CAMERON *et al.*, 2003), o que sugere que estes indivíduos tenderiam a apresentar menores valores de *momentum* flexor do tronco para uso durante o ST-DP (NIKFEKR *et al.*, 2002). Estas hipóteses já foram investigadas em indivíduos idosos com comprometimentos motores, para os quais o pico do *momentum* flexor do tronco foi o principal determinante para a realização do ST-DP em comparação a

outros fatores também determinantes, como a força de membros inferiores e a posição do centro de massa corporal sobre a base de suporte dos pés, principalmente para aqueles indivíduos mais comprometidos fisicamente (BERNARDI *et al.*, 2004). Porém, não foram encontrados estudos que investigassem variáveis cinemáticas do tronco relacionadas ao *momentum* flexor durante o ST-DP na população pós-AVE, variáveis que podem ajudar no melhor entendimento da influência biomecânica do tronco para a realização do ST-DP nestes indivíduos (CAMERON *et al.*, 2003; MAZZÀ *et al.*, 2006).

Além disso, não foram encontrados estudos que investigassem possíveis correlações entre o desempenho no ST-DP de indivíduos pós-AVE e as variáveis cinemáticas do tronco no plano sagital. Porém, foram encontrados estudos que relataram correlações significativas entre uma bateria de testes unificados baseados em desempenho, na qual a atividade de ST-DP também estava presente (“Teste de equilíbrio em pé, “Teste de marcha espontânea”” e “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”), e variáveis cinemáticas do tronco no plano sagital obtidas em velocidade máxima do ST-DP: ângulo de flexão anterior (correlações negativas e baixas), pico de velocidade linear anterior no início da descarga de peso do assento (correlações positivas e moderadas) e pico de velocidade angular (correlações positivas e baixas) (MAZZÀ *et al.*, 2006).

Visto que indivíduos acometidos por AVE apresentam pior desempenho na atividade de ST-DP (ROY *et al.*, 2006), que, para outros grupos populacionais (GUZMÁN *et al.*, 2009; MIURA *et al.*, 2012), este desempenho é influenciado pela cinética e cinemática do tronco no plano sagital, e que este segmento apresenta deficiências importantes em indivíduos pós-AVE, as quais já foram relacionadas ao desempenho de outras atividades funcionais, é preciso investigar melhor as características biomecânicas do tronco considerando parâmetros mais abrangentes para caracterização de desempenho muscular do tronco e dados referentes ao pico do *momentum* flexor do tronco, além de verificar a relação entre o desempenho no ST-DP e estas características biomecânicas do tronco. Este conhecimento pode orientar melhor a avaliação das deficiências em estruturas e funções do tronco em indivíduos pós-AVE e o estabelecimento de relações entre essas deficiências e as limitações no desempenho no ST-DP nestes indivíduos, favorecendo a elaboração de possíveis formas de tratamento voltadas para a melhora do desempenho desta atividade nessa população.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos gerais

Comparar o desempenho no ST-DP, as características cinemáticas do tronco no plano sagital durante o ST-DP e o desempenho muscular do tronco entre indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados e investigar se há relação entre o desempenho no ST-DP e essas características cinemáticas e de desempenho muscular nestes indivíduos.

1.1.2 Objetivos específicos

- Comparar o desempenho clínico e laboratorial no ST-DP e as variáveis cinemáticas do tronco no plano sagital durante o ST-DP (máxima flexão anterior, pico do *momentum* flexor e instante do ST-DP em que este pico ocorreu) entre indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados;
- Investigar se há relação entre o desempenho clínico e laboratorial no ST-DP e as variáveis cinemáticas do tronco no plano sagital durante o ST-DP (máxima flexão anterior, pico do *momentum* flexor e instante do ST-DP em que este pico ocorreu) em indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados;
- Comparar o desempenho muscular concêntrico (pico de torque e trabalho total normalizado pela massa do tronco) de flexores e extensores do tronco entre indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados;
- Investigar se há relação entre o desempenho clínico e laboratorial no ST-DP e o desempenho muscular concêntrico (pico de torque e trabalho total normalizado pela massa do tronco) de flexores e extensores do tronco em indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo transversal e exploratório (PORTNEY; WATKINS, 2009) desenvolvido no Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Foram utilizadas as normas estabelecidas pelo colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG para a elaboração desta dissertação, as quais estabelecem como referências as normatizações descritas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (FRANÇA; VASCONCELLOS, 2009). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da UFMG sob o parecer CAAE – 01404612.5.0000.5149 (ANEXO A).

2.1.1 Amostra

A amostra deste estudo foi de conveniência e consistiu de indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados recrutados na comunidade da região metropolitana de Belo Horizonte (MG-Brasil) a partir de contatos com hospitais e centros de reabilitação, profissionais da área neurológica e instituições de ensino superior na área da saúde. Também foram utilizados bancos de dados de projetos de pesquisa já realizados com a população pós-AVE. Para os indivíduos pós-AVE, foram utilizados como critérios de inclusão: indivíduos de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 20 anos, com fraqueza residual e/ou alteração do tônus no dimídio corporal mais acometido, caracterizando a hemiparesia (BLACKBURN *et al.*, 2002; BOHANNON, 1997), estarem em estágio crônico de lesão caracterizado como tempo superior a seis meses do AVE (HARRIS; ENG, 2007) e capazes de executar todos os testes e medidas a serem realizados (LECOURS *et al.*, 2008). Foram excluídos aqueles indivíduos que possuísem alterações cognitivas identificadas pelo Mini-Exame do Estado Mental (analfabetos, 13; ensino fundamental ou médio, 18 e nível educacional elevado, 26) (BERTOLUCCI *et al.*, 1994) ou doenças associadas e/ou história de cirurgia que pudesse interferir nos resultados ou comprometer a realização dos testes e medidas.

Para os indivíduos saudáveis, foram considerados como critérios de inclusão: serem capazes de executar todos os testes e medidas requisitados e serem pareados aos indivíduos pós-AVE quanto à idade, sexo, índice de massa corpórea e nível de atividade física (CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2001). Foram excluídos da amostra aqueles indivíduos que possuísem alterações cognitivas identificadas pelo Mini-Exame do Estado Mental ou alguma doença e/ou histórico de cirurgia que pudesse interferir nos resultados ou comprometer a realização dos testes e medidas a serem realizados. O pareamento dos indivíduos saudáveis em relação aos indivíduos pós-AVE foi necessário, pois as variáveis de desfecho principal do presente estudo (desempenho no ST-DP, cinemática do tronco no plano sagital e desempenho muscular do tronco) podem ser influenciadas pelas características antropométricas dos indivíduos (DUBOST *et al.*, 2005; DVIR, 2002) e pelo seu nível de treinamento muscular (DVIR, 2002). Deste modo, para realizar a comparação entre grupos destas variáveis, o recrutamento dos indivíduos saudáveis foi realizado buscando similaridade com os indivíduos pós-AVE nas características supracitadas para, assim, evitar ao máximo a influência de fatores de confusão.

Para o pareamento pela idade foi considerada uma faixa de cinco anos anterior e posterior, e para o pareamento pelo sexo, os indivíduos deveriam ter obrigatoriamente o mesmo sexo dos indivíduos pós-AVE. Para o pareamento quanto ao índice de massa corpórea, os indivíduos deveriam possuir a mesma classificação (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007), e para o pareamento pelo nível de atividade física, os indivíduos deveriam apresentar similaridade entre as classificações, se ativo (vigoroso ou moderado) e se menos ativo (insuficiente ou sedentário) (CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2001).

Os indivíduos que atenderam aos critérios acima descritos foram convidados a compor a amostra do estudo mediante esclarecimentos dos objetivos e do protocolo de pesquisa, bem como sobre a voluntariedade e anonimato de sua participação. Os indivíduos que concordaram em participar do estudo foram então solicitados a ler e, após plena compreensão, assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE (ANEXO B e C).

2.1.2 Cálculo amostral

Foi realizado um cálculo amostral a partir de dados fornecidos pelo estudo de TANAKA *et al.* (1998), que comparou o desempenho muscular concêntrico de flexores e extensores do tronco pela variável pico de torque, uma vez que não haviam dados disponíveis sobre o *momentum* flexor do tronco na população pós-AVE. Para o cálculo amostral, foram utilizadas as tabelas de PORTNEY e WATKINS (2009) para determinar o número de indivíduos para comparação entre grupos mediante o Teste t de *Student* para amostras independentes considerando um *power*=80% e nível de significância=5%. Após a realização destes cálculos, foi obtido um valor de n=18 indivíduos em cada grupo.

2.2 Instrumentos e Medidas

Primeiramente, foi utilizada uma ficha de avaliação previamente elaborada com os objetivos de coletar os dados clínico-demográficos e antropométricos para fins de caracterização da amostra (APÊNDICE A). Em seguida, foram utilizados instrumentos clínicos e laboratoriais para avaliação das variáveis de desfecho principal. Como instrumento clínico, foi utilizado o “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira” (MONG *et al.*, 2010; SILVA *et al.* 2014 - ANEXO D). Como instrumentos laboratoriais foram utilizados o Sistema de Análise de Movimento (SAM) (CAPOZZO *et al.*, 2005) e o dinamômetro isocinético (*Biodex Medical Systems*®, Nova Iorque, Estados Unidos) (CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2011). O SAM foi composto por seis câmeras *Qualysis ProReflex Motion Analysis System* (*Qualysis Medical*® AB, 411 12 Gothenburg, Suécia), um sensor de pressão (*Honeywell TruStability*®, Morristown, Estados Unidos) e uma câmera filmadora digital (*Sony*®). Todos estes equipamentos encontravam-se disponíveis nos laboratórios de Análise de Movimento e Performance Humana do Departamento de Fisioterapia/UFMG.

2.2.1 Ficha de avaliação

Na avaliação inicial, foram avaliados os critérios de elegibilidade ao estudo, além de terem sido coletados dados como idade, sexo, massa corporal, altura,

índice de massa corpórea, nível de atividade física (CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2001) e resultados dos testes clínicos de *Fugl-Meyer* porção motora para caracterizar retorno motor em indivíduos pós-AVE (MAKI *et al.*, 2006) e Escala de Deficiências do Tronco (EDT) (VERHEYDEN *et al.*, 2007) para caracterizar deficiências do tronco em indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados. Para indivíduos pós-AVE foram coletados, ainda, dados quanto ao tempo pós-lesão e lado mais acometido.

2.2.2 “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”

O “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira” é uma medida clínica de desempenho no ST-DP dada pelo tempo necessário para levantar e sentar continuamente cinco vezes de uma cadeira. Este teste é considerado de boa aplicabilidade clínica (SILVA *et al.*, 2014 - ANEXO D; TIEDEMANN *et al.*, 2010) e tem demonstrado bons valores de validade e confiabilidade inter e intra-examinador na população pós-AVE (MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2014 - ANEXO D).

Os estudos que avaliaram o desempenho no ST-DP de indivíduos pós-AVE por meio deste teste clínico utilizaram, em sua maioria, cadeira de altura e profundidade fixas (BENINATO *et al.*, 2009; MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2014 - ANEXO D). Contudo, em estudo realizado com indivíduos na fase crônica pós-AVE avaliados pelo “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”, foi reportado que os resultados deste teste são maiores, ou seja, o desempenho no teste é pior, quando é utilizada cadeira de altura de assento menor que o comprimento da perna dos indivíduos (NG *et al.*, 2013). Além disso, em estudo secundário realizado durante o desenvolvimento da presente dissertação também foi demonstrado que características da cadeira utilizada alteraram os resultados obtidos com o teste tanto em indivíduos pós-AVE quanto em indivíduos saudáveis pareados, havendo uma tendência a serem observados maiores resultados do teste, ou seja, pior desempenho no teste, quando é utilizada cadeira de altura/profundidade ajustadas (FRANCO *et al.*, 2013 - ANEXO E). Estes resultados em conjunto indicam que utilizar cadeira não ajustada a 100% da altura dos membros inferiores dos indivíduos na avaliação biomecânica do ST-DP pode influenciar nos resultados obtidos em testes baseados no desempenho desta

atividade (JANSSEN *et al.*, 2002; NG *et al.*, 2013). No presente estudo, foi selecionada para a realização deste teste e para as avaliações subsequentes do ST-DP com o SAM a cadeira de altura/profundidade ajustadas à antropometria do indivíduo, que parece ser mais adequada para determinar o desempenho no ST-DP e as características biomecânicas relacionadas a este desempenho (FRANCO *et al.* 2013 – ANEXO E; JANSSEN *et al.* 2002; NG *et al.*, 2013).

Para a realização dos ajustes na cadeira utilizada, um mesmo examinador mensurou com uma fita métrica o comprimento da coxa (distância entre o trocânter maior ao côndilo femoral lateral) (BAHRAMI *et al.*, 2000) e das pernas dos indivíduos devidamente calçados (distância entre o côndilo tibial lateral ao solo) (SCARBOROUGH *et al.*, 2007). Estas medidas foram coletadas bilateralmente, sendo utilizadas as maiores medidas obtidas entre os membros. A cadeira ajustada foi preparada por meio da colocação de placas de um centímetro cada no encosto da cadeira, para que o indivíduo ficasse com 75% do comprimento de sua coxa apoiado no assento (BAHRAMI *et al.*, 2000), e de placas na base da cadeira, para que a altura do assento correspondesse a 100% do comprimento da perna dos indivíduos (SCARBOROUGH *et al.*, 2007).

2.2.3 Sistema de Análise de Movimento

Os dados espaço-temporais e cinemáticos do tronco durante a realização do ST-DP foram obtidos com o SAM, instrumento considerado válido e confiável para obter dados quantitativos da cinemática corporal como posicionamento, deslocamento e velocidade de deslocamento do centro de massa durante a realização de atividades motoras em diferentes populações (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Estes dados coletados informaram, a partir de cálculos matemáticos específicos (WINTER, 2009), sobre a máxima flexão anterior do tronco (em graus), o pico do *momentum* flexor do tronco e o instante do ST-DP em que este pico ocorreu (GUZMÁN *et al.*, 2009) mediante uma frequência de captação de 120Hz (CAPPOZZO *et al.*, 2005; GUZMÁN *et al.*, 2009).

Foram utilizadas no presente estudo seis câmeras *Qualysis Proreflex* (unidades de captura) interligadas em série, que emitem raios de luz infravermelha que são refletidos pelos marcadores passivos colocados sobre pontos específicos do corpo dos participantes (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012). Os pontos

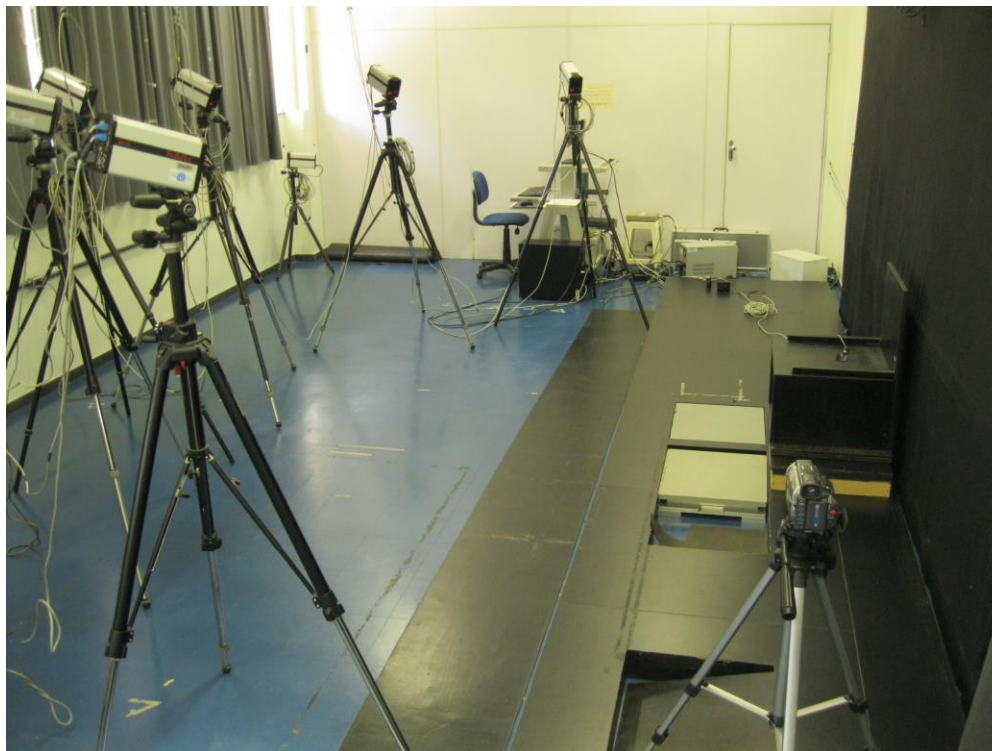
refletidos são captados pelo sistema e visualizados no *software Qualysis Track Manager* (Qualysis Medical® AB, 411 12 Gothenburg, Suécia) pela triangulação das imagens formadas pelo menos em duas câmeras, o que permite a reconstrução das imagens em três dimensões (3D) a partir da posição dos marcadores reflexivos (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012). Estes marcadores anatômicos reflexivos são cruciais para que o sistema consiga formar o modelo biomecânico do indivíduo e identificar assim o tamanho dos segmentos, bem como o seu deslocamento em relação ao espaço ou em relação a outros segmentos (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Para tanto, são necessários, no mínimo, três marcadores reflexivos para delimitar o tamanho dos segmentos no modelo e, também, um mínimo de três marcadores reflexivos para rastrear o movimento do segmento no espaço (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Para a criação do modelo biomecânico é necessário, ainda, realizar uma coleta de referência estática de cerca de três segundos. Com esta coleta é possível criar o modelo biomecânico com o qual as demais coletas em si serão comparadas (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012). Todas estas recomendações foram adotadas no presente estudo e detalhadas posteriormente.

Antes de realizar a coleta de dados com os participantes, foi necessário calibrar o sistema das câmeras *Qualisys* junto ao *software Qualysis Track Manager* por meio de uma estrutura metálica no formato de “L” que indica os eixos de referência x (médio-lateral), y (ântero-posterior) e z (súpero-inferior) (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012). Deste modo, este processo de calibração visa determinar as coordenadas de referência global do laboratório e consiste na realização de uma varredura da área de coleta com uma batuta na forma de um “T” invertido com as dimensões de 751 mm de comprimento durante quarenta segundos. Foi conferido o volume de coleta para verificar se grande parte da área de realização da coleta foi coberta na calibração, sendo os parâmetros de predição de erro utilizados de 30 mm e o de residual máximo de 10 mm (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012).

Foi utilizado ainda no SAM um sensor de pressão que emite um sinal analógico que identifica contato e perda de contato do indivíduo com outra superfície (HAUSDORFF *et al.*, 1995). No presente estudo, foi utilizada frequência de captação neste equipamento de 500Hz (HAUSDORFF *et al.*, 1995). O último equipamento do SAM foi uma câmera filmadora digital (Sony®) com frequência de captação de 30Hz utilizada para filmar, digitalmente, as repetições do ST-DP realizadas pelos

indivíduos para posterior julgamento da sua qualidade e seleção das que seriam utilizadas na análise (FIGURA 2).

FIGURA 1 – Set-up de coleta utilizado para avaliação da atividade de sentado para de pé com o sistema de análise de movimento



Fonte: Própria

2.2.4 Dinamômetro isocinético

O dinamômetro isocinético é considerado o instrumento padrão-ouro para avaliar desempenho muscular (DVIR, 2002), tendo apresentado bons valores de confiabilidade para avaliação muscular do tronco (KARATAS *et al.*, 2002). Este instrumento fornece a mesma resistência oferecida pelo indivíduo na realização do movimento ao longo de uma dada amplitude, o que determina a manutenção da velocidade de movimento como pré-determinada pelo examinador (AQUINO *et al.*, 2007; DVIR, 2002). Esta resistência contínua dentro da amplitude de movimento permite ainda avaliar o desempenho muscular máximo dos indivíduos para os variados tipos de contrações musculares: isométrica, concêntrica e excêntrica (AQUINO *et al.*, 2007; DVIR, 2002). As variáveis utilizadas para caracterizar o desempenho muscular são as mais variadas, sendo as mais comumente utilizadas o

pico de torque, o trabalho total, a potência e o torque em determinado ângulo (AQUINO *et al.*, 2007).

O torque é o produto da força pela distância percorrida desde o ponto de aplicação da força ao eixo de rotação e pode ser tomado pelo dinamômetro isocinético pelo seu valor máximo alcançado na amplitude de movimento ou pelo seu valor alcançado em determinado ângulo da amplitude de movimento (DVIR, 2002). Já o trabalho total é o produto do torque aplicado em toda amplitude de movimento pela distância percorrida pelo segmento representado pela própria amplitude de movimento. A potência é a medida resultante da razão entre trabalho pelo tempo gasto para a realização de um movimento (DVIR, 2002). Estas duas últimas variáveis são consideradas mais abrangentes do que as relacionadas ao torque, pois são medidas que se referem tanto à força máxima dos indivíduos quanto à resistência muscular (trabalho) e a sua capacidade de gerar energia (trabalho) ao longo do tempo (potência) dentro de uma dada amplitude de movimento (DVIR, 2002).

Para a avaliação do desempenho muscular com dinamômetro isocinético, alguns parâmetros que influenciam neste desfecho devem ser estabelecidos (AQUINO *et al.*, 2007; DVIR, 2002). O primeiro é a velocidade de teste, que pode variar desde muito baixa, como 10°/s, até muito alta, excedendo os 150°/s. De um modo geral, velocidades mais baixas informam sobre o desempenho muscular máximo relacionado à força máxima exercida, e velocidades mais altas são mais relacionadas à resistência muscular máxima (DVIR, 2002). Outros parâmetros que devem ser controlados são a amplitude de movimento e o eixo de rotação do segmento, pois a distância percorrida pelo segmento no movimento e a distância do ponto de força aplicado ao eixo de rotação, respectivamente, influenciam nas medidas obtidas (AQUINO *et al.*, 2007; DVIR, 2002). A escolha da amplitude de movimento avaliada geralmente se dá pelas amplitudes habituais dos segmentos em atividades funcionais (AQUINO *et al.*, 2007), e, para o eixo de rotação, esta determinação se dá por porções articulares que mais representem o centro articular (DVIR, 2002).

Outro parâmetro de controle é a correção pela gravidade, necessária para tornar a mesma medida comparável entre si quanto à assistência ou resistência gravitacional (AQUINO *et al.*, 2007; DVIR, 2002). Esta correção pode ser feita pelo próprio equipamento no momento da avaliação, mas para alguns segmentos, como

o tronco, o equipamento não fornece esta opção, sendo a correção feita posteriormente por meio de cálculos matemáticos (DVIR, 2002). Por outro lado, o parâmetro de controle de normalização pelo massa corporal pode ser utilizado no caso destes segmentos cuja correção pela gravidade não é instantaneamente fornecida pelo equipamento. Neste sentido, os resultados obtidos na avaliação isocinética do tronco, por exemplo, podem ser divididos pela massa deste segmento e, assim, expressos como menos influenciados pelo peso deste segmento (AQUINO *et al.*, 2007). Por fim, as medidas isocinéticas apresentam em seus resultados o valor da variação nas medidas que pode ser resultante de erro ou da variabilidade individual, este valor é chamado de coeficiente de variação. De um modo geral, quanto menor o coeficiente de variação resultante de uma medida, menores os erros ou a variabilidade presentes em seus resultados e mais comparável estas medidas se tornam, tanto para um mesmo indivíduo como entre indivíduos diferentes (MADSEN, 1996). Todas estas recomendações foram adotadas no presente estudo e detalhadas posteriormente.

2.3 Procedimentos

Durante o recrutamento, os indivíduos foram instruídos a se apresentarem no momento da coleta de dados com calçados fechados e de uso frequente. Os protocolos para o uso dos testes clínicos e dos equipamentos foram administrados em apenas um dia para cada participante por examinadores previamente treinados por um fisioterapeuta experiente em sua utilização.

Após a leitura e assinatura do TCLE, um examinador devidamente treinado realizou avaliação fisioterapêutica para verificar o atendimento dos critérios de elegibilidade. Em seguida, o mesmo examinador coletou os dados clínico-demográficos e antropométricos para caracterização da amostra e para serem usados nos cálculos das variáveis biomecânicas a serem utilizadas na análise. Em seguida, realizou-se a coleta de dados com o teste clínico e os equipamentos laboratoriais, na seguinte ordem: “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”, SAM e dinamômetro isocinético.

Para o “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”, o indivíduo devidamente calçado foi posicionado sobre uma cadeira sem braços de apoio (MONG *et al.*, 2010) e com encosto para o tronco (GUZMÁN *et al.*, 2009). Os

indivíduos foram instruídos a manter os membros superiores cruzados no tronco (MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013) e, apesar de não ter sido restrita a movimentação dos pés, foi solicitado ainda que os mesmos os mantivessem apoiados no solo e tentassem não movimentá-los durante o teste (MONG *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2014 – ANEXO D) (FIGURA 3).

O examinador reproduziu os procedimentos de teste para visualização dos indivíduos que, em seguida, foram solicitados a realizar familiarização mediante uma ou mais repetições do teste para adequada compreensão dos protocolos (MONG *et al.*, 2010). Em seguida, os indivíduos foram solicitados a realizar três repetições do teste (MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013), mediante comando verbal padronizado: “Ao contar de três, levante-se e sente-se o mais rápido possível cinco vezes, sem utilizar os membros superiores, ficando completamente de pé ao levantar e apoiando o tronco no encosto da cadeira ao sentar-se” (MONG *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2014 - ANEXO D). O tempo foi cronometrado a partir do comando de início do teste (“três”) dado pelo examinador e foi finalizado no momento em que o mesmo visualizava que o indivíduo tinha apoiado o tronco no encosto da cadeira no final da quinta repetição de levantar/sentar. Entre as repetições do teste, foi dado um período de repouso de até um minuto (MONG *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2014 - ANEXO D).

FIGURA 2 – Posicionamento do indivíduo para a realização do “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”



Fonte: Própria

Antes de iniciar a coleta de dados com o SAM, o equipamento foi calibrado (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012) e o sensor de pressão foi posicionado na cadeira já utilizada para o “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”, aproximadamente no local médio onde ficariam as nádegas do indivíduo para registro da perda de contato das nádegas do indivíduo com o assento (CAMARGOS *et al.*, 2009). Na lateral esquerda do indivíduo foi posicionada uma câmera filmadora digital (Sony®) a uma distância que permitisse captá-lo completamente de pé, para registro do movimento de ST-DP durante a coleta de dados com o SAM.

Em seguida, com o indivíduo devidamente calçado e vestindo roupas apropriadas, foram posicionados os marcadores anatômicos e de referência. Foram utilizados quatro marcadores anatômicos para a definição de cada um dos segmentos (CAPPOZZO *et al.*, 2005): tronco (acrômios e tubérculos das cristas ilíacas) (LECOURS *et al.*, 2008), pelve (tubérculos das cristas ilíacas e trocânteres maiores) (LECOURS *et al.*, 2008), coxas (trocânteres maiores e côndilos femorais laterais e mediais) (LECOURS *et al.*, 2008), pernas (côndilos tibiais mediais e laterais e mediais e maléolos laterais e mediais) (CAPPOZZO *et al.*, 2005) e pés (porções laterais e mediais do calcâneo e cabeças dos primeiros e quintos metatarsos)

(LECOURS *et al.*, 2008). Foram utilizados pelo menos três marcadores de referência para rastreamento dos mesmos segmentos (CAPPOZZO *et al.*, 2005): tronco (região esternal) (BRUJIN *et al.*, 2008), pelve (logo abaixo da porção média da crista ilíaca direita) (BRUJIN *et al.*, 2008), coxas (região anterior do terço distal) (BRUJIN *et al.*, 2008), perna (região anterior do terço distal) (BRUJIN *et al.*, 2008) e pés (sobre a falange distal do primeiro dedo projetada no sapato e cabeças do primeiro e do quinto metatarsos) (LECOURS *et al.*, 2008) (FIGURA 5).

Com os indivíduos sentados na cadeira ajustada, foi solicitado que mantivessem uma posição confortável, membros superiores cruzados no tronco e pés em posição autosselecionada (GUZMÁN *et al.*, 2009), tentando não movimentá-los durante a realização das atividades (DUBOST *et al.*, 2005) (FIGURA 6).

FIGURA 3 - Posicionamento dos marcadores anatômicos e de referência para a avaliação pelo sistema de análise de movimento



Fonte: Própria

FIGURA 4 - Posicionamento do indivíduo para avaliação do sentado para de pé com o sistema de análise de movimento



Fonte: Própria

Em seguida, os indivíduos sortearam a ordem das velocidades utilizadas na análise, autosselecionada e máxima (CACCIATORE *et al.*, 2011), e foram instruídos quanto aos procedimentos de avaliação por meio de instrução verbal e demonstração realizada pelo examinador (GUZMÁN *et al.*, 2009). Foi realizada familiarização com cada uma das velocidades do ST-DP para a escolha do melhor

posicionamento de pés e compreensão plena dos procedimentos de coleta (GUZMÁN *et al.*, 2009). Por fim, os indivíduos foram solicitados a realizar cinco repetições do ST-DP em ambas as velocidades (CACCIATORE *et al.*, 2011) por meio de comando verbal padronizado: “Ao contar de três, levante-se em velocidade normal (ou na máxima velocidade possível), com os membros superiores cruzados no tronco e, ao final, mantenha a posição de pé”. Após 10s na posição de pé, os indivíduos foram solicitados a sentar-se e houve um período de repouso de até um minuto entre as repetições das atividades e a troca das velocidades de teste (DUBOST *et al.*, 2005).

Por fim, foi realizada a coleta das medidas laboratoriais de desempenho muscular concêntrico de flexores e extensores do tronco com dinamômetro isocinético (DVIR, 2002). Antes e depois da realização destas medidas, foi mensurada a pressão arterial de todos os indivíduos, para verificar a possibilidade de sua realização garantindo a estabilidade hemodinâmica do indivíduo (DVIR, 2002). Para os indivíduos pós-AVE, essa mensuração se deu também entre a familiarização e a coleta em si como critério para a continuidade das medidas. Os indivíduos foram posicionados no módulo de tronco do dinamômetro isocinético (*Biodex®*) com o eixo de rotação posicionado no ponto de intersecção entre a linha média axilar e a junção lombossacra. Foram posicionados ainda cintos de estabilização na região do tórax, abdome e coxas dos indivíduos, e os pés dos indivíduos foram posicionados nos apoios do módulo de modo que suas coxas ficassem completamente apoiadas na cadeira do equipamento (KARATAS *et al.*, 2004) (FIGURA 7).

Foi determinada a amplitude de movimento de 65° (TANAKA *et al.*, 1998), partindo de 15° de extensão para 50° de flexão do tronco (CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2011). Em seguida, foram realizadas familiarizações, também utilizadas como aquecimento da musculatura avaliada, por meio de quatro contrações concêntricas submáximas de flexores e extensores do tronco em quatro repetições a 60°/s (TANAKA *et al.*, 1998). Para obtenção das medidas de desempenho muscular concêntrico, foram solicitadas três séries de três contrações concêntricas máximas a 60°/s de flexores e extensores do tronco (TANAKA *et al.*, 1998). Durante a realização do teste, os indivíduos foram encorajados verbalmente pelo mesmo avaliador mediante comando verbal padronizado: “mais forte, mais rápido” (KARATAS *et al.*, 2004; TANAKA *et al.*, 1998).

FIGURA 5 – Posicionamento do indivíduo no módulo do tronco do dinamômetro isocinético *BiodeX*®



Fonte: Própria

2.4 Processamento dos dados e redução das variáveis

Para o “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”, foi utilizada a média de tempo das três repetições do teste como medida de desempenho clínico no ST-DP (MONG *et al.*, 2010; PARDO *et al.*, 2013).

Os dados do *Qualysis* foram processados com o *software Qualisys Track Manager 1.9.254 – QTM* e, em seguida, exportados para o *software Visual3D™* (C-Motion, Inc, Rockville, Estados Unidos), no qual foi realizada a filtragem passa-baixa de 6Hz (*Butterworth*) de 4ª ordem. Por meio da análise dos vídeos digitais, foram selecionadas três das cinco repetições realizadas que fossem mais semelhantes entre si e com menor movimentação de pés para obtenção das variáveis laboratoriais de interesse.

O início da atividade de ST-DP foi determinado pelo instante em que a velocidade de deslocamento linear e anterior do CM do tronco excedeu o valor de

0,05m/s e o término pelo instante em que esta velocidade retornou ao valor de 0,05m/s e permaneceu inferior a este valor por pelo menos seis *frames* seguidos (GHOUSSAYNI *et al.*, 2004). A perda de contato com o assento (*seat-off*) foi determinado pelo sensor de pressão no assento (CAMARGOS *et al.*, 2009). Para cada uma das velocidades em que o ST-DP foi avaliado (autosselecionada e máxima), foram determinadas as seguintes medidas temporais (em segundos): duração total do ST-DP (do início ao término da atividade); duração da Fase I (do início da atividade até o *seat-off*) e duração da Fase II (do *seat-off* até o final da atividade) (GUZMÁN *et al.*, 2009). Estas variáveis foram utilizadas como medidas laboratoriais de desempenho no ST-DP. Em seguida, foram extraídas as variáveis cinemáticas do tronco no plano sagital: máxima flexão anterior, pico do *momentum* flexor (produto da massa do tronco pela sua velocidade linear de deslocamento anterior) e instante do ST-DP em que ocorreu este pico do *momentum* (GUZMÁN *et al.*, 2009).

Para a avaliação isocinética do desempenho muscular do tronco, foram utilizadas as variáveis obtidas pelo relatório final do instrumento: pico de torque e trabalho total nas duas velocidades de teste (DVIR, 2002), que foram extraídas das repetições em que o coeficiente de variação foi menor que o dobro do valor já obtido para as mesmas medidas em indivíduos jovens, ou seja, menor que 25% (MADSEN, 1996). O trabalho total foi, por sua vez, normalizado pela massa do tronco de cada indivíduo para ser utilizado na análise final dos dados. Desta forma, o pico de torque e o trabalho total normalizado pela massa do tronco foram as variáveis utilizadas como medidas laboratoriais de desempenho muscular do tronco.

2.5 Análise estatística

Após análise da distribuição dos dados, os grupos foram caracterizados quanto às medidas clínico-demográficas e antropométricas e comparados entre si quanto a estas variáveis pelo Teste t de *Student* para amostras independentes, exceto para as variáveis sexo, em que foi utilizado o teste de qui-quadrado, nível de atividade física e Escala de Deficiências de Tronco, para as quais foi utilizado o teste *Mann-Whitney*. Em seguida, os grupos foram comparados quanto às variáveis de desfecho principal pelo Teste t de *Student* para amostras independentes (PORTNEY; WATKINS, 2009): resultado no “Teste de cinco repetições de

levantar/sentar em cadeira”; duração total do ST-DP e das suas duas fases em velocidade autosseleccionada e máxima; máxima flexão anterior do tronco, pico do *momentum* flexor do tronco e instante do ST-DP em que este pico ocorreu em velocidade autosseleccionada e máxima; e desempenho muscular concêntrico (pico de torque e trabalho total normalizado pela massa do tronco na velocidade de 60°/s de flexores e extensores do tronco).

Para os dois grupos tomados em conjunto, foram investigadas possíveis correlações entre as medidas clínica (resultado no “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”) e laboratoriais (duração total do ST-DP e duração da Fase I) de desempenho no ST-DP e as variáveis cinemáticas do tronco no plano sagital que apresentaram diferença significativa entre os grupos pelo coeficiente de correlação de *Pearson* (PORTNEY; WATKINS, 2009). Do mesmo modo, foram investigadas as correlações entre as medidas clínica e laboratoriais de desempenho no ST-DP (duração total do ST-DP e durações das Fases I e II) e as medidas laboratoriais (dinamômetro isocinético - *Biodex®*) de desempenho muscular de flexores e extensores do tronco que apresentaram diferença entre os grupos. A magnitude das correlações significativas encontradas foi classificada como se segue: 0,00-0,25, muito baixa; 0,26-0,49, baixa; 0,50-0,69, moderada; 0,70-0,89, alta e 0,90-1,00, muito alta (MUNRO, 2005).

Para todas as análises estatísticas foi estabelecido um nível de significância de $\alpha=5\%$ e utilizado o pacote estatístico SPSS 17.0 para *Windows*.

3 ARTIGO I

RELATIONSHIPS BETWEEN SIT-TO-STAND PERFORMANCE AND TRUNK KINEMATICS IN POST-STROKE AND HEALTHY SUBJECTS

Authors' Names

Paula Fernanda de Sousa Silva, P.T.^a, Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, P.T., Ph.D.^{a*}, Fátima Rodrigues-de-Paula, P.T., Ph.D.^a, Priscila Albuquerque de Araújo., Ph.D.^b, Ludimylla Ferreira Quintino^a, Juliane Franco^a

Authors' Affiliations

^a Departament of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

^b Departament of Engeneering, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

Address Correspondence and Requests for Reprints to

Prof. Christina DCM Faria, Ph.D.

Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais

Avenida Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha

31270-901 Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil

Telephone/Fax: 55/31/3409-4783

E-mail: cdcmf@ufmg.br; chrismoraisf@yahoo.com

Abstract word count: 244 words

Main text word count (excluding reference list): 3.705 words

Number of tables: 3

Number of figures: 3

ABSTRACT

Background: Post-stroke subjects have limitations in sit-to-stand (STS) movement, whose performance may be related to changes in trunk biomechanics. The purposes of the present study were to compare STS performance and trunk kinematics between post-stroke subjects and matched healthy subjects, as well as to verify if there were relationships between these variables.

Methods: Eighteen post-stroke subjects (13 men, 59.78 (SD 2.34) years) and 18 matched healthy subjects (13 men, 59.67 (SD 9.40) years) were assessed. The measurements used to assess the STS performance were: five-repetition sit-to-stand test and total STS duration as well as Phases I and II of the STS, at self-selected and fast speeds (motion analysis system). The trunk kinematic variables were maximum forward flexion, peak flexor *momentum*, and its temporal framework in the STS. Independent Student's T-test was used for between groups comparisons and Pearson correlation coefficients to verify the correlations between STS performance and trunk kinematic variables ($\alpha=0.05$).

Findings: Post-stroke subjects showed poorer STS performance (except for the duration of Phase I at self-selected speed), greater values for maximum forward flexion at fast speed, and a lower peak flexor *momentum* at both speeds ($0.001 \leq p \leq 0.022$). In general, the correlations were significant and low or moderate ($0.001 \leq p \leq 0.028$), being positive to maximum forward flexion ($0.37 \leq r \leq 0.54$) and negative to peak flexor *momentum* ($-0.58 \leq r \leq -0.71$).

Interpretation: The poorer STS performance and the kinematic changes of the trunk in post-stroke subjects may be related to their poorer ability to generate/transfer flexor *momentum*, which correlated with STS performance.

Key-Words: Stroke; Daily-living activities; Sit-to-stand; Task performance; Biomechanics.

1. Introduction

Stroke is one of the diseases most commonly associated with morbidity worldwide (Giles and Bothwell, 2008). Approximately 90% of post-stroke subjects have some kind of disability related to this neurological damage (Go *et al.*, 2013). Limitations in daily-life activities are very common among these subjects, whereas the sit-to-stand (STS) is one of the most affected activities (Duclos *et al.*, 2008). Trunk muscle impairments observed in post-stroke subjects (Likhi *et al.*, 2013) may be related to limitations in STS performance.

Considering the typical movement of the trunk in the sagittal plane during STS, this activity may be characterized by two main phases (Galli *et al.*, 2008). The first phase (Phase I) is marked by the trunk forward flexion, and is related to the generation of the flexor *momentum* (trunk mass times velocity) and to the amount of kinetic energy available in the system to perform the activity (Guzmán *et al.*, 2009). This phase is also characterized by the anterior and slightly inferior transposition of the body's mass center (Dubost *et al.*, 2005). The second phase (Phase II) is marked by the extension of the trunk, in part resulting from the transfer of the flexor *momentum* generated during Phase I (Galli *et al.*, 2008). Furthermore, trunk extension helps in the transmission of the flexor *momentum* to the body as a whole, contributing to the vertical-superior transposition of the body's mass center (Dubost *et al.*, 2005).

In post-stroke subjects, some kinematic changes of the trunk in the sagittal plane have already been described during the STS: more forward flexion at self-selected speeds when compared to the performance at faster speed (Mazzà *et al.*, 2006); and significant correlations between a battery of unified tests based on performance (standing balance, spontaneous walking, and five-repetition sit-to-stand test), as well as kinematic variables obtained during STS execution at faster speeds: angle of forward flexion (negative and low correlations);

anterior linear speeds in the beginning of seat unloading (positive and moderate correlations) and peak angular velocity (positive and low correlations) (Mazzà *et al.*, 2006).

Considering that the typical trunk kinematics in sagittal plane related to the generation/transfer of the flexor *momentum* during the STS may be modified in post-stroke subjects (Mazzà *et al.*, 2006), – who show poorer STS performance, when compared to matched healthy subjects (Cameron *et al.*, 2003), – such poorer performance may be related to changes in the flexor *momentum* of the trunk. This relationships have already been established for the elderly with motor impairments (Bernardi *et al.*, 2004), but it has not been investigated in post-stroke subjects. Therefore, the purposes of the present study were: a) to compare STS performance and kinematic variables of the trunk in the sagittal plane (maximum forward flexion, peak flexor *momentum*, and the instant of the STS when the peak occurred, between post-stroke subjects and matched healthy subjects; and b) to investigate if there were relationships between STS performance and these kinematic variables.

2. Methods

2.1. Participants

Post-stroke subjects were recruited from the general community and by contacting physical therapists and screening outpatient clinics in university hospitals in [*the city and country names will be included in the final version*]. Post-stroke subjects were screened to ensure they had a time since the onset of the stroke of at least six months; were ≥ 20 years of age; had residual weakness and/or increased tonus of the more paretic side (Blackburn *et al.*, 2002; Bohannon, 1997); and were able to perform all required tests and measurements (Lecours *et al.*, 2008). Subjects with cognitive deficits identified by the Mini-Mental State Examination, considering education-specific reference values, as recommended by Bertolucci *et al.* (1994) (illiterate, 13; elementary and middle, 18; and high, 26) (Bertolucci *et al.*, 1994),

as well as diseases associated or histories of surgeries that could interfere in the results or compromise the tests and measurements were excluded.

Matched healthy subjects were recruited from the general community and screened to make sure they were able to perform all tests and measurements required, and also that they could be paired with post-stroke subjects in terms of age, gender, body mass index, and physical activity levels (Center for Disease Control and Prevention, 2001). Subjects with cognitive deficits identified by the Mini-Mental State Examination, considering education-specific reference values, as recommended by Bertolucci *et al.* (1994), as well as diseases associated or histories of surgeries that could compromise the results or the tests and measurements of the present study were excluded.

This cross-sectional study was approved by the University Research Review Board, and all participants provided written consent prior to data collection.

2.2. Procedures

Demographic and clinical data, as well as the main outcomes, were collected by trained physical therapists, always with the same examiner collecting a specific outcome. Initially, the subjects were evaluated in accordance with the eligibility criteria and the clinic-demographic characteristics: age, gender, body mass index, physical activity levels (Center for Disease Control and Prevention, 2001), levels of trunk impairment (Trunk Impairment Scale) (Verheyden and Kersten, 2010) and degrees of motor impairment (Fugl-Meyer motor assessment, for post-stroke subjects only) (Maki *et al.*, 2006).

The STS performance was characterized by two groups of variables: clinical and laboratory. For the clinical characterization, the five-repetition sit-to-stand test (Silva *et al.*, 2014a) was used. For the laboratory characterization, kinematic variables obtained from the motion analysis system were used. The motion analysis system consisted of six Qualysis ProReflex Motion Analysis System cameras (Qualysis Medical® AB, 411 12 Gothenburg,

Sweden), a pressure sensor (Honeywell TruStability®, Morristown, USA), and a digital recording camera (Sony®) (Dubost *et al.*, 2005).

2.2.1. Sit-to-Stand - Clinical Assessment

For the five-repetition sit-to-stand test, the subject remained footwear, and was positioned on a chair with no armrests (Mong *et al.*, 2010), with backrest for the trunk (Guzmán *et al.*, 2009) and with height adjusted to 100% of the leg length (from the lateral tibial condyle to the ground) (Scarborough *et al.*, 2007) and at 75% of the thigh length (from the greater trochanter of the femur to the lateral femoral condyle) (Bahrami *et al.*, 2000). The subjects were asked to keep the upper limb crossed over the trunk (Silva *et al.*, 2014b) and their feet at about the same position (Mong *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2014a). After familiarization, the subjects performed the test three times, upon standardized verbal command (Mong *et al.*, 2010). Timing started upon the examiner's command, and stopped once the subject's back touched the backrest. A 1-minute rest was allowed between trials (Silva *et al.*, 2014b).

2.2.2. Sit-to-Stand - Laboratory Assessment

Before starting the data collection with the motion analysis system, the Qualysis Proreflex® cameras were calibrated with the Qualysis Track Manager software (Qualysis Medical® AB, 411 12 Gothenburg, Sweden) (Qualisys track manager, 2012) and the pressure sensor was positioned on the same chair used previously, approximately in the middle portion of the chair where the subject's buttocks would be positioned. The recording digital camera (Sony®) was placed on the left side of the subject, at a distance that allowed the camera to capture their complete standing position (Guzmán *et al.*, 2009).

Four anatomical landmarks were positioned to define the following segments: trunk (acromion and iliac crests), pelvis (iliac crests and greater trochanters), thighs (great trochanters and lateral and medial femoral condyles) (Lecours *et al.*, 2008), shanks (tibial

condyles and lateral and medial malleolus) (Scarborough *et al.*, 2007), and feet (lateral and medial portions of the calcaneus and heads of the first and fifth metatarsus) (Lecours *et al.*, 2008). Then, at least three reference landmarks were positioned to track the same segments: trunk (sternal region), pelvis (below the medial portion of the right iliac crest), thighs (anterior region of the distal third), shanks (anterior region of the distal third) (Brujin *et al.*, 2008), and feet (Lecours *et al.*, 2008) (first finger distal phalange and heads of the first and fifth metatarsus projected on the shoe) (Figure 1).

The same chair adjustments and upper limb and feet positions described above in the *Sit-to-Stand - Clinical Assessment* section, were used for data collection with the motion analysis system (Guzmán *et al.*, 2009). The speed of the STS performance (self-selected or fast speeds) was randomly determined by the subject (simple randomization procedures with sealed envelopes). After familiarization, the subject performed five repetitions of the STS at both speeds, upon standardized verbal commands (Cacciatore *et al.*, 2011). After 10 seconds in the standing position, the subjects were asked to sit down, and there was a rest period of up to one minute between the trials, and also between the evaluated speeds (Dubost *et al.*, 2005).

2.5. Data processing

The mean of three trials of the Five-Repetition Sit-to-Stand Test was used as clinical measurement of STS performance. The digital videos were analyzed to select three out of five trials that were performed at the same speed, with minor foot movements. The data provided by the motion analysis system were processed with the Qualisys Track Manager 1.9.254 – QTM software, and then exported to the Visual3D™ (C-Motion, Inc., Rockville, MD, USA) software and filtered with a low-pass of 6 Hz (Butterworth) of the fourth order (Qualisys track manager, 2012).

The beginning of the STS was determined by the instant when the trunk mass center linear speed exceeded 0.05 m/s, and stopped at the instant when this speed was back to 0.05

m/s and remained below that value for at least six frames (Ghoussayni *et al.*, 2004). Loss of contact with the seat (seat-off) was determined by the pressure sensor on the seat (Camargos *et al.*, 2009). For each STS speed, the following temporal variables were selected for analysis (in seconds): total STS duration (from the beginning to the end of the activity), duration of Phase I (from the beginning of the activity to seat-off) and duration of Phase II (from seat-off to the end of the activity) (Galli *et al.*, 2008). These variables were used as laboratory measurements of the STS performance. Finally, the kinematics variables were extracted: maximum forward flexion, peak of flexor *momentum*, and the instant of the STS when this peak occurred (Guzmán *et al.*, 2009).

2.6. Data Assessment

Descriptive statistics and normality tests were calculated for all measures. To verify if healthy and pots-stroke subjects were correctly matched by age and body mass index, independent Student's *T*-Tests were employed. To verify if healthy and post-stroke subjects were correctly matched by gender and physical activity levels, Chi-Square and Mann-Whitney tests were employed, respectively. To compare the groups, regarding the Trunk Impairment Scale scores, Mann-Whitney test was used. The groups were compared regarding to STS performance variable and trunk kinematic variables, by means of independent t-test (Portney and Watkins, 2009).

The correlations between STS performance and kinematic variables that showed significant differences between the groups were investigated for the entire sample, using the Pearson Correlation Coefficients (Portney and Watkins, 2009). When Pearson Correlation Coefficients achieved the level of significance, the strength of the correlations was classified as follows: 0.00-0.25, very low; 0.26-0.49, low; 0.50-0.69, moderate; 0.70-0.89, high; and 0.90-1.00, very high (Munro, 2005).

All analyses were performed with SPSS for Windows, version 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) ($\alpha=5\%$).

3. Results

Eighteen post-stroke subjects with a mean age of 59.78 (SD 9.94) years were assessed, as well as 18 matched healthy subjects with a mean age of 59.67 (SD 9.67) years, five women and 13 men in each group. The groups were similar in terms of age ($p=0.111$), gender ($p=1.0$), body mass index ($p=0.230$), and physical activity levels ($p=0.492$). The majority of the post-stroke subjects had hemiparesis on the right side (11/18 or 61%), and a mean time since the onset of the stroke of 144.75 (SD 73.47) months. Furthermore, the post-stroke subjects achieved lower scores in the Trunk Impairment Scale as compared to the matched healthy subjects ($p=0.001$) (Table 1).

3.1. Sit-to-Stand: Clinical and Laboratorial performance

Regarding the clinical STS performance, the post-stroke subjects showed higher values in the five-repetition sit-to-stand test (21.49 (SD 9.39) seconds), when compared to the matched healthy subjects (12.80 (SD 1.90) seconds) ($p<0.001$), indicating poorer STS performance. Regarding the laboratorial STS performance, the post-stroke subjects showed higher values for the total STS duration ($0.001\leq p\leq 0.003$), as well as for the duration of Phase II ($p<0.001$), when compared to the matched healthy subjects at both self-selected and fast speeds, indicating poorer STS performance. Only at fast speeds, the post-stroke subjects showed higher values for the duration of Phase I ($p=0.022$) (Table 2).

3.2. Sit-to-Stand: Trunk Kinematics in the Sagittal Plane

Figures 2 and 3 illustrate a typical example of the forward flexion and flexor *momentum* of the trunk during the STS, respectively, at both self-selected and fast speeds,

performed by a post-stroke subject and a matched healthy subject. The statistical analysis revealed that compared to the healthy subjects, post-stroke subjects showed higher values of maximum forward flexion ($p=0.036$) only at fast speeds and lower peak flexor *momentum* of the trunk ($0.001 \leq p \leq 0.004$) at both speeds. No significant differences were found between groups regarding to the instant when the peak flexor *momentum* of the trunk occurred ($0.378 \leq p \leq 0.446$).

3.3. Sit-to-Stand: Correlation between STS Performance and Trunk Kinematics in the Sagittal Plane

Considering both groups, significant correlations were observed between clinical and laboratory measurements of the STS performance and the trunk kinematic variables ($0.001 \leq p \leq 0.011$), except between the duration of Phase I at self-selected speeds and the maximum forward flexion ($p=0.093$). The significant correlations between the STS performance at self-selected and fast speeds and the maximum trunk forward flexion were positive and low ($0.37 \leq r \leq 0.42$) and, at fast speed, were positive and moderate ($0.51 \leq r \leq 0.54$). The correlations between the STS performance and the peak flexor *momentum* were negative and moderate ($-0.58 \leq r \leq -0.67$), except for the duration of Phase I at fast speed, classified as high ($r=-0.71$) (Table 3).

4. Discussion

The purposes of the present study were to compare the STS performance and the sagittal plane trunk kinematic variables between post-stroke and matched healthy subjects, as well as to investigate if there were correlations between the STS performance and kinematic variables. In general, post-stroke subjects showed poorer clinical and laboratorial STS performance, when compared to matched healthy subjects; higher values for the maximum trunk forward flexion at fast speeds and lower peak flexor *momentum* of the trunk at both self-

selected and fast speeds. In general, significant and moderate correlations were observed between the clinical and laboratory STS measurements and the trunk kinematic variables that showed significant difference between the groups.

The clinical-demographic characteristics of the subjects assessed in the present study were similar to those of previous studies that also investigated STS performance (Cameron *et al.*, 2003) or some trunk kinematic variables in post-stroke subjects during STS (Mazzà *et al.*, 2006): majority of male subjects, middle-aged to elderly, with hemiparesis, during the chronic phases, and with severe motor impairments, as demonstrated by the Fugl-Meyer motor assessment score. In order to compare both groups, the main clinical-demographical characteristics that could modify the STS performance were controlled by matching the groups in terms of age, gender, body mass index, and physical activity levels (Janssen *et al.*, 2002). The control of these variables was achieved, as observed in the results of the statistical analysis. As expected (Verheyden and Kersten, 2010), when compared to matched healthy subjects, post-stroke subjects had trunk impairments, according to the score of the Trunk Impairment Scale.

The poorer clinical STS performance observed in post-stroke subjects was already previously described for this population with the five-repetition sit-to-stand test (Brière *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2014b). Regarding the laboratorial STS performance at self-selected speeds, the results of the present study were similar to those already reported for post-stroke subjects at both chronic and sub-acute to chronic phases: larger total duration (Cameron *et al.*, 2003) and larger duration during Phase II, when compared to matched healthy subjects (Galli *et al.*, 2008), respectively. The STS performance at self-selected speed is probably more influenced by the biomechanical characteristics observed during Phase II. Examples of these characteristics are those related to the transfer of the trunk flexor *momentum*, such as trunk extensor muscle performance (Scarborough *et al.*, 2007). Future studies should investigate

the potential relationship between factors related to the transfer of the flexor *momentum* of the trunk during Phase II and the STS performance in post-stroke subjects.

In the present study, similar values were found between groups for the duration of Phase I of the STS at self-selected speed. These results were different from those already reported by a previous study with post-stroke subjects at both sub-acute and chronic phases (Galli *et al.*, 2008). A possible explanation for these findings could be limit the lower mean age of the sample used in the preliminary study, approximately 40 years of age (45.28 (SD 7.58)) (Galli *et al.*, 2008), considering that the present study the mean age was of approximately 60 years (59.78 (SD 9.94)). The differences in STS performance between post-stroke and matched healthy subjects may therefore be more evident among younger subjects than among older ones.

No studies were found that compared the STS performance at fast speeds between post-stroke and matched healthy subjects. In the present study, greater values were found for the total STS duration as well as for the duration of both Phases I and II for the post-stroke subjects. Factors related to the generation and transfer of the flexor *momentum* of the trunk at fast speeds (Scarborough *et al.*, 2007) for the post-stroke subjects may potentially contribute to the greater duration of the activity as a whole and, consequently, for their poorer STS performance.

No studies were found that compared the sagittal plane trunk kinematic variables investigated in the present study between post-stroke and matched healthy subjects. In the present study, differences were found between groups for the maximum trunk forward flexion at fast speed, indicating greater values for post-stroke subjects. This is likely due to the combined effect of the speed and trunk impairments determinants of the trunk on the STS performance of these individuals (Janssen *et al.*, 2002). It has been established that the increased STS speed also increases the muscular demands of the trunk upon the generation

and control of the flexor *momentum* (Scarborough *et al.*, 2007). It was also observed in another study that post-stroke subjects showed lower trunk muscular performance (Faria *et al.*, 2013). Therefore, the greater trunk forward flexion could be related to difficulties in the generation and control of the trunk flexor *momentum* among post-stroke subjects. This would demand more muscular strength of the lower limbs, against less use of this *momentum* to execute the STS more efficiently (Scarborough *et al.*, 2007).

The relationships between poorer STS performance and greater trunk forward flexion have been previously reported for post-stroke subjects (Mazzà *et al.*, 2006) and older adults with functional limitations (Scarborough *et al.*, 2007). In post-stroke subjects, the greater the trunk forward flexion during the STS at fast speed, the lower the value obtained in a battery of tests performance-based (balance, gait, and STS) and, consequently, a worse functional levels of the subjects (Mazzà *et al.*, 2006). In older adults with functional limitations, the subjects who used more trunk forward flexion to perform STS at self-selected speed also showed a greater total STS duration and, therefore, poorer STS performance, compared those who showed less forward flexion (Scarborough *et al.*, 2007).

Regarding the trunk peak flexor *momentum*, the results of the present study were similar to those already reported for elderly subjects with histories of falls at self-selected speed (Guzmán *et al.*, 2009) and with motor impairments at fast speed (Bernardi *et al.*, 2004), when compared to matched healthy subjects. Therefore, for post-stroke subjects and for the above mentioned older group, the generation of flexor *momentum* of the trunk was compromised at both self-selected and fast speeds. In addition, the significant negative correlations observed between the STS performance and the peak flexor *momentum* evidenced the importance of this *momentum* for better STS performance (Scarborough *et al.*, 2007). The greater the trunk flexor *momentum*, the lower the results in the five-repetition sit-to-stand test

and the shorter will be the total STS duration and its Phase I and II be, which characterizes better clinical and laboratorial STS performance.

The moderate magnitude of these correlations is comprehensible, considering that the STS is an activity that depends upon other segments, such as strength of the lower limbs, and other functional parameters, such as balance (Janssen *et al.*, 2002). Significant negative and moderate correlations were reported between the clinical (Mong *et al.*, 2010) and the laboratorial STS performance (Lomaglio and Eng, 2005), as well as the strength of lower limbs. However, the correlations between the duration of Phase I at fast speed and the peak trunk flexor *momentum* were of high magnitude, which indicates that, at this speed, the generation of trunk flexor *momentum* substantially affected the duration of this phase.

Finally, according to Scarborough *et al.* (2007), the instant of the STS in which the peak trunk flexor *momentum* occurs corresponds to the instant when this *momentum* may be transferred by the entire body and then used in the STS execution. Even though, they showed lower magnitude of peak trunk flexor *momentum*, the post-stroke subjects benefited from this peak *momentum* generated in a temporal pattern similar to the matched healthy subjects. This instant for benefitting from the flexor *momentum* of the trunk would not be, therefore, a factor influencing the STS performance among post-stroke subjects. However, since the present study was the first to investigate this sagittal plane trunk kinematic variables among post-stroke subjects and matched healthy subjects, future studies are required to further explore the comparisons and correlations verified here.

4. Conclusions

Post-stroke subjects demonstrated poorer clinical and laboratorial STS performance and kinematic changes of the trunk in the sagittal plane, when compared to matched healthy subjects: greater forward flexion at fast speed and lower peak flexor *momentum* at both self-

selected and fast speeds. Significant and mainly moderated correlations between the clinical and laboratory STS performance and sagittal plane trunk kinematic variables were found. Generally, post-stroke subjects showed impairments in the generation and transfer of the trunk flexor *momentum* which influenced STS performance. This influence pointed out the importance of the trunk structure and function impairments that affect the generation and transfer of its flexor *momentum* during STS performance of these subjects, which requires further investigation by future studies.

Acknowledgments

The authors are thankful to the Brazilian Government Funding Agencies (CAPES, CNPq, FAPEMIG, and PRPq/UFGM) for their financial support.

References

- Bahrami, F., Riener, R., Jabedar-Maralani, P., Schmidt, G., 2000. Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clin Biomech.* 15(2), 123-133.
- Bernardi, M., Rosponi, A., Castellano, V., Rodio, A., Trallesi, M., Delussu, A.S., *et al.* 2004. Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *J Electromyogr Kinesiol.* 14(3), 401-410.
- Bertolucci, P.H.F., Brucki, S.M.D., Campacci, S.R., Juliano, Y., 1994. The mini-mental state examination in an outpatient populations influence of literacy. *Arq Neuropsiquiatr.* 52(1), 1-7.
- Blackburn, M., Van Vilet, P., Mockett, SP., 2002. Realibity of measures obtained with the Modified Ashworth Scale in the lower extremities of people with stroke. *Phys Ther.* 82, 25-34.
- Bohannon, R.W., 1997. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil.* 78, 26-32.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., Nadeau, S., 2010. Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke.* 41(8), 1704-1708.
- Brujin, S.M., Meijer, O.G., Dieën, J.H., Kingma, I., Lamothe, C.J.C., 2008. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular *momentum*. *Gait Posture.* 27(3), 455-462.
- Cacciatore, T.W., Gurfinkel, V.S., Horak, F.B., Day, B.L., 2011. Prolonged weight-shift and altered spinal coordination during sit-to-stand in practitioners of the Alexander Technique. *Gait Posture.* 34(4), 1-6.

- 371 Camargos, A.C.R., Goulart, F.R.P., Teixeira-Salmela, L.F., 2009. The effects of foot position
372 on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med*
373 *Rehabil.* 90(2), 314-319.
- 374 Cameron, D.M., Bohannon, R.W., Garrett, G.E., Owen, S.V., Cameron, D.A., 2003. Physical
375 impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke.
376 *Clin Biomech.* 18, 332-340.
- 377 Center for Disease Control and Prevention, 2001. Physical activity trends - United States,
378 1990-1998. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep.* 50, 166-169.
- 379 Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., Mourey, F., 2005. Decreased trunk
380 angular displacement during sitting down: an early feature of aging. *Phys Ther.* 85(5), 404-
381 412.
- 382 Duclos, C., Nadeau, S., Lecours, J., 2008. Lateral trunk displacement and stability during sit-
383 to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil*
384 *Neural Repair.* 22, 715-722.
- 385 Faria, C.D.C.M., Aguiar, L.T., Lara, E.M., Souza, L.A.C., Martins, J.C., Teixeira-Salmela,
386 L.F., 2013. Dynamometry for the assessment of grip, pinch, and trunk strength in subjects
387 with chronic stroke: reliability and various sources of outcome values. *Int J Phys Med*
388 *Rehabil.* <http://dx.doi.org/10.4172/2329-9096.1000168>.
- 389 Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., Campanini, I., (2008). Quantitative analysis of sit to
390 stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic
391 adults. *Gait Posture.* 28, 80-85.
- 392 Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S., Ewins, D., 2004. Assessment and validation of a
393 simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture.* 20(3),
394 266-272.

- 395 Giles, M.F., Bothwell, P.M., 2008. Measuring the prevalence of stroke. *Neuroepidemiology*.
 396 30(4), 205-206.
- 397 Go, A.S., Mozaffarina, D., Roger, V.L., Benjamin, E.J., Berry, J.D., American Heart
 398 Association Statistics Committee, *et al.* 2013 Executive summary: heart disease and stroke
 399 statistics 2013 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 127(1),
 400 143-152.
- 401 Guzmán, R.A., Prado, H.E., Melián, H.P., Cordier, B., 2009. Differences in the *momentum*
 402 development during transfers sit to stand between fall and no fall elderly. *Rev Esp Geriatr*
 403 *Gerontol*. 44(4), 200-204.
- 404 Janssen, W.G.M., Bussmann, H.B.J., Stam, H.J., 2002. Determinants of sit-to-stand
 405 movement: a review. *Phys Ther*. 82(9), 866-879.
- 406 Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., Teixeira-Salmela, L.F., 2008. Interactions between foot
 407 placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off
 408 during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*.
 409 40(3), 200-207.
- 410 Likhi. M., Jidesh, V.V., Kanagaraj, R., George, J.K., 2013. Does trunk, arm, or leg control
 411 correlate best with overall function in stroke subjects? *Top Stroke Rehabil*. 20, 62-67.
- 412 Lomaglio, M.J., Eng, J.J., 2005. Muscle strenght and weight-bearing symmetry relate to sit-
 413 to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*. 22, 126-131.
- 414 Maki, T., Quagliato, E.M.A.B., Cacho, E.W.A., Paz, L.P.S., Nascimento, N.H., Inoue,
 415 M.M.E.A., *et al.* 2006. Reliability study on the application of the Fugl-Meyer Scale in Brazil.
 416 *Braz J Phys Ther*. 10(2), 177-183.
- 417 Mazzà, C., Stanhope, S.J., Taviani, A., Cappozzo, A., 2006. Biomechanic modeling of sit-to-
 418 stand to uprihgt posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Arch Phys*
 419 *Med Rehabil*. 87(5), 635-641.

- 420 Mong, Y., Teo, T.W., Ng, S.S., 2010. 5-repetition sit-to-stand in subjects with chronic stroke:
421 reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 91(3), 407-413.
- 422 Munro, B., 2005. *Statistical methods for health care research*, sixth ed. Lippincott Williams &
423 Wilkins, Philadelphia.
- 424 Portney, L.G., Watkins, M.P., 2009. *Foundations of clinical research: applications to practice*,
425 third ed. Prentice Hall, New Jersey.
- 426 Qualisys track manager, 2012. Qualisys track manager – user manual. Sweden, Qualisys AB.
- 427 Scarborough, D.M., McGibbon, C.A., Krebs, D.E., 2007. Chair rise strategies in older adults
428 with functional limitations. *J Rehabil Res Dev.* 44(1), 33-42.
- 429 Silva, P.F.S., Gusmão, A.M.F., Franco, J., Quintino, L.F., Faria, C.D.C.M., 2014a. Tests for
430 assessment sit-to-stand/stand-to-sit in post-stroke subjects: systematic review of the literature.
431 [in portuguese]. *Rev Terapia Manual*. Submitted.
- 432 Silva, P.F.S., Quintino, L.F., Franco, J., Faria, C.D.C.M., 2014b. Measurement properties and
433 feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological
434 disease: a systematic review [in portuguese]. *Braz J Phys Ther.* (Epub ahead of print).
- 435 Verheyden, G., Kersten, P., 2010. Investigating the validity of the Trunk Impairment Scale
436 (TIS) using Rasch analysis: the TIS 2.0. *Disabil Rehabil.* 32(25), 2127-2137.



Figure 1. Positioning of anatomical and reference landmarks for the data collection with the motion analysis system.

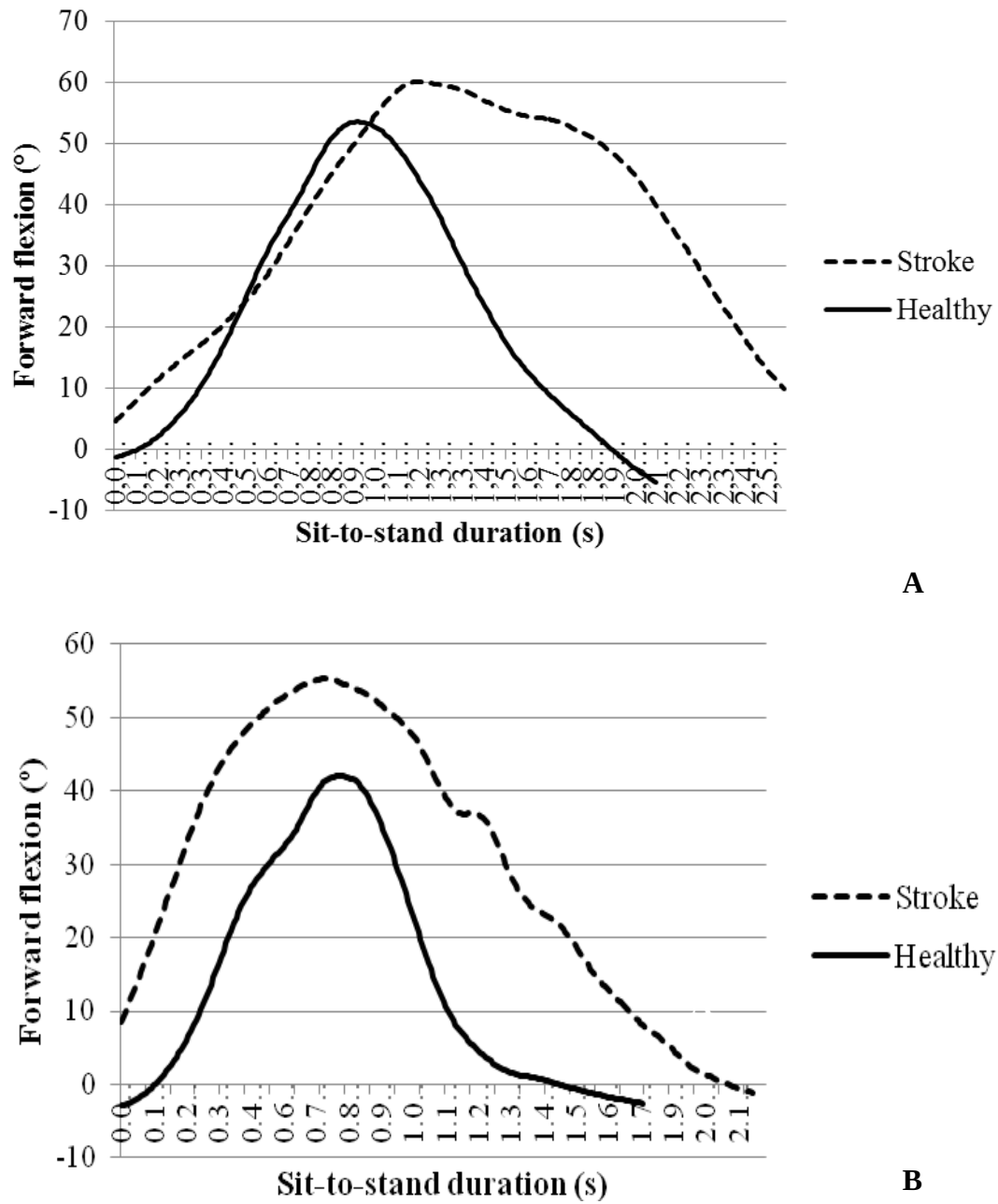


Figure 2. Trunk forward flexion during sit-to-stand movement performed by a post-stroke and a matched healthy subject. A: self-selected speed, B: fast speed, °: degree, s: second.

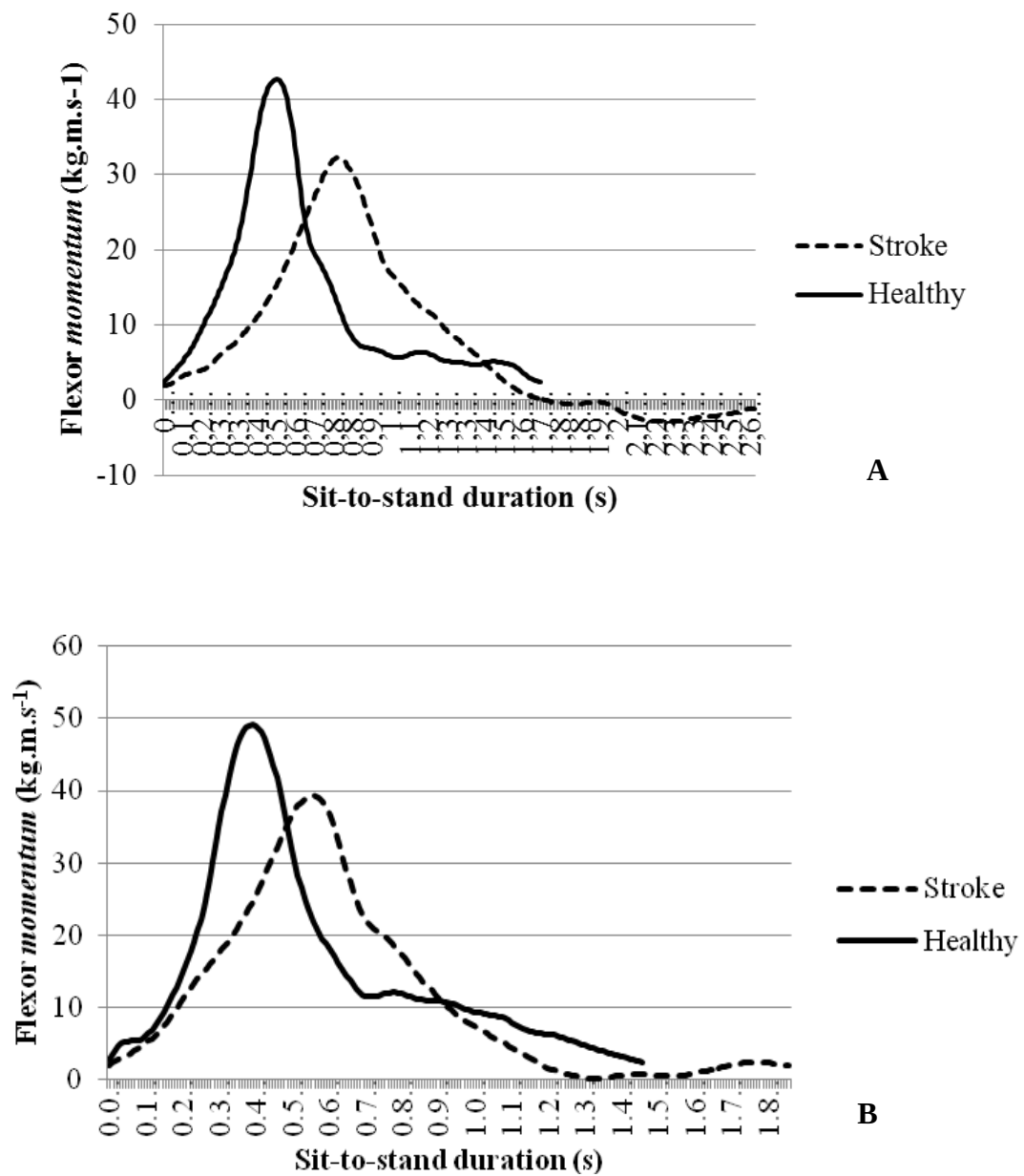


Figure 3. Trunk flexor *momentum* during sit-to-stand movement performed by a post-stroke and matched healthy subject. A: self-selected speed, B: fast speed, kg.m.s⁻¹: kilogram per meter per second, s: second.

Table 1: Descriptive data of the demographic and clinical characteristics and statistical results of the comparisons between post-stroke (n=18) and matched healthy subjects (n=18)

VARIABLE	Stroke	Healthy	<i>p-value</i>
Age (years), mean (SD)	59.78 (9.94)	59.67 (9.67)	0.11
Sex (M/F), n	13/5	13/5	1.0
Body mass (Kg), mean (SD)	71.40 (11.62)	76.81 (12.28)	0.18
Height (m), mean (SD)	1.65 (0.06)	1.67 (0.10)	0.49
Body mass index (kg/m ²), mean (SD)	26.08 (3.38)	27.45 (3.35)	0.23
Physical activity level (n)			
Vigorous active/Moderate active/Insufficient/Inactive	(4)/(1)/(5)/(8)	(5)/(0)/(7)/(6)	0.49
Trunk Impairment Scale, median (ID)	16.50 (6)	23 (2)	0.00
Time since the onset of stroke (months), mean (SD)	144.75 (73.47)	—	—
Paretic side (Right), n	11	—	—
Fugl-Meyer (score), median (ID)	80 (22)	—	—

SD: standard deviation, M: male, F: female, ID: interquartile difference; R: right.

Table 2: Descriptive statistic (mean (SD)) of laboratory STS performance variables and trunk kinematics in self-selected and fast speeds and statistical results of the comparisons between post-stroke (n=18) and matched healthy subjects (n=18)

VARIABLE	Stroke	Healthy	<i>p</i>
Self-selected speed			
Total STS duration (s)	2.33 (0.85)	1.64 (0.30)	0.003*
Duration of Phases I and II (s)	1.01 (0.83) and 1.32 (0.31)	0.68 (0.14) and 0.96 (0.23)	0.10 and <0.001*
Maximum trunk forward flexion (°)	47.79 (9.72)	42.63 (6.54)	0.08
Peak trunk flexor <i>momentum</i> (kg.m/s)	27.48 (7.69)	32.06 (6.04)	<0.001*
Instant of peak trunk flexor <i>momentum</i> (%)	33.18 (11.56)	35.83 (4.93)	0.38
Fast speed			
Total STS duration (s)	1.78 (0.38)	1.43 (0.13)	0.001*
Duration of Phases I and II (s)	0.71 (0.37) and 1.07 (0.24)	0.49 (0.06) and 0.93 (0.12)	0.02* and <0.001*
Maximum trunk forward flexion (°)	43.59 (10.42)	37.40 (5.93)	0.04*
Peak trunk flexor <i>momentum</i> (kg.m/s)	31.34 (8.27)	39.44 (7.59)	0.004*
Instant of peak trunk flexor <i>momentum</i> (%)	32.09 (7.97)	30.43 (4.51)	0.45

n: number of subjects, SD: standard deviation, *p*: *p*-value for comparison between groups with independent t-test, STS: sit-to-stand, s: second, *: $p < 0.05$, Phase I: first phase of sit-to-stand, Phase II: second phase of sit-to-stand, °: degree, kg.m/s: kilogram per meter per second, %: percentage of sit-to-stand movement.

Table 3: Pearson correlation coefficients (r) between the clinical and laboratory STS performance measurements at self-selected and fast speeds and sagittal plane trunk kinematics variables in post-stroke and matched healthy subjects (n=36)

VARIABLE	5REPT	Total STS duration	Duration of Phase I
Self-selected speed			
Maximum trunk forward flexion (°)	0.42*	0.37*	0.28
Peak trunk flexor <i>momentum</i> (kg.m/s)	-0.62*	-0.60*	-0.58*
Fast speed			
Maximum trunk forward flexion (°)	0.53*	0.54*	0.51*
Peak trunk flexor <i>momentum</i> (kg.m/s)	-0.67*	-0.59*	-0.71*

n: number of subjects, 5REPT: five-repetition sit-to-stand test, STS: sit-to-stand, r : pearson correlation coefficient, Phase I: first phase of sit-to-stand, °: degree, *: $p < 0.05$ for pearson correlation, kg.m/s: kilogram per meter per second.

4 ARTIGO II

Relationships between sit-to-stand movement and measures of trunk strength in stroke and healthy subjects

Authors: Paula Fernanda de Sousa Silva, P.T.¹; Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, Ph.D.²; Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.²; Amanda Gusmão³; Juliane Franco³; Juliana Braga Moura⁴

Affiliations:

¹ Physical Therapist, Master Science Student, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, Brazil.

² Professor, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, Brazil.

³ Undergraduate Student, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

⁴ Physical Therapist

Correspondence:

Prof. Christina DCM Faria, Ph.D.

Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais

Avenida Antônio Carlos, 6627 – Campus Pampulha, Belo Horizonte – Minas Gerais – Brazil. CEP 31270-901, Phone/Fax: 55 (31) 3409 4783, Phone: 55/31/3409.4783

E-mail: cdcmf@ufmg.br; chrismoraisf@yahoo.com.

Disclosures:

Funded by Brazilian Government Funding Agencies (CAPES, CNPq, FAPEMIG, and PRPq/UFMG). Financial disclosure statements have been obtained, and no conflicts of interest have been reported by the authors or by any individuals in control of the content of this article. All authors disclose that they have no conflicts of interest related to the research or the present manuscript, and the research, manuscript, or abstract have not been previously presented.

**Relationships between sit-to-stand movement and measures of trunk strength
in stroke and healthy subjects**

ABSTRACT

Objective: To compare the sit-to-stand (STS) movement and trunk muscular performance between stroke and matched healthy subjects and to investigate if there were correlations between the STS movement and measures of trunk strength.

Design: Cross-sectional study with 18 stroke and 18 matched healthy subjects. The STS performance was evaluated by the scores achieved during the five-repetition sit-to-stand test and the total STS duration, as well as the duration of Phases I and II, at both self-selected and fast speeds (motion analysis system). The trunk muscular performance was assessed by the isokinetic concentric peak torque and total normalized work at speed of 60°/s.

Results: Stroke subjects showed poorer STS performance ($p \leq 0.022$), except for the duration of Phase I at self-selected speeds, as well as decreased performance of the trunk muscles ($p \leq 0.001$). Significant and negative correlations were found between the STS and trunk strength variables ($p \leq 0.022$), which were classified as low ($-0.38 \leq r \leq -0.49$) or moderate ($-0.50 \leq r \leq -0.63$).

Conclusions: In general, the poorer STS performance observed in stroke subjects was related to the decreased performance of the trunk muscles.

Key Words: Stroke, Torso, Muscle Strength, Daily-Living Activities, Task Performance.

INTRODUCTION

Stroke has been considered a global public health issue, due to its high incidence and prevalence worldwide, which results in disability.¹ Motor impairments of the trunk are often observed among stroke subjects,² who also commonly have limitations in performing routine activities in all post-injury stages.³ One of the most affected activities is the sit-to-stand (STS) movement,^{4,5} which is considered essential for mobility in upright position, as well as for carrying out other functional activities, such as gait and reaching.² Limitations in performing STS movement are, therefore, the most important disabilities in stroke subjects.⁴

The trunk segment is considered an important determinant of the STS movement.⁶ This segment is a reference for the biomechanical characterization of this movement in two main phases.⁵ The first phase (Phase I) is characterized by the trunk forward flexion, resulting from muscular contractions, mostly concentric.⁶ As a consequence of the trunk's movement in this phase, there is a forward transposition of the body's center of mass.⁶ The second phase (Phase II) is characterized by the trunk extension by means of muscular contractions, which are predominantly concentric.⁶ As a consequence, there is a vertical-upper transposition of the body's mass center.⁶

There is evidence of poorer STS performance in stroke, when compared to matched healthy subjects, which is characterized by longer total STS duration and phases.^{4,5} Furthermore, there is also evidence that stroke subjects demonstrate lower average body center of mass velocity during the STS performed at self-selected speeds, as compared to matched healthy subjects.⁷ Within this context, stroke subjects have difficulties in generating and maintaining the trunk's center of mass velocity during the STS, which may be associated with impairments of the trunk structure and function, some of them already reported.³ In older adults with functional limitations, it has been suggested that limitations in STS movement could be, in part, due to the lower performance of the trunk flexor and extensor muscles.⁸ However, studies which directly investigated possible relationships between the STS movement and measures of performance of the trunk muscles were not found.

In stroke subjects, trunk impairments have been reported in all post-injury stages, such as deficits in postural control during sitting and standing positions;² lower capacity of muscular recruitment;^{2,3} difficulties in modifying muscular actions²; and lower muscular performance.^{3,9-12}

Specifically, regarding the performance of the trunk muscles, some comparisons between stroke subjects at various post-injury phases and matched healthy subjects were already described: During the acute phases, there were found similar isometric peak torque values of the trunk flexor/extensors,³ and during the chronic phases, lower values of isometric peak force of the trunk flexor/extensors (assessed by the modified sphygmomanometer test¹¹ and hand-held dynamometer),¹⁰ isokinetic concentric peak torque and work of the lateral trunk rotators;¹² and, in both phases, acute³ and chronic,⁹ lower isokinetic values of concentric peak torque for the trunk flexor/extensor muscles. There is also evidence of significant correlations between the isokinetic concentric peak torque of the trunk flexor/extensors in acute post-stroke subjects with the Berg Balance Scale score, Functional Independence Measure total scores (positive and low correlations) and the FIM motor section score (positive and moderate correlations).³ Furthermore, the isometric peak force of the trunk flexor/extensors (hand-held dynamometer) in chronic post-stroke subjects also showed significant correlations with the Trunk Control Test score (positive and from moderate to high correlations).¹⁰

Considering the theoretical role of the trunk flexor/extensor muscles during STS movement,⁶ it is important to characterize their performances using other parameters, such as total work. This variable is defined as the torque generated by a segment throughout its displacement and it, therefore, refers to the amount of energy spent by this segment to make a specific movement.¹³ This variable is considered more and adequate to refer to muscular performance, since it is more comprehensive and reflects not only the capacity of generating force, but also the maintenance of this force under a specific range of motion.¹³ For example, in subjects with Parkinson's disease, the total normalized work was selected to better describe trunk muscular performance and showed significant, positive, and low correlations with health-related quality of life (Parkinson's Disease Questionnaire) and with the ability to perform daily activities, considering speed and independence (negative and low correlations).¹⁴

Since trunk muscle performance, considering variables such as concentric peak torque, are impaired in post-stroke subjects,^{3,11} who also demonstrate greater limitations in the STS movement compared to matched healthy subjects,⁵ it is possible that these limitations are related to poor trunk muscle performance. Therefore, the objectives of the present study were: a) to compare the STS

movement and the performance of the trunk muscles (concentric peak torque and total normalized work) between stroke and matched healthy subjects; and b) to investigate if there were significant correlations between measures of STS movement and trunk muscular performance.

MATERIALS AND METHODS

Participants

Stroke subjects were recruited from the general community and by contacting physical therapists and screening out-patient clinics at university hospitals in [*the city and country names will be included in the final version*]. Subjects with stroke were screened to ensure they had at least six months after the onset of the stroke; were ≥ 20 years of age; had residual weakness and/or increased tonus of the paretic side;^{15,16} and were able to perform all the required tests and measurements.¹⁷ Subjects with cognitive deficits, identified by the Mini-Mental Status Examination, considering education-specific reference values, as recommended by Bertolucci *et al.* (1994) (illiterate, 13; elementary and middle, 18; and high, 26),⁸ and with associated diseases or histories of surgeries that could compromise the tests, were excluded.

Matched healthy subjects, paired by age, gender, body mass index, and physical activity levels,¹⁹ were recruited from the general community and screened to ensure they were able to perform all the required tests and measurements. Those with cognitive deficits,⁸ associated diseases or histories of surgeries that could interfere with the tests, were also excluded.

This cross-sectional study was approved by the University research ethical review board and all participants provided written consent, prior to data collection.

Measurements

All data were collected by trained physical therapists, always with the same examiner collecting a specific outcome. Initially, the subjects were assessed regarding the eligibility criteria and their clinical and demographic characteristics, such as age, gender, body mass, body mass index, physical activity levels,¹⁹ trunk impairment levels (Trunk Impairment Scale),² and degrees of motor impairments (Fugl-Meyer motor assessment, just for the stroke subjects).

The STS movement was characterized by two groups of variables: clinical and laboratory. For clinical characterization, the five-repetition sit-to-stand test^{20,21} was employed. For laboratory characterization, temporal variables (total and STS phase durations), obtained from the motion analysis system were used. The motion analysis system consisted of six Qualysis ProReflex cameras (Qualysis Medical® AB, 411 12 Gothenburg, Sweden), a pressure sensor (Honeywell TruStability®, Morristown, USA), and a digital video camera (Sony®).²² The performance of the trunk flexor/extensor muscles was determined by isokinetic concentric measures (Biodex Medical Systems®, New York, USA) at speeds of 60°/s.

Procedures

Sit-To-Stand - Clinical Assessment

For the five-repetition sit-to-stand test, the subjects wore their usual footwear, and were positioned on a chair without arm-rests,^{20,21} with its height adjusted to 100% of their legs length (from the lateral tibial condyle to the ground),⁸ and at 75% of their thigh length (from the greater trochanter of the femur to the lateral femoral condyle).²² They were instructed to keep their upper limbs crossed over the trunk and their feet at about the same position (FIGURE 1).^{20,21} After familiarization, they performed the test three times, following standardized verbal commands.²¹ The timing began after the examiner's command, and stopped once the subject's back touched the backrest. A 1-minute rest interval was allowed between trials.²¹

Sit-To-Stand - Laboratory Assessment

Initially, the Qualysis Proreflex® cameras were calibrated with the Qualysis Track Manager software (Qualysis Medical® AB, 411 12 Gothenburg, Sweden),²³ and the pressure sensor was positioned at the same chair previously used, approximately in the middle portion of the subject's buttocks.²⁴ The digital camera (Sony®) was positioned on the left side of the subjects, at a distance that allowed capturing their complete standing figures.²²

Four anatomical landmarks were placed to define the following body segments: trunk (acromium and iliac crests), pelvis (iliac crests and greater trochanters), thighs (greater trochanters and lateral and medial femoral condyles),¹⁷ shanks (tibial condyles and lateral and medial malleoli),⁸ and feet (lateral and medial portions of the calcaneum and heads of the first and fifth metatarsus).¹⁷ Then,

at least three reference landmarks were placed to track the same body segments: trunk (sternal region), pelvis (below the medial portion of the right iliac crest), thighs (anterior region of the distal third), shanks (anterior region of the distal third),²⁵ and feet¹⁷ (first finger distal phalange and heads of the first and fifth metatarsus projected on the shoe) (FIGURE 2).

The same chair adjustments and upper limb and foot positions previously described were used.⁶ The speeds of the STS movement (self-selected or fast) were randomly determined by simple randomization procedures with sealed envelopes. After familiarization, the subjects performed five trials of the STS at both speeds, under standardized verbal commands. After 10 seconds in the standing position, they were asked to sit down and there was a rest period of up to one minute between the trials and also between the tested speeds.⁶

Trunk Muscular Performance

For the assessment of muscular performance, blood pressure was monitored before and after the test procedures, to assure the subjects' hemodynamic stability.¹³ For the stroke subjects, this measurement was also performed during the testing procedures as criteria to continue data collection. Individuals were positioned on the trunk module of the isokinetic dynamometer (Biodex®), with the rotation axis located in the intersection point between the middle axillary line and the lumbosacral junction. The seat belt was placed on the subjects' thorax, abdomen and thighs for stabilization purposes, and their feet were positioned in the module's rests so that their thighs were completely lying on the equipment's seat (FIGURE 3).³ A range of motion of 65° was determined,³ from 15° extension³ to 50° of trunk flexion.¹⁴ After familiarization (four sub-maximum concentric contractions), three trials of three maximum concentric contractions at speeds of 60°/s were performed.³ During the test, the subjects were verbally encouraged by the same examiner through standard verbal commands: "stronger, faster".^{3,9}

Data Processing

The means of three trials of the five-repetition sit-to-stand test was used as a clinical measurement of STS movement.^{20,21} The digital videos were analyzed to select three out of five trials performed at close speeds, with minor foot movements. The data provided by the motion analysis system were processed with the Qualisys Track Manager 1.9.254 – QTM software and then, exported

to the Visual3D™ (C-Motion, Inc, Rockville, MD, USA) software, and low-pass filtered of 6 Hz (Butterworth) of fourth order.²³

The beginning of the STS movement was determined by the instant in which the linear velocity of the center of mass of the trunk exceeded 0.05 m/s, and ended when the speed returned to 0.05m/s and remained below this value for at least six frames.²⁶ The loss of contact with the seat (seat-off) was determined by the seat pressure sensor.²⁴ For each speed, the following temporal variables were obtained (in seconds): total STS duration (from the beginning to the end of the movement), Phase I (from the beginning to seat-off) and Phase II (from seat-off to the end of the STS).⁵

The following variables provided by the isokinetic report were used as measurements of performance of the trunk muscles: concentric peak torque and total normalized work to trunk mass at test speeds of 60°/s.¹³ These variables were extracted from the trials in which the coefficient of variation was less than twice the value obtained for the same measurements among young subjects, that is, less than 25%.²⁷

Statistical Analyses

Descriptive statistics and tests for normality were performed for all measures. To verify if healthy and stroke subjects were correctly matched, independent t-tests, Chi-Square, Mann–Whitney-U, were employed.²⁸

The correlations between the variables related to the STS movement and performance of the trunk muscles were investigated for the total sample with the Pearson correlation coefficients.²⁸ When the correlation coefficients reached significance, the strength of the correlations was classified as follows: 0.00-0.25, very low; 0.26-0.49, low; 0.50-0.69, moderate; 0.70-0.89, high; and 0.90-1.00, very high.²⁸

All analyses were performed with SPSS for Windows, version 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) ($\alpha= 5\%$).

RESULTS

Eighteen stroke subjects with a mean age of 59.78 (SD 9.94) years and a mean time since the onset of the stroke of 144.75 (SD 73.47) months and 18 matched healthy subjects with a mean age of

59.67 (SD 9.67) years participated, five women and 13 men in each group. The groups were similar regarding age ($p=0.11$), gender ($p=1.0$), body mass index ($p=0.23$), and physical activity levels ($p=0.49$). Eleven (61%) had hemiparesis on the right side. Furthermore, the stroke subjects showed lower scores at the Trunk Impairment Scale, as compared to the matched healthy subjects ($p=0.001$) (TABLE 1).

Sit-To-Stand: Clinical and Laboratory Assessment

Regarding the clinical assessment, the stroke subjects took longer time to perform the five-repetition sit-to-stand test (21.49 (SD 9.39) seconds), when compared to the matched healthy subjects (12.80 (SD 1.90) seconds) ($p<0.001$), indicating poorer STS performance. Regarding the laboratorial assessment, stroke subjects showed higher values for the total STS duration ($0.001\leq p\leq 0.003$), as well as for the duration of Phase II ($p<0.001$), when compared to the matched healthy subjects at both self-selected and fast speeds, indicating again poorer performance. Only at fast speeds, the stroke subjects showed higher values for the duration of Phase I ($p=0.022$) (TABLE 2).

Trunk Muscular Performance: Clinical and laboratory assessment

The stroke subjects showed lower values in all assessed parameters, when compared to the matched healthy subjects ($p\leq 0.001$) (TABLE 3).

Correlations Between Sit-To-Stand Movement and Performance of the Trunk Muscles

Significant correlations were verified between the STS movement (clinical and laboratory evaluations) and performance of trunk flexors ($p\leq 0.022$), except between the duration of Phase II at self-selected speeds and the peak torque and total normalized work and between the duration of Phase II at fast speeds and all muscular variables ($0.054\leq p\leq 0.489$). Considering the significant results, the correlations were classified as negative and low ($-0.34\leq r\leq -0.46$), except between the total STS duration at self-selected and fast speeds and the total normalized work ($-0.50\leq r\leq -0.52$), and between the scores of the five-repetition sit-to-stand test and all investigated variables ($-0.50\leq r\leq -0.56$), which were classified as moderate (TABLE 4).

Finally, significant correlations were found between clinical and laboratory measures of STS and the performance of trunk extensors ($p\leq 0.022$), except between the duration of Phase II at fast speeds and all investigated variables ($0.054\leq p\leq 0.569$). The correlations were negative and low (-

$0.38 \leq r \leq -0.47$) between the durations of Phases I and II and all muscular variables and moderate ($-0.50 \leq r \leq -0.63$) between the total STS duration at self-selected and fast speeds and the peak torque and the total work, and between the scores of the five-repetition sit-to-stand test and all muscular investigated variables (TABLE 4).

DISCUSSION

The purposes of the present study were to compare STS movement and performance of the trunk muscles between stroke and matched healthy subjects and to investigate if there were significant correlations between STS movement measures of performance of the trunk muscles. Stroke subjects demonstrated poorer clinical and laboratory STS performances, compared to matched healthy subjects (except for the duration of Phase I at self-selected speeds) and decreased performance of the trunk flexor/extensor muscles. In general, significant correlations between STS movement and measures of performance of the trunk muscles were observed.

Regarding the clinical-demographic characteristics, the sample of the present study was similar to studies which also investigated the STS movement and performance of the trunk muscles in stroke subjects: The majority was middle-aged to elderly men, with hemiparesis, at the chronic phases,⁵ and with evident motor impairments,³ as shown by their scores on the Fugl-Meyer Motor Assessment scale. In order to compare the groups regarding the main outcome variables, the clinical-demographical characteristics that could influence the STS²⁹ and measures of muscular performance¹³ were controlled, by pairing their ages, genders, body mass indices, and physical activity levels. The control of the potentially confounding factors was achieved, as observed in the results of the statistical analysis. As expected,² the trunk impairment showed by the stroke subjects was evidenced by their lower scores on the Trunk Impairment Scale, as compared to the matched healthy subjects.

Regarding the clinical STS assessment, the lowest scores obtained by the stroke, compared to the matched healthy subjects, were similar to those already reported in studies which also evaluated this population with the five-repetition sit-to-stand test.^{20,21} Regarding the laboratorial assessment at self-selected speeds, the obtained results were similar to those already reported for sub-acute and chronic stroke subjects⁵: higher values of both total duration and Phase II, compared to matched

healthy subjects. In the present study, similar values were found between the groups for the duration of Phase I at self-selected speeds, different from the results of a previous study with sub-acute and chronic stroke.⁵ A possible explanation for this difference could be the lower age group of the sample in the previous study (45.28 (SD 7.58))⁵, whereas in the present study, the subjects had about 60 years (59.78 (SD 9.94)). These differences between stroke and matched healthy subjects could, then, be more evident in younger than in older groups. No studies were found that reported the STS movement performance at fast speeds with stroke compared to matched healthy subjects. In the present study, greater values were found for the total STS duration and its phases among the stroke subjects, as compared to matched healthy ones. These results indicated that stroke subjects, when compared to matched healthy ones, demonstrated poorer STS performances, evaluated using clinical or laboratory outcomes.

As suggested for older adults with functional limitations,⁸ possibly compromised performance of the trunk flexor/extensor muscles of stroke subjects contribute at the same time for the longer duration of the STS as a whole, and consequently for their poorer performances. Such compromised muscular performance was verified in the present study and are discussed below.

Compared to the upper and lower limb impairments, the performance of the trunk muscles of stroke subjects has been commonly less investigated, probably because trunk weakness is not so evident.³ Nevertheless, all variables used to characterize this outcome in the present study were significantly lower in stroke subjects. These results illustrate and ratify^{3,9} the worse performance of the trunk muscles, compared to the matched healthy subjects.

Considering muscular performance of the trunk muscles, lower values were observed for the stroke subjects for all investigated parameters: peak torque at speeds of 60°/s (which had already been reported for post-stroke subjects in the chronic⁹ and acute phases),³ and the total normalized work, also at speed of 60°/s (an outcome that had not been investigated in this population so far). In contrast, it has been reported that stroke subjects during the chronic phases show a standard of compromised concentric muscular performance: muscular performance of trunk extensor muscles would be further affected than that of the flexor muscles, and therefore, the difference between the groups would be more evident for the extensor than for flexor muscles.⁹ The results of the present study found that t

stroke subjects had worse performance of both flexor and extensor muscles. This would be observed in situations where more strength is required (60°/s), and show the difficulties of stroke subjects to generate energy to carry out trunk flexion and extension.¹³ As potential causes of these deficits observed in stroke subjects, the motor sequels of the core injury are pointed out, as they make muscular recruitment harder, and lead to factors associated with disuse.^{3,9} These factors act simultaneously and since stroke subjects suffer direct effects of the core injury, they reduce the frequency of daily activities where the trunk represents the central axis of postural stabilization, such as the STS and gait.²

No studies were found which investigated potential correlations between clinical or laboratorial measurements of STS movement and measures of performance of the trunk muscles: isometric, concentric, or eccentric movements. Most correlations investigated in the present study between the STS and trunk muscular performance variables showed significant results, i.e., 71% of the concentric muscular performance of the trunk's flexor muscles were significant; 86% of the concentric muscular performance of the trunk's extensor muscles were significant. In addition, all significant correlations between the STS movement and measures of performance of the trunk muscles were negative, indicating that decreased peak torque and work of the trunk muscles were associated with higher time on the five-repetition sit-to-stand test and longer total STS duration and phases,. Therefore, the hypothesis that there were significant relationships between the STS movement and the performance of the trunk muscles was confirmed, and this has not been previously investigated.

It is also worthy to highlight that 100% of the significant correlations were observed between the clinical STS variables and all measures of muscular performance considered for the analysis. In addition, the magnitude of these correlations was classified as moderate. The clinical measurement of the STS movement evaluated this movement at the maximum allowable speed by means five continuous repetitions of STS.²¹ Therefore, to perform this test, the individuals probably needed to use more of their available biomechanical resources,²¹ such as trunk strength, which increased the importance of such resources to perform the movement. These results were similar to those already reported between clinical measures of balance based upon the Berg Balance Scale and the peak torque of the trunk flexor/extensor muscles in acute stroke subjects.³ Hence, the relevance of the five-

repetition sit-to-stand test is evident, for the identification of potential factors related to the STS performance with stroke subjects.²¹

Furthermore, 100% of the significant correlations between the total STS duration at both speeds and measures of muscular performance considered for the correlation analyses were classified as low or moderate. These results were similar to those already showed in a study that investigated correlations of wider constructs, such as quality of life and total normalized work in individual with the Parkinson's Disease.¹⁴ These correlations, classified as "low" or "moderate" may be justified by the fact that the STS movement is a multifactorial and multi-segmental task,²⁹ thus, may suffer the influence of other biomechanical factors related to the trunk postural control and balance or even of other segments, (such as the lower limbs) as already reported for elderly individuals with motor impairments.³⁰ With this population, the strength of the lower limb muscles was considered, along with the ability of the trunk to generate and transfer energy, as one of the major determining factors to execute the STS movement at fast speeds.³⁰ It is, hence, suggested that studies should be carried to investigate the relationships between combined factors and the STS movement, considering, not only the lower limbs associated to the trunk, but also other trunk structure and function impairments, not contemplated herein, which may also act as determining factors for STS execution, such as the trunk's postural control.

It is important to point out that 100% of the significant correlations between the STS Phase I duration at both self-selected and maximal speeds and measures of performance of the trunk flexor/extensor muscles were classified as low. On the other hand, only 25% of the correlations between the STS Phase II and strength measures were found only at self-selected speeds and were considered low. These results are partially in accordance with the theoretical assumptions related to the biomechanical participation of the trunk during the STS movement, which stated that, during Phase I, the trunk is responsible for the generation of energy used to start and maintain this activity by means of muscular activity of the flexor muscles.⁶ On the other hand, it seems, that in Phase I, there would be an active participation of the extensor muscles, by means of isometric or even eccentric contractions, (which was not investigated), for postural stabilization and movement control.⁶ Hence, the contribution of the trunk's muscles appears to be more important for the STS movement during

Phase I, than during Phase II. However, this hypothesis needs to be further investigated by future studies, as the low magnitude of the correlations indicated that the duration of the two STS phases was also influenced by other biomechanical factors, which may be related to the trunk, or otherwise.

The present study employed a cross-sectional and exploratory design and was a pioneer in its purposes, and therefore, the hypotheses that raised from the obtained results should be further investigated by future studies that may employ a more directional methodological design. Thus, for a better clarification of the participation of flexor/extensor muscles of the trunk in all different STS phases, the suggestion is to carry out studies to investigate other factors related to the trunk structure and function impairments in stroke subjects, such as eccentric muscular performance and postural stabilization, as well as the joint contribution of this segment with other segments, such as the lower limbs.

CONCLUSIONS

In general, stroke subjects demonstrated poorer clinical and laboratorial STS performances and decreased performance of the trunk muscles. The correlations between the STS movement and measures of performance of the trunk muscles were, in general, significant, negative, and of low or moderate magnitudes. Therefore, lower values of isokinetic measures of the trunk muscles, the worse the STS performances. These relationships deserve to be further investigated.

References

1. Go AS, Mozaffarina D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee, *et al*: Executive summary: heart disease and stroke statistics 2013 update: a report from the American Heart Association. *Circulation* 2013;127(1):143-52.
2. Verheyden G, Kersten P: Investigating the validity of the Trunk Impairment Scale (TIS) using Rasch analysis: the TIS 2.0. *Disabil Rehabil* 2010;32(25):2127-37.
3. Karatas M, Çetin N, Bayramoglu M, Dilek A: Trunk muscle strenght in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *Am J Phys Med Rehabilitation* 2004;83:81-7.
4. Lomaglio MJ, Eng JJ: Muscle strenght and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture* 2005;22:126-31.
5. Galli M, Cimolin V, Crivellini M, Campanini I: Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture* 2008;28:80-85.
6. Dubost V, Beauchet O, Manckoundia P, Herrmann F, Mourey F: Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. *Phys Ther* 2005;85(5):404-12.
7. 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.
8. Scarborough DM, McGibbon CA, Krebs DE: Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *J Rehabil Res Dev* 2007;44(1):33-42.
9. Tanaka S, Hachisuka K, Ogata H: Muscle strength of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabilitation* 1998;77(4):288-90.
10. Bohannon RW: Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *Int J Rehabilitation Res* 1995;18:162-7.
11. Faria, CDCM, Aguiar LT, Lara EM, Souza LAC, Martins JC, Teixeira-Salmela, LF. Dynamometry for the assessment of grip, pinch, and trunk strength in subjects with chronic stroke:

reliability and various sources of outcome values. *Int J Phys Med Rehabil*, 2013;<http://dx.doi.org/10.4172/2329-9096.1000168>.

12. Tanaka S, Hachisuka K, Ogata H: Trunk rotatory muscle performance in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabilitation* 1997;76(5):366-9.

13. Dvir Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*, [in Portuguese] first ed. Barueri, Manole, 2001.

14. Cano-de-la-Cuerda R, Vela-Desojo L, Miangolarra-Page JC, Macías-Macías Y, Muñoz-Hellín, E: Axial rigidity and quality of life in patients with Parkinson's disease: a preliminary study. *Qual Life Res* 2011;20:817-23.

15. Blackburn M, Van Vilet P, Mockett SP: Realibity of measures obtained with the Modified Ashworth Scale in the lower extremities of people with stroke. *Phys Ther* 2002;82:25-34.

16. Bohannon RW: Muscle strenght and muscle training after stroke. *J Rehabil Med* 2007;39:14-20.

17. Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Teixeira-Salmela LF: Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med* 2008;40(3):200-07.

18. Bertolucci PHF, Brucki SMD, Campacci SR, Juliano Y: The mini-mental state examination in an outpatient populations influence of literacy. *Arq Neuropsiquiatr* 1994;52(1):1-7.

19. Center for Disease Control and Prevention: Physical activity trends - United States, 1990-1998. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep* 2001;50:166-69.

20. Silva PFS, Quintino LF, Franco J, Faria CDCM: Measurement properties and feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological disease: a systematic review [in portuguese]. *Braz J Phys Ther* 2014: [Epub ahead of print].

21. Mong Y, Teo TW, Ng SS: 5-repetition sit-to-stand in subjects with chronic stoke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91(3):407-13.

22. Bahrami F, Riener R, Jabedar-Maralani P, Schmidt G: Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clin Biomech* 2000;15(2):123-33.

23. Qualisys track manager, 2012. Qualisys track manager – user manual. Sweden, Qualisys AB

24. Camargos ACR, Goulart FRP, Teixeira-Salmela LF: The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(2):314-19.
25. Brujin SM, Meijer OG, Dieën JH, Kingma I, Lamoth CJC: Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular *momentum*. *Gait Posture* 2008;27(3):455-62.
26. Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D: Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture* 2004;20(3):266-72.
27. Madsen OR: Trunk extensor and flexor strength measured by the cybex 6000 dynamometer. *Spine* 1996;21(23):2770-6.
28. Munro B: *Statistical methods for health care research*, sixth ed. Philadelphia, Wolters Kluwer Health, 2005, pp 239-58.
29. Janssen WGM, Bussmann HBJ, Stam HJ: Determinants of sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther* 2002;82(9):866-79.
30. Bernardi M, Rosponi A, Castellano V, Rodio A, Trallesi M, Delussu AS, *et al*: Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14(3):401-10.

Figure legends:

FIGURE 1. Positioning of the subject for the performance of the five-repetition sit-to-stand test

FIGURE 2. Positioning of the anatomical and reference landmarks for the data collection with the motion analysis system.

FIGURE 3. Positioning of the subject on the trunk module of the Biodex® isokinetic dynamometer.







TABLE 1 Demographic and clinical characteristics of the participants and the statistical results of the comparisons between the stroke (n=18) and matched healthy subjects (n=18)

VARIABLE	Stroke	Healthy	<i>p</i> -value
Age (years), mean (SD)	59.78 (9.98)	59.67 (9.67)	0.11
Sex (M/F), n	13/5	13/5	1.0
Body mass (Kg), mean (SD)	71.40 (11.62)	76.81 (12.28)	0.18
Height (m), mean (SD)	1.65 (0.06)	1.67 (0.10)	0.49
Body mass index (kg/m ²) , mean (SD)	26.08 (3.38)	27.45 (3.35)	0.23
Physical activity levels (n)			
Vigorous active/Moderate active/Insufficient/Inactive	(4)/(1)/(5)/(8)	(5)/(0)/(7)/(6)	0.49
Trunk impairment scale, median (IQ)	16.50 (6)	23 (2)	0.001
Time since the onset of stroke (months, mean (SD))	144.75 (73.47)	–	–
Paretic side (Right), n	11	–	–
Fugl-Meyer (score), median (IQ)	80 (22)	–	–

SD: standard deviation; M: male; F: female; IQ: interquartile difference.

TABLE 2 Means (SD) of the clinical and laboratory sit-to-stand variables and the statistical results of the comparisons between the stroke (n=18) and matched healthy subjects (n=18)

VARIABLE	Stroke	Healthy	<i>p</i>-value
Clinical assessment			
Five-repetition sit-to-stand test	21.49 (9.39)	12.80 (1.90)	<0.001*
Laboratory assessment			
Self-selected speed			
Total STS duration (s)	2.33 (0.85)	1.64 (0.30)	0.003*
Phase I duration (s)	1.01 (0.83)	0.68 (0.14)	0.098
Phase II duration (s)	1.32 (0.31)	0.96 (0.23)	<0.001*
Fast speed			
Total STS duration (s)	1.78 (0.38)	1.43 (0.13)	0.001*
Phase I duration (s)	0.71 (0.37)	0.49 (0.06)	0.022*
Phase II duration (s)	1.07 (0.24)	0.93 (0.12)	<0.001*

SD: standard deviation STS: sit-to-stand; *: significant differences

TABLE 3 Mean (SD) of the isokinetic performance of the trunk muscles at speeds of 60°/s and the statistical results of the comparisons between the stroke (n=18) and matched healthy subjects (n=18)

Muscular performance	Stroke	Healthy	<i>p</i>-value
Trunk flexor			
Peak torque (Nm)	152.81 (16.19)	252.08 (88.86)	0.001*
Total normalized work (J/kg)	8.76 (1.10)	15.69 (3.92)	<0.001*
Trunk extensors			
Peak torque (Nm)	83.62 (33.54)	153.98 (49.22)	<0.001*
Total normalized work (J/kg)	4.21(1.62)	8.18 (2.08)	<0.001*

SD: standard deviation; *p*-value: for comparison groups with independent t-tests; *: significant differences; Nm: Newton* meter; J/kg: joule per kilogram.

TABLE 4 Pearson correlation coefficients (*r*) between the sit-to-stand movement and measures of performance of the trunk flexor/extensor muscles at speeds of 60°/s in both stroke and matched healthy subjects (n=36)

STS movement	Flexor peak torque	Flexor total NM work	Extensor peak torque	Extensor total NM work
Clinical assessment				
Five-repetition sit-to-stand test	-0.56*	-0.52*	-0.62*	-0.63*
Laboratory assessment				
Self-selected speed				
Total STS duration	-0.45*	-0.50*	-0.50*	-0.51*
Phase I duration	-0.38*	-0.42*	-0.38*	-0.40*
Phase II duration	-0.28	-0.32	-0.41*	-0.39*
Fast speed				
Total STS duration	-0.42*	-0.52*	-0.50*	-0.49*
Phase I duration	-0.41*	-0.46*	-0.47*	-0.44*
Phase II duration	-0.12	-0.21	-0.18	-0.20

STS: sit-to-stand; °/s: degrees per second; NM: normalized to trunk mass; *: significant correlations

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo objetivou comparar o desempenho no ST-DP, as características cinemáticas do tronco no plano sagital durante o ST-DP e o desempenho muscular do tronco entre indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados; e investigar se havia relação entre o desempenho no ST-DP e as características cinemáticas e o desempenho muscular do tronco nestes indivíduos. De um modo geral, indivíduos pós-AVE apresentaram pior desempenho clínico e laboratorial no ST-DP, alterações cinemáticas do tronco no plano sagital durante o ST-DP e pior desempenho muscular do tronco em relação a indivíduos saudáveis pareados. Ainda de uma forma geral, foram encontradas correlações significativas entre as medidas clínica e laboratoriais de desempenho no ST-DP e: a máxima flexão anterior do tronco (correlações positivas e moderadas), o pico do *momentum* flexor do tronco (correlações negativas e moderadas) e o desempenho muscular do tronco (correlações negativas baixas ou moderadas) em indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados.

Os resultados significativos das comparações entre grupos e das correlações investigadas sugerem que: o tempo maior necessário para indivíduos pós-AVE realizarem a atividade de ST-DP em relação a indivíduos saudáveis pareados pode ser influenciado pela sua menor capacidade de gerar e transferir energia para realização desta atividade e pelo seu pior desempenho muscular do tronco. Por outro lado, a magnitude baixa e moderada das correlações significativas encontradas entre as medidas de desempenho no ST-DP e as variáveis cinemáticas e de desempenho muscular do tronco consideradas para análise de correlação sugerem que: o segmento tronco também apresenta influência no desempenho do ST-DP, assim como outros fatores biomecânicos, os quais podem ou não ser relacionados ao tronco.

Portanto, características do segmento tronco, ou mais especificamente o seu *momentum* flexor e desempenho muscular, de indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados, devem ser consideradas na análise e tomada de decisões clínicas relacionadas ao desempenho no ST-DP nestes indivíduos. Os direcionamentos apontados pelo presente estudo sinalizam questões importantes para a reabilitação desta atividade em indivíduos pós-AVE: deficiências em estruturas e funções do tronco (como as relacionadas ao desempenho muscular) podem influenciar na

geração e transferência do *momentum* flexor do tronco na realização do ST-DP nestes indivíduos.

Ressalta-se, porém, que o presente estudo é de caráter exploratório e pioneiro quanto aos objetivos propostos e, por este motivo, seus resultados precisam ser melhor explorados por futuros estudos, principalmente em se tratando do desempenho específico das duas fases do ST-DP. Sugere-se que sejam desenvolvidos estudos futuros com o objetivo de investigar outros possíveis fatores de influência sobre o desempenho no ST-DP na população pós-AVE: outras deficiências em estruturas e funções do tronco (controle postural) ou até mesmo variáveis relacionadas a outros segmentos (desempenho muscular de membros inferiores) investigados juntamente com o tronco. Finalmente, estudos mais direcionais, de caráter experimental, que abordem as variáveis investigadas, também devem ser desenvolvidos para um melhor estabelecimento das possíveis relações de causa e efeito que podem ser hipotetizadas a partir das associações obtidas no presente estudo.

Este estudo utilizou o modelo da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde para explorar questões relacionadas ao desempenho no ST-DP (componente de atividade da classificação) em indivíduos pós-AVE, considerando variáveis relacionadas ao componente de estruturas e funções corporais (no caso, a cinemática e desempenho muscular do tronco), em relação a indivíduos saudáveis pareados, bem como as relações entre estes componentes nestes indivíduos. Deste modo, os resultados do presente estudo acrescentam valor informativo aos estudos biomecânicos da área de “Desempenho motor e funcional humano” na população pós-AVE, tendo como base o referencial teórico desta classificação, como proposto pelo programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG.

REFERÊNCIAS

- AQUINO, C. F. *et al.* A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e da reabilitação. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 15, n. 1, p. 93-100, 2007.
- BAHRAMI, F. *et al.* Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 15, n. 2, p. 123-133, 2000.
- BENINATO, M.; PORTNEY, L. G.; SULLIVAN, P. E. Using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a framework to examine the association between falls and clinical assessment tools in people with stroke. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 89, n. 8, p. 816-828, 2009.
- BERNARDI, M. *et al.* Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 14, n. 3, p. 401-410, 2004.
- BERTOLUCCI, P. H. F. *et al.* O mini-exame do estado mental em uma população geral. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, São Paulo, v. 52, n. 1, p. 1-7, 1994.
- BISHOP, M. *et al.* Changes in distal muscle timing may contribute to slowness during sit to stand in Parkinson's disease. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 112-117, 2005.
- BLACKBURN, M.; VAN VILET, P.; MOCKETT, S. P. Realibity of measures obtained with the Modified Ashworth Scale in the lower extremities of people with stroke. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 82, n. 1, p. 25-34, 2002.
- BOHANNON, R. W. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 78, n. 1, p. 26-32, 1997.
- BOHANNON, R. W. Recovery and correlates of trunk muscle strenght after stroke. **International Journal of Rehabilitation Research**, Heidelberg, v. 18, n. 2, p. 162-167, 1995.
- BRIÈRE, A. *et al.* Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. **Stroke**, Dallas, v. 41, n. 8, p. 1704-1708, 2010.
- BRUJIN, S. M. *et al.* Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular *momentum*. **Gait and Posture**, Oxford, v. 27, n. 3, p. 455-462, 2008.
- BRUNT, D. *et al.* The effect of foot placement on sit-to-stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 83, n. 7, p. 924-929, 2002.

BURNETT, D. R. *et al.* Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 21, n. 4, p. 610-615, 2011.

CACCIATORE, T. W. *et al.* Prolonged weight-shift and altered spinal coordination during sit-to-stand in practitioners of the Alexander Technique. **Gait and Posture**, Oxford, v. 34, n. 4, p. 1-6, 2011.

CAMARGOS, A. C. R.; GOULART, F. R. P.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 90, n. 2, p. 314-319, 2009.

CAMERON, D. M. *et al.* Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 18, n. 4, p. 332-340, 2003.

CANO-DE-LA-CUERDA R. *et al.* Axial rigidity and quality of life in patients with Parkinson's disease: a preliminary study. **Quality of Life Research**, Oxford, v. 20, n. 6, p. 817-823, 2011.

CAPPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background. **Gait and Posture**, Oxford, v. 21, n. 2, p. 186-196, 2005.

CARR, L. J.; HARRISON, L. M.; STEPHENS, J. A. Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. **The Journal of Physiology**, London, v. 475, n. 2, p. 217-227, 1994.

CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. Physical activity trends - United States, 1990-1998. **Morbidity and Mortality Weekly Report**, Atlanta, v. 50, n. 9, p. 166-169, 2001.

CHENG, P. T. *et al.* The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 79, n. 9, p. 1043-1046, 1998.

CHOU, S. W. *et al.* Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 82, n.1, p. 42-47, 2003.

DI MONACO, M. *et al.* The relationship between initial trunk control or postural balance and inpatient rehabilitation outcome after stroke: a prospective comparative study. **Clinical Rehabilitation**, London, v. 24, n. 6, p. 543-554, 2010.

DUBOST, V. *et al.* Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 85, n. 5, p. 404-412, 2005.

DUCLOS, C.; NADEAU, S.; LECOURS, J. Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, New York, v. 22, n. 6, p. 715-722, 2008.

DVIR, Z. **Isocinética**: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas. 1ª ed. Barueri: Manole, 2002.

FARIA, C. D. C. M.; SALIBA, V. A.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Musculoskeletal biomechanics in sit-to-stand and stand-to-sit with stroke subjects: a systematic review. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 23, n. 1, p. 35-52, 2010.

FARIA, C. D. C. M. *et al.* Dynamometry for the assessment of grip, pinch, and trunk strength in subjects with chronic stroke: reliability and various sources of outcome values. **International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, Los Angeles, <http://dx.doi.org/10.4172/2329-9096.1000168>, 2013.

FEIGIN, V. L. *et al.* Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: a systematic review. **Lancet Neurology**, London, v. 8, n. 4, p. 355-369, 2009.

FERRANTE, S. *et al.* Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strenght and the motor control of individuals with post-acute stroke. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, Torino, v. 44, n. 2, p. 159-167, 2008.

FLYNN, R. W.; MACWALTER, R. S.; DONEY, A. S. The cost of cerebral ischaemia. **Neuropharmacology**, Oxford, v. 55, n. 3, p. 256, 2008.

FRANÇA, J.; VASCONCELLOS, A. **Manual para normatização de publicações técnico-científicas**. 8ª ed. Belo Horizonte: UFMG, 2009.

FRANCO, J. *et al.* "Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira": impacto do uso de diferentes cadeiras com características físicas e ajustadas. In: XXII Semana de Iniciação Científica da UFMG, 2013, Belo Horizonte. **Anais da XXII Semana de Iniciação Científica da UFMG**. Belo Horizonte: 2012.

GALLI, M. *et al.* Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. **Gait and Posture**, Oxford, v. 28, n. 1, p. 80-85, 2008.

GHOUSSAYNI, S. *et al.* Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. **Gait and Posture**, Oxford, v. 20, n. 3, p. 266-272, 2004.

GILES, M. F.; BOTHWELL, P. M. Measuring the prevalence of stroke. **Neuroepidemiology**, Basel, v. 30, n. 4, p. 205-206, 2008.

GO, A. S. *et al.* Executive summary: heart disease and stroke statistics 2013 update: a report from the American Heart Association. **Circulation**, Dallas, v. 127, n. 1, p. 143-152, 2013.

GUZMÁN, R.A. *et al.* Diferencias en el desarrollo de *momentum* al levantarse desde una silla en adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes. **Revista Espanola de Geriatria y Gerontologia**, Madrid, v. 44, n. 4, p. 200-204, 2009.

HARRIS, J. E.; ENG, J. J. Paretic upper-limb strength best explains arm activity in people with stroke. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 87, n. 1, p. 88-97, 2007.

HAUSDORFF, J. M.; LADIN, Z.; WEI, J. Y. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 28, n.3, p. 347-351, 1995.

HESSE, S. *et al.* Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v. 30, n. 2, p. 81-86, 1998.

HIRSCHFELD, H.; THORSTEINSDOTTIR, M.; OLSSON, E. Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. **Journal of Neurophysiology**, Washington, v. 82, n. 6, p. 3029, 2009.

JANSSEN, W. G. M.; BUSSMANN, H. B. J.; STAM, H. J. Determinants of sit-to-stand movement: a review. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 82, n. 9, p. 866-879, 2002

JENG, S. F. *et al.* Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 70, n. 8, p. 511-520, 1990.

KARATAS, G. K.; GÖGÜS, F.; MERAY, J. Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. **American Journal of Physical Medicine Rehabilitation**, Baltimore, v. 81, n. 2, p. 79-85, 2002.

KARATAS, M. *et al.* Trunk muscle strenght in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. **American Journal of Physical Medicine Rehabilitation**, Baltimore, v. 83, n. 2, p. 81-87, 2004.

KHEMLANI, M. M.; CARR J. K.; CROSBIE, W. J. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 14, n. 4, p. 236-246, 1999.

LEARDINI, A. *et al.* Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 26, n. 6, p. 526-571, 2011.

LECOURS, J. *et al.* Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. **Journal of Rehabilitation and Medicine**, Stockholm, v. 40, n. 3, p. 200-207, 2008.

LEE, M. Y. *et al.* Comparasion of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v. 76, n. 5, p. 401-410, 1997.

LIMA, N. M. F. V. *et al.* Versão brasileira da Escala de Comprometimento do Tronco: um estudo de validade em sujeitos pós-acidente vascular encefálico. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 15, n. 3, p. 248-253, 2008.

LINDEMANN, U. *et al.* Measuring power during the sit-to-stand transfer. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 89, n. 5, p. 466-470, 2003

LOMAGLIO, M. J.; ENG, J. J. Muscle strenght and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. **Gait and Posture**, Oxford, v. 22, n. 2, p. 126-131, 2005.

MADSEN, O. R. Trunk extensor and flexor strength measured by the cybex 6000 dynamometer. **Spine**, Hagerstown, v. 21, n. 23, p. 2770-2776, 1996.

MAKI, T. *et al.* Reliability study on the application of the *Fugl-Meyer Scale* in Brazil. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, São Carlos, v.10, n.2, p.177-183, 2006.

MAZZÀ, C. *et al.* Biomechanic modeling of sit-to-stand to uprihgt posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 5, p. 635-641, 2006.

MILLINGTON, P. J.; MYKLEBUST; B. M.; SHAMBES G. M. Biomechanical analysis of sit-to-stand motion in elderly persons. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, Philadelphia, v. 73, n. 7, p. 609-617, 1992.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Implantando a linha de cuidado do acidente vascular cerebral - AVC - na rede de atenção às urgências**. Brasília, 2011. Disponível em: <portal.saude.gov.br/portal/.../pdf/linha_cuidado_avc_rede_urg_emer.pdf>. Acesso em: 11 de novembro de 2013.

MIURA, M. *et al.* Electrical stimulation of the abdomen preserves motor performance in the inactive elderly: a randomized controlled trial. **The Tohoku Journal of Experimental Medicine**, Sendai, v. 228, n. 2, p. 93-101, 2012.

MONG, Y.; TEO T. W.; NG S. S. 5-repetition sit-to-stand in subjects with chronic stoke: reliability and validity. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 91, n. 3, p. 407-413, 2010.

NEVES, P. P. *et al.* Profissionais de saúde que assistem pacientes com acidente vascular cerebral necessitam de informações especializadas. **Revista Neurociências**, São Paulo, v. 12, n. 4, p. 173-181, 2004.

NG, S. S. M. *et al.* Association of Seat Height and Arm Position on the Five Times Sit-to-Stand Test Times of Stroke Survivors. **BioMed Research International**, New York, Epud, 2013.

NIKFEKR, E. *et al.* Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. **Movement Disorders**, New York, v. 17, n. 2, p. 274-282, 2002.

NUZIK S. *et al.* Sit-to-stand movement pattern. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 66, n. 11, p. 1708-1713 1986.

PARDO, V. *et al.* Validity, reliability and minimum detectable change of the maximum step length test in people with stroke. **Journal of the neurological sciences**, Amsterdam, v. 15, n. 325, p. 74-78, 2013.

PARK, E. S. *et al.* The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. **Gait and Posture**, Oxford, v. 17, n. 1, p. 43-49, 2003.

PEREIRA, A. B. C. N. G. *et al.* Prevalência de acidente vascular cerebral em idosos no município de Vassouras, Rio de Janeiro, Brasil, através do rastreamento de dados do Programa Saúde da Família. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 25, n. 9, p. 1929-1936, 2009.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of clinical research: applications to practice**. 3ª ed. New Jersey: Prentice-Hall, 2009.

QUALISYS TRACK MANAGER. **Qualisys track manager: user manual**. Gothenburg, 2012.

RILEY, P. *et al.* Mechanics of a constrained chair-rise. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 77-85, 1991.

ROY, G. *et al.* The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 21, n. 6, p. 585-593, 2006.

SCARBOROUGH, D. M.; MCGIBBON, C. A.; KREBS, D. E. Chair rise strategies in older adults with functional limitations. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, Baltimore, v. 44, n. 1, p. 33-42, 2007.

SCHENKMAN, M. *et al.* Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 70, n. 10, p. 638-648, 1990.

SILVA, P. F. S. *et al.* Propriedades de medida e de aplicabilidade de testes clínicos para avaliação do levantar/sentar em cadeira em indivíduos com doença neurológica: revisão sistemática da literatura. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, São Carlos, (*in press*), 2014.

SU, F. C.; LAI, K. A.; HONG W. H. Rising from a chair after total knee arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 13, n. 3, p. 176-181, 1998.

TANAKA, S.; HACHISUKA, K.; OGATA, H. Muscle strenght of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 77, n. 4, p. 288-290, 1998.

TANAKA, S.; HACHISUKA, K.; OGATA, H. Trunk rotatory muscle performance in post-stroke hemiplegic patients. **American Journal of Physiscal Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v. 76, n. 5, p. 366-369, 1997.

TIEDEMANN, A.; LORD, S. R.; SHERRINGTON, C. The Development and Validation of a Brief Performance-Based Fall Risk Assessment Tool for Use in Primary Care. **The Journals of gerontology. Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, Washington, v. 65, n. 8, p. 896-903, 2010.

VERHEYDEN, G. *et al.* Trunk performance after stroke: an eye catching predictor of functional outcome. **Journal of Neurolody, Neurosurgery, and Psychiatry**, London, v. 78, n. 7, p. 694-698, 2007.

VERHEYDEN, G. *et al.* Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability. **Clinical Rehabilitation**, Oxford, v. 20, n. 5, p. 451-458, 2006.

VERHEYDEN, G. *et al.* Kinematic analysis of head, trunk, and pelvis movement when people early after stroke reach sideways. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. New York, v. 25, n. 7, p. 656-663, 2011.

WEERDESTeyN, V. *et al.* Falls in individuals with stroke. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, Baltimore, v. 45, n. 8, p. 1195-1214, 2008.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4^a ed. New Work: Wiley, 2009.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Avoiding heart attacks and strokes: don't be a victim, protect yourself**. Geneva: WHO Library Cateloguing-in-Publication Data, 2005.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global database on Body Mass Index**. Geneva, 2007. Disponível em: <<http://apps.who.int/bmi/index.jsp>>. Acesso em: 11 de novembro de 2013.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **The global burden of disease: 2004 uptade**. Geneva: WHO Library Cateloguing-in-Publication Data, 2008.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **The International Classification of Functioning, Disability, and Health**. Geneva: WHO Library Cateloguing-in-Publication Data, 2001.

WORLD STROKE ORGANIZATION. **WSO Academia de Jornalismo da Organização Mundial de AVC 2012**. Brasília, 2012. Disponível em: <http://worldstrokecampaign.org/2012/get/Documents/brazilia/Journalism_Academy_portuguese.pdf>. Acesso em: 11 de novembro de 2013.

APÊNDICE A – Ficha de avaliação fisioterapêutica

PROJETO DE PESQUISA: BIOMECÂNICA DO TRONCO E O DESEMPENHO NAS ATIVIDADES DE SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO EM INDIVÍDUOS ACOMETIDOS POR ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

DATA: _____ **CÓDIGO:** _____

1) DADOS DEMOGRÁFICOS

Nome: _____
 Sexo: _____
 Data de nascimento: _____
 Idade (anos): _____
 Endereço: _____

Telefones: _____
 Estado civil: _____
 Grau de escolaridade: _____
 Ocupação: _____
 Nível de atividade física: _____

Dados do acompanhante, se necessário.

Nome: _____
 Endereço: _____
 Telefones: _____

Grau de escolaridade: _____
 Ocupação: _____

2) EXAME CLÍNICO DO AVE

Data do episódio de AVE: _____

Tempo de evolução (meses ou anos): _____

Tipo: () Isquêmico () Hemorrágico

Força muscular de extensores de joelho (dinamômetro manual): D _____ E _____

Espasticidade de extensores de joelho (*Ashworth* modificado): D _____ E _____

0 nenhum aumento do tônus muscular;

1 Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão;

1+ Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante;

2 Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente;

3 Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil;

4 Parte afetada rígida em flexão ou extensão

Hemicorpo mais acometido: () Esquerdo () Direito

3) DADOS CLÍNICOS GERAIS

MINI EXAME DO ESTADO MENTAL segundo Bertolucci PHF *et al.*, 1994

Déficits perceptuais e/ou de comunicação:

() visual () auditivo () afasia motora () disartria

Membros superior e inferior dominantes: _____

Medicamentos em uso e suas indicações: _____

Órteses: _____

4) EXAME FÍSICO

Massa corporal: _____ Estatura: _____

Índice de massa corpórea (IMC): _____

Comprimento da coxa: D _____ E _____

Comprimento da perna: D _____ E _____

Pressão sanguínea chegada: _____

ESTÁGIO DE RETORNO MOTOR - ESCALA DE FUGL MEYER segundo Maki T *et al.*, 2006

ESCALA DE DEFICIÊNCIAS DE TRONCO segundo Verheyden G *et al.*, 2007

ANEXO A – Aprovação pelo COEP-UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 01404612.5.0000.5149

Interessado(a): Profa. Christina Danielli Coelho de Moraes Faria
Departamento de Fisioterapia
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia
Ocupacional - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 02 de maio de 2012, o projeto de pesquisa intitulado **"Determinantes do sentado para de pé e de pé para sentado e testes clínicos para a avaliação destas atividades em indivíduos acometidos pelo acidente vascular encefálico"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

**ANEXO B – Termo de consentimento para indivíduos pós-acidente vascular
encefálico**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Nº _____

Investigadoras: Prof.^a Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, Fisioterapeuta, Ph.D.

Paula Fernanda de Sousa Silva, Fisioterapeuta, aluna do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação da UFMG

TÍTULO DO PROJETO

DETERMINANTES DO SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO E TESTES CLÍNICOS PARA A AVALIAÇÃO DESTAS ATIVIDADES EM INDIVÍDUOS ACOMETIDOS PELO ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

INFORMAÇÕES

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa a ser desenvolvido no Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

Endereço: Departamento de Fisioterapia: Avenida Antônio Carlos, 6627, 3o andar – Campus Pampulha - Belo Horizonte – Minas Gerais - CEP: 31270-901 - **Telefone:** (31) 3409-4783.

Este projeto de pesquisa objetiva identificar os fatores que determinam o desempenho nas atividades de levantar e sentar em uma cadeira e como estes fatores se relacionam com medidas clínicas relacionadas em indivíduos que sofreram derrame. Espera-se, assim, que estes fatores e suas relações com estas medidas clínicas possam ser mais facilmente identificados pelos profissionais da área da reabilitação que atendem estas pessoas, especialmente os fisioterapeutas, responsáveis por ajudar a tornar esses movimentos diários mais seguros e funcionais.

Para a realização deste projeto de pesquisa, serão avaliados dois grupos de pessoas: o grupo de pessoas que sofreram derrame (como é o seu caso) e o grupo de pessoas que não sofreram derrame, com o objetivo de comparar os fatores entre estes diferentes grupos. Nestas avaliações, serão obtidas informações para a sua caracterização clínica e funcional, como sua idade, sua altura, seu peso, doenças que você já teve e a velocidade que você utiliza ao andar. Em seguida, serão aplicados questionários com perguntas sobre o seu desempenho em atividades que você realiza no seu dia-a-dia e será realizado um exame físico, com medidas da sua pressão arterial e da sua frequência cardíaca. Em seguida, você será solicitado a realizar o movimento de levantar e de se sentar em uma cadeira, de forma segura e confortável para você, enquanto diferentes medidas serão realizadas, como o tempo gasto para realizar estes movimentos e a forma como o seu corpo se movimenta. Para esta análise do movimento, serão utilizadas câmeras que captam a imagem de pequenas esferas de plástico, os marcadores, que ficarão posicionadas sobre a sua pele, com uma fita dupla-face anti-alérgica. Finalmente, será feita uma avaliação da sua força muscular utilizando dois equipamentos: o esfigmomanômetro (aparelho de medir pressão) e o dinamômetro isocinético.

Para esta avaliação, você será solicitado a se sentar em uma cadeira, de forma confortável, e a deitar-se em uma maca em diferentes posições que você adota no seu dia-a-dia (como deitado de barriga para cima e deitado de lado). Caso você precise, um dos examinadores te ajudará a assumir essas posições. Em cada uma dessas posições, o examinador posicionará o equipamento sobre a região a ser avaliada e irá te solicitar a fazer força contra o equipamento. Enquanto você exerce a sua força, o examinador ou o equipamento irá resistir a esta força para que seja avaliada a sua força máxima.

Todos os procedimentos, testes e medidas a serem realizados no presente estudo são padronizados e comumente adotados na prática clínica ou em estudos científicos já realizados anteriormente. Durante todos os procedimentos, serão considerados a sua segurança e o seu conforto. Todos os testes e medidas a serem realizados não apresentam riscos específicos além daqueles presentes no seu dia-a-dia.

Para manter a confidencialidade de nossos registros, as investigadoras deste estudo colocarão um número na sua ficha de avaliação e nos seus testes, sendo que apenas estas pessoas saberão o nome a quem este número corresponde.

Você não obterá benefícios imediatos ao participar dessa pesquisa, mas estará contribuindo para uma melhor compreensão dos fatores determinantes das atividades de levantar e de sentar em uma cadeira em indivíduos que, como você, sofreram derrame. Possivelmente, aqueles que também sofreram derrame poderão se beneficiar com os resultados finais dessa pesquisa, que poderão ser utilizados para ajudar os fisioterapeutas que atendem estes pacientes a entender melhor o que está dificultando ou comprometendo a realização destas atividades e a pensar em tratamentos mais apropriados.

Você irá participar do estudo apenas se concordar, se for possível assumir as posições para a realização dos testes com ou sem o auxílio dos examinadores e se os valores de sua pressão arterial e sua frequência cardíaca, medidos antes e durante a realização dos testes, estiverem dentro dos valores esperados para a sua idade. A sua participação é voluntária, e você tem direito de se retirar por qualquer razão e a qualquer momento, sem necessidade de justificativa prévia. Garantimos a ausência de prejuízos acadêmicos e sociais, caso você se recuse ou desista de participar dessa pesquisa. Você não receberá nenhuma forma de pagamento pela participação no estudo. Custos de transporte para o local dos testes poderão, se necessário, serem arcados pelos pesquisadores.

Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar, por favor, preencha o consentimento abaixo.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu, _____ li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo que os objetivos, procedimentos e linguagem técnica foram satisfatoriamente explicados. Tive tempo suficiente para considerar as informações acima e tive a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas.

Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora, ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que venha a ter com relação à pesquisa com:

Prof. Christina Danielli Coelho de Moraes Faria (31) 3409-7448

Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, CEP: 31270-901 - BH/MG - Campus – UFMG – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – Sala 3109

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (31) 3409-4592

Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, BH/MG Campus – UFMG – Unidade Administrativa II – 2º andar.

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

Assinatura do Participante	Data
End: _____	_____
Assinatura da Investigadora Responsável	Data
Christina Danielli Coelho de Moraes Faria	

Se você tiver perguntas em relação a seus direitos como participante do estudo, poderá contatar a coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG: Telefone/Fax: (31) 3409-4592 - Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, CEP: 31270-901 - BH/MG - Campus – UFMG – Unidade Administrativa II – 2º andar – Sala 2005

ANEXO C - Termo de consentimento para indivíduos saudáveis pareados**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Nº _____**

Investigadoras: Prof.^a Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, Fisioterapeuta, Ph.D.

Paula Fernanda de Sousa Silva, Fisioterapeuta, aluna do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação da UFMG

TÍTULO DO PROJETO

DETERMINANTES DO SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO E TESTES CLÍNICOS PARA A AVALIAÇÃO DESTAS ATIVIDADES EM INDIVÍDUOS ACOMETIDOS PELO ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

INFORMAÇÕES

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa a ser desenvolvido no Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

Endereço: Departamento de Fisioterapia: Avenida Antônio Carlos, 6627, 3o andar – Campus Pampulha - Belo Horizonte – Minas Gerais - CEP: 31270-901 - **Telefone:** (31) 3409-4783.

Este projeto de pesquisa objetiva identificar os fatores que determinam o desempenho nas atividades de levantar e sentar em uma cadeira e como estes fatores se relacionam com medidas clínicas relacionadas em indivíduos que sofreram derrame. Espera-se, assim, que estes fatores e suas relações com estas medidas clínicas possam ser mais facilmente identificados pelos profissionais da área da reabilitação que atendem estas pessoas, especialmente os fisioterapeutas, responsáveis por ajudar a tornar esses movimentos diários mais seguros e funcionais.

Para a realização deste projeto de pesquisa, serão avaliados dois grupos de pessoas: o grupo de pessoas que sofreram derrame e o grupo de pessoas que não

sofreram derrame (como é o seu caso), com o objetivo de comparar os fatores entre estes diferentes grupos. Nestas avaliações, serão obtidas informações para a sua caracterização clínica e funcional, como sua idade, sua altura, seu peso, doenças que você já teve e a velocidade que você utiliza ao andar. Em seguida, serão aplicados questionários com perguntas sobre o seu desempenho em atividades que você realiza no seu dia-a-dia e será realizado um exame físico, com medidas da sua pressão arterial e da sua frequência cardíaca. Em seguida, você será solicitado a realizar o movimento de levantar e de se sentar em uma cadeira, de forma segura e confortável para você, enquanto diferentes medidas serão realizadas, como o tempo gasto para realizar estes movimentos e a forma como o seu corpo se movimenta. Para esta análise do movimento, serão utilizadas câmeras que captam a imagem de pequenas esferas de plástico, os marcadores, que ficarão posicionadas sobre a sua pele, com uma fita dupla-face anti-alérgica. Finalmente, será feita uma avaliação da sua força muscular utilizando dois equipamentos: o esfigmomanômetro (aparelho de medir pressão) e o dinamômetro isocinético.

Para esta avaliação, você será solicitado a se sentar em uma cadeira, de forma confortável, e a deitar-se em uma maca em diferentes posições que você adota no seu dia-a-dia (como deitado de barriga para cima e deitado de lado). Caso você precise, um dos examinadores te ajudará a assumir essas posições. Em cada uma dessas posições, o examinador posicionará o equipamento sobre a região a ser avaliada e irá te solicitar a fazer força contra o equipamento. Enquanto você exerce a sua força, o examinador ou o equipamento irá resistir a esta força para que seja avaliada a sua força máxima.

Todos os procedimentos, testes e medidas a serem realizados no presente estudo são padronizados e comumente adotados na prática clínica ou em estudos científicos já realizados anteriormente. Durante todos os procedimentos, serão considerados a sua segurança e o seu conforto. Todos os testes e medidas a serem realizados não apresentam riscos específicos além daqueles presentes no seu dia-a-dia.

Para manter a confidencialidade de nossos registros, as investigadoras deste estudo colocarão um número na sua ficha de avaliação e nos seus testes, sendo que apenas estas pessoas saberão o nome a quem este número corresponde.

Você não obterá benefícios imediatos ao participar dessa pesquisa, mas estará contribuindo para uma melhor compreensão dos fatores determinantes das atividades de levantar e de sentar em uma cadeira em indivíduos que sofreram derrame. A identificação destes fatores de uma forma mais clara e objetiva só será possível se o desempenho nas atividades de levantar e sentar em uma cadeira e as medidas da força muscular forem comparadas entre as pessoas que sofreram e que não sofreram derrame, como é o seu caso. Com a participação neste estudo, você estará contribuindo para ajudar os fisioterapeutas que atendem os pacientes que sofreram derrame a entender melhor o que está dificultando ou comprometendo a realização destas atividades e a pensar em tratamentos mais apropriados.

Você irá participar do estudo apenas se concordar, se for possível assumir as posições para a realização dos testes com ou sem o auxílio dos examinadores e se os valores de sua pressão arterial e sua frequência cardíaca, medidos antes e durante a realização dos testes, estiverem dentro dos valores esperados para a sua idade. A sua participação é voluntária, e você tem direito de se retirar por qualquer razão e a qualquer momento, sem necessidade de justificativa prévia. Garantimos a ausência de prejuízos acadêmicos e sociais, caso você se recuse ou desista de participar dessa pesquisa. Você não receberá nenhuma forma de pagamento pela participação no estudo. Custos de transporte para o local dos testes poderão, se necessário, serem arcados pelos pesquisadores.

Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar, por favor, preencha o consentimento abaixo.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu, _____ li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo que os objetivos, procedimentos e linguagem técnica foram satisfatoriamente explicados. Tive tempo suficiente, para considerar as informações acima e tive a oportunidade de tirar todas as minhas

dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora, ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que venha a ter com relação à pesquisa com:

Prof. Christina Danielli Coelho de Moraes Faria (31) 3409-7448

Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, CEP: 31270-901 - BH/MG - Campus – UFMG – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – Sala 3109

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (31) 3409-4592 *Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, BH/MG Campus – UFMG – Unidade Administrativa II – 2º andar.*

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

Assinatura do Participante	Data
End: _____	

Assinatura da Investigadora Responsável	Data
Christina Danielli Coelho de Moraes Faria	

Se você tiver perguntas em relação a seus direitos como participante do estudo, poderá contatar a coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG: Telefone/Fax: (31) 3409-4592 - Endereço: Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, CEP: 31270-901 - BH/MG - Campus – UFMG – Unidade Administrativa II – 2º andar – Sala 2005

ANEXO D – Carta de aceite de manuscrito a ser publicado no periódico *Brazilian*

Journal of Physical Therapy 2013/2014



Brazilian Journal of Physical Therapy
Rod. Washington Luís, Km 235, Caixa Postal 676
CEP 13.565-905, São Carlos, SP, Brasil
+55 (16) 3351.8755 | contato@rbf.bjpt.org.br | www.rbf-bjpt.org.br

São Carlos, 21 de Novembro de 2013.

Prezados(as) Senhores(as)

Informamos V.Sas. que o manuscrito RBFIIS-2013-0110, título **“Propriedades de medida e de aplicabilidade de testes clínicos para avaliação do levantar/sentar em cadeira em indivíduos com doença neurológica: revisão sistemática da literatura”** de Paula Fernanda De Sousa Silva, Ludmylla Ferreira Quintino, Juliane Franco e Christina Danielli Coelho De Moraes Faria foi aceito para publicação no Brazilian Journal of Physical Therapy em 11/11/2013.

Atenciosamente

Débora Bevilaqua Grossi
Brazilian Journal of Physical Therapy
Editor

ANEXO E – Resumo publicado nos anais da XXII Semana de Iniciação Científica da UFMG, 2013

Trabalho: 28403 - “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira”: impacto do uso de cadeiras com características fixas e ajustadas

EVENTO: XXII Semana de iniciação científica; Situação: aprovado; Área: Ciências da Saúde

Resumo:

INTRODUÇÃO: Dentre as atividades mais comprometidas em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico (AVE) estão o levantar/sentar em cadeira. Apesar de características da cadeira, como altura do assento, serem fatores determinantes para o desempenho destas atividades, elas normalmente não são especificadas nos estudos que utilizam este teste. **OBJETIVO:** Comparar os resultados do “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira” realizado em dois tipos de cadeira (altura/profundidade do assento fixas ou ajustadas às características antropométricas do indivíduo) em indivíduos pós-AVE e saudáveis. **MÉTODOS:** Estudo exploratório transversal aprovado pelo COEP/UFMG, no qual 18 indivíduos (13 homens e 5 mulheres) na fase crônica do AVE ($59,78 \pm 2,34$ anos; $144,75 \pm 3,47$ meses de AVE) e 18 indivíduos saudáveis (controle), pareados quanto à idade, sexo, índice de massa corporal e nível de atividade física ($59,67 \pm 9,40$ anos) foram avaliados. Os indivíduos sortearam a ordem das cadeiras para realização do teste: fixa (48cm altura e 40cm profundidade) e ajustada (altura de 100% do comprimento da perna e profundidade de 75% do comprimento da coxa). Após familiarização, três repetições do teste foram realizadas em velocidade máxima, mantendo membros superiores cruzados no tronco. ANOVA com dois fatores foi utilizada para comparar os grupos considerando os dois tipos de cadeira ($\alpha=0,05$). **RESULTADOS:** Não houve interação entre os dois fatores ($F=1,63; p=0,202$). Em ambas as cadeiras, o desempenho no teste foi significativamente pior nos indivíduos pós-AVE ($17,57 \pm 6,25/22,15 \pm 8,80$) quando comparados aos controles ($12,18 \pm 2,11/13,66 \pm 2,12$) ($F=7,50; p=0,001$). Em ambos os grupos, o resultado do teste em cadeira fixa foi significativamente menor ao da cadeira ajustada ($F=5,86; p<0,003$). **CONCLUSÃO:** Independente da cadeira, indivíduos pós-AVE apresentaram pior desempenho no teste, e usar cadeira com especificações fixas ou ajustadas, em ambos os grupos, altera significativamente os resultados do teste.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico. Protocolos Clínicos. Avaliação. Atividades Cotidianas

Instituições financiadoras/parceiras: PRPq/UFMG (Programa Institucional de Auxílio à Pesquisa de Doutores Recém-contratados; bolsas de IC), FAPEMIG, CNPq, PIBIC/CNPq, CAPES.

Grupo de Pesquisa: Estudo da performance motora e funcional humana

Linha de Pesquisa: Desempenho Motor e Funcional Humano

ANEXO F – instruções aos autores do periódico *Clinical Biomechanics*

• **Papers** - scientific reports within the scope of the journal. The length of the main text should not normally exceed 4000 words with around six figures/tables (large data tables and multi-part figures are generally best placed in Supplementary Data - see below). Reports focused on validity/reliability of methods in the absence of an experimental application are not acceptable.

Submissions are screened by an editorial panel; if considered suitable for the journal, two or more peer reviewers will be allocated. Only a proportion of scientifically acceptable papers can be accepted for publication, so authors should be aware that submissions requiring extensive revisions are unlikely to be offered the opportunity to revise and resubmit. The same applies to revised papers requiring substantial revision following re-review. In cases where the original reviewers disagree, the editor may opt to obtain further opinion. Appeals can only be considered where the authors can identify an irregularity in the review process: it is not acceptable simply to state that the reviewers' concerns can be addressed.

Authors are invited to submit to the journal online <http://ees.elsevier.com/clbi/>. You will be guided through the creation and uploading of the various files. Once the uploading is done, the system automatically generates an electronic (PDF) proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be by e-mail. Enquiries about the suitability of potential articles should be sent to the Editor: Prof Kim Burton, Clinical Biomechanics, 30 Queen Street, Huddersfield HD1 2SP, UK Tel: +44(0)1484 535200; fax: +44(0)1484 435744; e-mail: kim@spineresearch.org.uk

When submitting a paper you are expecting a number of colleagues to review your work. As a matter of courtesy you should ensure your manuscript is neatly presented as well as complying with the journal's requirements. Submissions will be returned immediately without review if they do not follow all these guidance notes:

- English language; double spaced; single sided; page-numbered and line-numbered.
- A title page including name(s) of author(s), qualifications, institute and correspondence addresses should be provided. Also provide a word count for the abstract and the main text (excluding reference list), and give the number of Tables and Figures.
- When compiling the author list for a manuscript, please list only those members of the team who have made a significant contribution to the work. To assist the Editor in accepting a list of more than five authors, a statement detailing the part played by each author must be included in the cover letter.
- The difficulties facing authors whose native language is not English is appreciated. Nevertheless, it is the authors' responsibility to ensure correct use of English (through a scientific translator or similar). It is also the responsibility of the author to check the manuscript carefully for errors prior to submission.

• **An accompanying cover letter should include:** (a) information on any duplicate publication elsewhere of any part of the work; (b) a statement of any commercial relationships which

may lead to a conflict of interests; (c) a statement that the typescript has been read and agreed by all authors; (d) name, address and e-mail of the corresponding author; (d) a reference to any closely related paper you have previously published in Clinical Biomechanics.

- **The Abstract:** should start on a new page, and must be in structured format. The following section headings (initials) should each start a new line: Background, Methods, Findings, Interpretation. Please give an idea of the effect size of the results of hypothesis tests rather than simply quoting the statistical significance. The interpretation paragraph should explain how the findings add to understanding of the topic and outline the clinical implications. Only universally accepted and understood abbreviations are allowed in the Abstract (e.g. CT, MR), but no specialties or author-defined abbreviations (e.g. OA, osteoarthritis; TKR, total knee replacement etc). References are not permitted. The abstract should not exceed 250 words in total. Keywords should be added for indexing.

- **The main text:** should be divided into appropriate headings, e.g. Introduction, Methods, Results, Discussion, Conclusions. Subheadings may also be used, and review papers may use other formats. The technical basis of new experiments should be fully detailed; previously used methods should also be described briefly, together with reference to previous publications. Statistical methods should be detailed where appropriate. Footnotes are not permitted. Ensure all acronyms/abbreviations are defined at first use. The use of many abbreviations in the text makes reading difficult and tiring: keep to a minimum. For products ensure the source details are complete (company, city, country) [All US addresses must include USA]. Authors must suggest two or more referees although the choice is left to the Editors. Please supply the address and e-mail address. Papers will be reviewed by at least two referees and their comments will be made known to the corresponding author.

In a separate file labelled "Conflict of Interest Statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding. All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of the study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data: in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

- **References:** Must follow the Harvard style and should be listed alphabetically at the end of the text. Please consult an issue of the journal for the details of how references should be formatted.

Text: All citations in the text should be referenced: 1. Single author - the author's name (without initials unless there is ambiguity) and the year of publication; 2. Two authors - both authors' names and the year of publication; 3. Three or more authors - first author's name followed by '*et al.*' and the year of publication.

In-text citation styles: Citations may be made directly (or parenthically). Groups of references should be listed first alphabetically, then chronologically. Multiple citations to a single point are

generally not required and can impact on readability: if unavoidable, they must come at the end of a sentence.

Reference list: Starting on a new page in these styles:
List all authors when six or less; when seven or more, list the first six and add *et al.*

Journal articles: Van der Greer, J., Hanraads, J.A.J., Lupton, R.A., 2000. The art of writing a scientific article. *J. Sci. Commun.* 163, 51-59.

Books: Strunk Jr., W., White E.B., 1979. *The elements of style*, third ed. Macmillan, New York

Chapter in an edited book: Mettam, G.R., Adams L.B., 1999. How to prepare an electronic version of your article, in: Jones, B.S., Smith R.Z., (Eds.), *Introduction to the Electronic Age*, E-publishing Inc., New York, pp. 281-304.

References should be restricted to those that are retrievable through normal library sources. References to conference proceedings, internal reports and theses are only appropriate when they have been published and readily can be retrieved. Otherwise the reference should be in-text as (Author name, year, personal communication). Around 30 references is typical for original papers, though review papers will be more extensively referenced.

- **Tables:** These must be provided as a separate file. Each table should begin on a separate page and should be numbered as Table 1, Table 2 etc., each with its fully explanatory title above the table with footnotes (if any) beneath. Vertical rules and shading should be avoided.

- **Figures:** The final reproduction will be either single or double column; single column is preferred: please scale your originals accordingly. Ensure legibility of all components, and avoid excessive "white space". All figures to be referred to as Figure 1, Figure 2 etc. Legends to figures to be listed together on a separate page. If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article. Figures and Tables must be constructed and labelled in such a way that they may be understood without reference to the text.

- **Scientific measurements:** Avoid the +/- symbol both in tables and text - use for example "mean xx (SD yy)". Ensure statistical abbreviations are in correct case and style (e.g., capital italic for P). Use n for number. SI units must be used. Conventions for abbreviations can be found in *Units, Symbols and Abbreviations* (available from the ROYal Society of Medicine, www.rsmppress.co.uk). Confidence intervals are preferred over just P values; their use is described in *Statistics with Confidence* (BMJ Books, 2000).

- **Ethics:** Work on human beings that is submitted to *Clinical Biomechanics* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. For all studies involving human or animal participants. The

manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

- **Finite element simulations:** The journal has strict requirements for papers in which results obtained from numerical models are used to draw clinically relevant recommendations - submissions involving finite element simulations will need to comply with those requirements (see Viceconti *et al.* Extracting clinical data from finite element simulations. Clin Biomech 2005;20:451-454. Authors must confirm in their covering letter that their paper complies with the journal's requirements and for the benefit of the readers they may wish to cite Viceconti *et al.*

- **Proofs:** One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated: for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/acrobat/acrrsystemreqs.html#70win>.

If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting the line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proof reading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response is received.

- **Offprints:** The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use.

ANEXO G - Instruções aos autores do periódico *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation*

Conditions for Submission: The author: (1) assures that the manuscript is an original work that has not been previously published; (2) assures that the manuscript has not been previously submitted to any other publication; (3) accepts full responsibility for the accuracy of all content, including findings, citations, quotations, and references contained within the manuscript; (4) releases and assigns all rights for the publication of the manuscript to Lippincott Williams & Wilkins; (5) discloses on the title page any conflicts of interest related to the research or the manuscript; (6) discloses on the title page any previous presentation of the research, manuscript, or abstract; (7) assures that authorship has been granted only to those individuals who have contributed substantially to the research or manuscript; (8) discloses in the methods section of the manuscript that any investigation involving human subjects or the use of patient data for research purposes was approved by the committee on research ethics at the institution in which the research was conducted in accordance with the Declaration of the World Medical Association (www.wma.net) and that any informed consent from human subjects was obtained as required; (9) attaches documents showing all relevant permissions to publish quotations, text, tables, or illustrations from copyrighted sources; (10) discloses in the manuscript references and/or table/figure footnotes the full citation and permission of the copyright owner as required. Visit: www.copyright.gov for more copyright information.

Categories of Manuscripts: The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation invites submission of original papers, particularly in the categories below, for consideration to publish in order of preference.

1. Scientific Research Article: Original scientific investigations that advance the field of physiatric medicine. These papers include in order of preference: (1) Cohort studies, such as randomized, controlled trials and longitudinal studies; (2) Case-control studies; (3) Historical prospective studies; (4) Cross-sectional studies; and (5) Radiologic Studies. LIMITS: 6,000 words; 7 Tables; 7 Figures

Digital Submission of New Manuscripts: The following instructions will assist authors in preparation and submission of the manuscript files. Digital files of all manuscripts must be submitted by email attachment to journal@physiatry.org. Subject Line of the email should be: New Manuscript Submission. The email text should identify the sender and the title of the new manuscript submission.

Include the following file attachments as appropriate: CoverLetter.doc briefly explaining the reason for the submission and briefly explaining what is new or important about the manuscript. Manuscript.doc containing the entire manuscript file including the Title Page, Abstract Page, Manuscript Text, Acknowledgments, References, Figure Legends. Tables.doc containing all Tables numbered in order in a single document file with a short descriptive legend above each table. Location of each table should be clearly indicated and called out in the manuscript. FlowChart.doc containing the flow chart for a randomized controlled trial (if applicable). Flow charts must follow the CONSORT Statement diagram using the MSWord template. FIGURES may be attached to the submission email as separate PDF files named Figure 1.pdf, Figure 2.pdf, etc. Do not include any captions or

alphanumeric identification in the PDF figures. Each graph, illustration, or photo, must be readable, clear and crisp in the PDF when sized for publication at 7 inches wide. Blurry images will not be considered. Radiographic, MR, and CT images should display black or white arrows in the PDF file indicating the items of interest. Figures may be submitted in color or grayscale. Authors should view examples of previously published graphs prior to creating graphs for submission. Graphs should be carefully created in MSExcel following the Journal's style. Numbered Figure Legends describing each figure should be placed at the end of the manuscript document following the References section. Location of each figure should be clearly indicated by number and called out in the manuscript. Appendices.pdf containing supplemental content (if applicable) to be reviewed with the manuscript and published online only. All appendices should be cited in order (Appendix 1, Appendix 2, etc.) in the manuscript and explained in order following the Figure Legends. Also see the detailed section below for submission of Supplemental Digital Content.

Preparation of the Cover Letter: The cover letter must designate one corresponding author and include the author's complete mailing address, telephone number, fax number, and email address. The cover letter should explain why the manuscript will be of interest to the Journal's readers. Please indicate briefly what is important or unique about the submission that has not been previously published in the medical literature. The editorial office must be notified immediately if any contact information changes. Authors in medical school or residency training must supply contact information of a mentor or additional author at the same institution. If the paper was part of a presentation to a professional association, this fact should be explained. If any of the authors have a conflict of interest, this should be explained in the cover letter. In addition to the cover letter, authors must include pdf file copies of permissions to reproduce previously copyrighted material.

Preparation of the Manuscript Document: Refer to previously published issues of the Journal for the current format for each category of article. A sample issue is available at www.AJPMR.com. The Journal encourages blinded or "masked" reviews. Any identifying author information on the manuscript should be limited to the title page. Do not include any author, institution, or location information on the abstract page or text pages of the manuscript. Each component of the manuscript should be in the same document in the following sequence: Title Page, Abstract and Key Words, Text, Acknowledgments, References, Figure Legends. Use the File/Page Setup feature in MSWord to set up your document for one-inch margins on letter-sized paper. The manuscript must be doublespaced throughout, including the title page, abstract and key words page, text, acknowledgments, .references, and figure legends.

The Title Page should be prepared as follows: (1) Title; (2) Authors: Full names and academic degrees of each author; (3) Affiliations: Clearly explain the institutional, university, or hospital affiliations of each author; In the event an author changes institutional affiliation after submission but before publication, please provide both the institutional affiliation where the research was conducted, along with the current institutional affiliation of the author. (4) Correspondence: Name, mailing address, phone number, fax number, and email address for the corresponding author; (5) Author Disclosures: Include an explanation of the following: (5.1) funding or grants or equipment

provided for the project from any source; (5.2) financial benefits to the authors; (5.3) details of any previous presentation of the research, manuscript, or abstract in any form.

The Abstract Page should be prepared as follows: Structured abstracts for Research Articles must be double spaced and should succinctly address, in 200 words or less, the following four categories: Objective, Design, Results, and Conclusions. Refer to current copies of the Journal for examples. Traditional one-paragraph abstracts are required for all other categories of papers, including Brief Report, Case Report, Education & Administration, Literature Review, Analysis, and Perspective articles. Abstracts for Brief Reports and Case Reports should succinctly summarize, in 150 words or less, the salient elements and conclusions of the paper.

Key Words: Authors must include four Key Words (so labeled) on the line after the end of the abstract. Use appropriate MeSH subject headings as listed by the National Library of Medicine. For more information visit www.nlm.nih.gov/mesh/

Preparation of the Manuscript Text: Refer to recently published issues of the Journal for the appropriate formatting and style of each section of the manuscript text. Software preference is Microsoft Word for document text and tables. Microsoft Word .doc file page set up should be one-inch margins on 8 ½ x 11 inch letter-sized paper (not A4 size). Manuscripts must be double-spaced throughout, including the Title Page, Abstract and Key Words, Text, Acknowledgments, References, and Figure Legends. Pages should be numbered consecutively. The preferred type font for manuscript text is 11 pt. Times New Roman.

AMA Style: Use generic names of drugs, unless there is a specific trade name that is directly relevant. Use only standard abbreviations as listed in the AMA Manual of Style, Ninth Edition. The full term for which an abbreviation stands should precede the abbreviation's first use in the text, except in the case of a standard unit of measurement. Avoid using abbreviations in the title and abstract.

Writing Quality: All manuscripts must be thoroughly edited for spelling and American English grammar by the authors and/or an expert in American English medical writing before submission. Manuscripts submitted with incorrect American English grammar will not be considered. Avoid using first person language, such as I, we, and our. Please use third person, such as "this study" instead of "our study".

Methodology and Statistics: Any statistical analyses in the research or manuscript should be reviewed and verified for accuracy by the authors and/or a statistician before submission. Describe statistical methods with enough detail to enable the knowledgeable reader with access to the original data to verify the reported results. When possible, quantify research findings with appropriate indicators of measurement error or uncertainty (such as confidence). Avoid sole reliance on statistical hypothesis testing, such as the use of P values, which fails to convey important quantitative information. Discuss eligibility of experimental subjects. Give details about randomization. Describe the methods for, and success of, any blinding of observations. Report treatment complications. Give specific numbers of observations. Report any losses to observation (such as dropout from a clinical trial). References for study design and statistical methods should be to standard works (with pages stated) when possible, rather than to papers in which designs or methods were originally reported. Specify any computer programs used.

Units of Measure: Measurements of length, height, weight, and volume should be reported in metric units. Temperatures should be written in degrees Celsius. Blood pressures should be given in millimeters of mercury. All hematologic and clinical chemistry measurements should be reported in the metric system in the terms of the International System of Units (SI).

Ethics: When reporting experiments on human subjects, indicate in the methods section of the manuscript whether the procedures followed were in accordance with the ethical standards of the responsible committee on human experimentation (institutional or regional) or with the Helsinki Declaration of 1975, as revised in 1983. The authors must state in the methods section of the manuscript that any investigation involving human subjects or the use of patient data for research purposes was approved by the committee on research ethics at the institution in which the research was conducted in accordance with the Declaration of the World Medical Association (www.wma.net) and that any informed consent from human subjects was obtained as required. Failure to indicate Institutional Review Board approval of human experimentation and informed consent from subjects will result in rejection upon initial review.

Acknowledgments should be prepared as follows: Authors often wish to thank individuals who have assisted with the research project or the preparation of the manuscript. Acknowledgments should be placed before the References section. Any information concerning funding or equipment for the project should be included in the Disclosures section on the Title Page.

References should be prepared as follows: References should be double-spaced and begin on a separate page following the conclusion of the manuscript. Authors should cite relevant references from previously published articles. Number references in the order in which they are mentioned in the text (do not alphabetize). Identify references with Arabic superscript numerals in the text, tables, and legends. References should follow the current AMA style. Abbreviate the names of journals according to the format given in Index Medicus. References cited separately as footnotes in tables or figure legends should be numbered in accordance with a sequence established by the first identification of the particular table or figure in the text. Refer to current copies of the Journal for examples of the various types of references. All manuscripts except for extensive reviews of the literature should be limited to no more than 30 references. Authors may be asked to limit the number of references to conserve space. Previously published articles in this Journal are searchable by author and topic at www.AJPMR.com

Figure Legends should be prepared as follows: Figure Legends should be double-spaced and begin on a separate page following the reference section of the manuscript. Each Figure Legend should describe the content of the appropriate figure and be numbered in order of location in the manuscript as Figure 1, Figure 2, etc. To conserve space, do not duplicate information in the text and figure legends.

Preparation of Tables and Figures: Tables should be created in Microsoft Word and saved as a separate single document file named Tables.doc with each table numbered in the same order mentioned in the manuscript as Table 1, Table 2, etc. Each table should begin on a separate page. The table number and short Table Legend should be placed above the table. Any footnotes cited in the table should be placed below the table. Refer to current issues of the Journal for specific examples

of table formats. If requested for production purposes, authors must upload high resolution TIF image files named Figure 1, Figure 2, etc. Each TIF image file must be ready for professional print publishing. Jpeg image files are not acceptable. Poor quality figures and figures sent by email attachment will not be considered. The Journal's upload address for figures will be provided to authors via email as necessary. If requested, Photographs must be uploaded as high resolution TIF image files with a resolution of 300 dpi/ppi. (dots per inch/pixels per inch).

Charts and graphs and line art and EMG waveform readouts must be uploaded as TIF image files with a resolution of 1200 dpi/ppi. Helpful Note: The dpi/ppi properties of an image file can be viewed in the file/properties window when the image is on the computer screen. Charts or graphs should be created as Microsoft Excel files. In addition to attaching a PDF file of the graph to the manuscript submission email, authors may be requested to provide the original .xls file for each chart or graph and/or to upload a 1200 dpi TIF image file for each figure. The .xls file should display the figure in actual size 7 inches wide. This allows the Journal to make adjustments for style and fonts as needed. The preferred font styles for charts and graphs include Arial 10 or 11 or 12 point bold. Bar graphs should be shown in medium shades of gray rather than stark black or white. Axis lines and internal lines and symbols should be clearly visible in black. Do not use color in charts or graphs unless the authors intend to pay for costs related to color print production. Refer to current issues of the Journal for examples of Charts and Graphs. For more information on creating and submitting artwork for publication visit the Journal's author resources section at www.physiatry.org. The Journal encourages the submission of color photographs and figures for publication, but the author assumes the responsibility for the cost of color production. If color photographs and figures are submitted, the Journal will provide the author with an estimate of the color production costs. If the authors approve the estimate for color reproduction, an invoice will be sent to the authors for payment before publication.

Disclosures of Corporate Sponsorship and other Conflicts of Interest: The editors of the American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation are extremely concerned about the appropriate disclosure of any real or perceived conflicts of interest. Authors must define any and all funding sources supporting the submitted work. All corporate sponsors must be identified, even if their support is indirect, e.g., to a local research foundation that funded the project. The authors must disclose any commercial associations that might pose a conflict of interest in connection with the work submitted for publication. Other associations such as consultancies, equity interests, or patent-licensing arrangements should be noted at the time of submission. All disclosure information should be included on the title page of the manuscript. Additional detailed explanations should be included in the submission cover letter.

Appeals Process: Appeals must be made in writing within one month of receiving the decision regarding a manuscript. A previously rejected manuscript may be resubmitted with a cover letter explaining why the decision is being appealed. The cover letter should also explain any changes that have been made in the manuscript. The author will be notified of the final decision.

Editorial Correspondence Bradley R. Johns, Managing Editor; bjohns@physiatry.org
www.physiatry.org www.AJPMR.com