

Juliane Franco

**COMPARAÇÃO DA CINEMÁTICA DO TRONCO ENTRE AS ATIVIDADES DE  
SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO CONSIDERANDO  
INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG

2019

Juliane Franco

**COMPARAÇÃO DA CINEMÁTICA DO TRONCO ENTRE AS ATIVIDADES DE  
SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO CONSIDERANDO  
INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação 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.

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano.  
Linha de Pesquisa: Estudos em Reabilitação Neurológica no Adulto.

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, Ph.D.

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG

2019

F825c Franco, Juliane  
2019 Comparação da cinemática do tronco entre as atividades de sentado para de pé e de pé para sentado considerando indivíduos pós-acidente vascular encefálico e saudáveis. [manuscrito] / Juliane Franco – 2019.  
113 f., enc. : il.

Orientadora: Christina Danielli Coelho de Moraes Faria

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 63-66

1. Acidentes vasculares cerebrais – Teses. 2. Reabilitação – Teses. 3. Biomecânica – Teses. 4. Fisioterapia – 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: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: n° 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

UFMG

## ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA JULIANE FRANCO

Realizou-se, no dia 31 de julho de 2019, às 08:30 horas, AUDITÓRIO DA BIBLIOTECA - EEFPTO, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *COMPARAÇÃO DA CINEMÁTICA DO TRONCO ENTRE AS ATIVIDADES DE SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO CONSIDERANDO INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS*, apresentada por JULIANE FRANCO, número de registro 2017715683, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Christina Danielli Coelho de Moraes Faria - Orientador (UFMG), Prof(a). Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela (UFMG), Prof(a). Janaine Cunha Polese (Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 31 de julho de 2019.

Prof(a). Christina Danielli Coelho de Moraes Faria ( Doutora )

Prof(a). Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela ( Doutora )

Prof(a). Janaine Cunha Polese ( Doutora )



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

**UFMG**

## FOLHA DE APROVAÇÃO

### **COMPARAÇÃO DA CINEMÁTICA DO TRONCO ENTRE AS ATIVIDADES DE SENTADO PARA DE PÉ E DE PÉ PARA SENTADO CONSIDERANDO INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO E SAUDÁVEIS**

**JULIANE FRANCO**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 31 de julho de 2019, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Christina Danielli Coelho de Moraes Faria - Orientador  
UFMG

Prof(a). Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela  
UFMG

Prof(a). Janaine Cunha Polese  
Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)

Belo Horizonte, 31 de julho de 2019.

Aos meus amados pais,  
José Elzo e Maria Tereza.

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar agradeço a Deus, por ter guiado meus passos, iluminado o meu caminho e ter colocado tantas pessoas especiais para me acompanhar nessa jornada que me proporcionou tantos aprendizados.

Aos meus pais, José Elzo e Maria Tereza, por sempre me apoiarem em minhas escolhas, mesmo quando isso significou minha ausência do convívio familiar. Muito obrigada por acolherem meus sonhos como seus, e por vibrarem com cada conquista, me impulsionando a continuar. Vocês são meus maiores exemplos de generosidade e sempre serão o meu porto seguro. Obrigada por acreditarem em mim e sempre investirem na minha educação. Ao meu irmão, Júnior, obrigada por estar ao meu lado e me proporcionar valiosos momentos de descontração que pudessem aliviar o meu estresse. Muito obrigada também pela torcida diária e amizade.

À minha orientadora, Christina Danielli Coelho De Moraes Faria, que não apenas nesses 2 anos, mas nos últimos 8 anos me proporcionou diversas oportunidades. Obrigada por ter aberto as portas e ter me abraçado como aluna de iniciação científica voluntária, bolsista e de mestrado. Você é um exemplo de competência, dedicação e ética profissional. Obrigada por ser inspiração. Meus sentimentos de respeito e admiração crescem a cada dia. Sou eternamente grata pelo aprendizado e pelas oportunidades para além dos projetos acadêmicos.

Ao Breno, obrigada por ter participado ativamente de cada etapa do meu mestrado, por ser meu revisor e “leitor leigo” (que de leigo já não tem mais nada), por ter me ouvido treinar diversas apresentações de trabalhos incontáveis vezes, por não ter preferido se ausentar quando meus planos se resumiam a estudo, e também pela companhia nos finais de semana de trabalho e discussões até altas horas. Muito obrigada por me ajudar a concluir essa etapa e por ser um parceiro infinitamente melhor do que um dia eu poderia imaginar.

A todos os professores, que direta ou indiretamente foram responsáveis pela minha formação acadêmica, principalmente os professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. Às professoras Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela e Aline Alvim Scianni, pelas valiosas contribuições. Seus comentários e sugestões enriqueceram grandemente esse

trabalho. Agradeço também à professora Luci por todo o carinho e aprendizado durante o estágio em docência sob sua supervisão.

À Paula Fernanda de Sousa Silva, por ser exemplo de resiliência. Obrigada pela oportunidade de compartilharmos a mesma coleta de dados. Agradeço pela paciência e ensinamentos durante o seu mestrado, não tenho dúvidas de que aprendi muito com você. Agradeço, também, à Amanda Machado Gusmão e Juliana Braga Moura pelo crescimento pessoal e profissional que a nossa convivência me proporcionou.

Aos membros do NeuroGroup, agradeço pelo acolhimento e conhecimento compartilhado. Em especial a Júlia Caetano Martins, Larissa Tavares Aguiar, Sherindan Ayessa Ferreira de Brito e Amanda Pereira, que sempre estiveram disponíveis para ajudar durante o percurso. Muito obrigada pelas trocas de experiências.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, agradeço pelo auxílio, parceria, amizade e troca de conhecimento e experiências. Agradeço em especial ao Breno Teixeira, Juliana Quirino, Mariana Aquino, Valéria Andrade e Thais Brasil pela companhia e auxílio durante nossas jornadas de análises do movimento. Foi um privilégio aprender com vocês. À Ludmylla Ferreira Quintino, minha dupla de iniciação científica, TCC e mestrado: foi um prazer compartilhar todas as fases dessa caminhada com uma pessoa tão talentosa e humana.

À Alice Rausch, aluna de iniciação científica, agradeço pelo envolvimento e auxílio no processamento dos dados. Obrigada pela participação, colaboração e dedicação.

Aos alunos de Iniciação científica do NeuroGroup: Ana Paula da Silva Pinto, Laura Nolasco Garcia, Maria Teresa Ferreira dos Reis, Paula da Cruz Peniche, Raquel Lima Molinari Nassur Ribeiro, Tainá Ribeiro e também às alunas Gabriela Cândido e Ruani Tenório pelos momentos de descontração no NeuroLab.

Agradeço ao Laboratório de Análise de Movimento (LAM) e todos os seus integrantes, especialmente, ao Délcio e a Priscilla Albuquerque. Obrigada pelo convívio diário e por também me ajudarem com diversas etapas do processamento de dados. Vocês tornaram as muitas horas de laboratório mais leves.

Agradeço aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional



pela assistência prestada. Agradeço em especial a Eliane, Livia, Marilane, Matheus e Pâmela, que sempre estiveram disponíveis e dispostos a ajudar.

Aos voluntários que participaram desse trabalho, obrigada pela disponibilidade e confiança, sem vocês a concretização desse estudo não seria possível.

Agradeço às minhas amigas de sempre, Joyce Motta e Sissi Ribeiro, que apesar da distância sempre se fizeram presentes. Obrigada por estarem ao meu lado, me apoiarem e acreditarem em mim. Agradeço também à Jéssika Zambone, uma irmã que ganhei do outro lado do mundo, muito obrigada pelo abraço apertado, pelo carinho e pela amizade durante esta trajetória. Às meninas do 501 bloco 02, Cíntia Medeiros, Emanuely Mariano, Luana Perpétuo, Rayane Pacheco e Sara Barros, pelo convívio e incentivo diários. Às famílias Cecarelli, De Filippo e Rezende pelo acolhimento, torcida e amizade.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG), e à Pró-Reitoria de pesquisa (PRPq) da Universidade Federal de Minas Gerais pelo fomento.

Finalmente, agradeço a todos que contribuíram de alguma forma para a realização desse trabalho, sou grata pelo o que a vida me proporcionou nessa trajetória.

## RESUMO

As atividades de sentado para de pé (ST-DP) e de pé para sentado (DP-ST) em uma cadeira são frequentes na vida cotidiana e consideradas essenciais para manutenção da mobilidade e independência. Investigações relacionadas ao ST-DP são mais comuns do que ao DP-ST, o que limita uma melhor compreensão acerca da especificidade de cada atividade. Análises biomecânicas fornecem uma caracterização detalhada de vários aspectos do controle e do desempenho motor. Dessa forma, a detecção precisa de eventos do movimento se torna um passo fundamental para essas avaliações. Considerando que indivíduos pós-Acidente Vascular Encefálico (AVE) comumente apresentam comprometimento no desempenho do ST-DP e DP-ST, torna-se necessário um melhor entendimento das particularidades dessas atividades nesses indivíduos. Para obtenção das variáveis da presente dissertação, foi desenvolvido o estudo I, cujo objetivo foi comparar dois diferentes algoritmos para definição de eventos do ST-DP e DP-ST. O objetivo do estudo II foi comparar as características biomecânicas do tronco entre ST-DP e DP-ST, em velocidades autosselecionada e máxima, considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados. No estudo I, foram incluídos 36 indivíduos, 18 pós-AVE/18 saudáveis, pareados quanto ao sexo, idade, índice de massa corporal e nível de atividade física. No estudo II, foram incluídos 30 indivíduos, 15 pós-AVE/15 saudáveis, pareados como no estudo I. As variáveis duração total, duração das fases I e II, máxima flexão anterior do tronco e duração até máxima flexão do tronco foram obtidas para ST-DP e DP-ST utilizando o sistema de análise de movimento. Os resultados do estudo I evidenciaram diferenças significativas entre as variáveis cinemáticas do ST-DP e DP-ST, em relação aos diferentes algoritmos aplicados. O algoritmo que envolveu a velocidade do centro de massa do tronco de 0,01m/s demonstrou ser mais adequado e, portanto, foi utilizado no estudo II. Neste estudo, não houve interação entre atividades e grupos para as duas velocidades investigadas ( $0,17 \leq F \leq 0,18$ ;  $0,150 \leq p \leq 0,164$ ). Em ambos os grupos e velocidades, a duração da fase I e a máxima flexão anterior do tronco foram significativamente maiores durante DP-ST, quando comparado ao ST-DP ( $4,20 \leq F \leq 33,60$ ;  $0,001 \leq p \leq 0,050$ ). Para ambos os grupos e velocidades, a duração da fase II foi significativamente maior durante ST-DP do que DP-ST ( $12,20 \leq F \leq 65,10$ ;  $0,001 \leq p \leq 0,002$ ). Apenas na velocidade máxima, a duração total do DP-ST foi significativamente menor quando comparada ao ST-DP independentemente do grupo ( $F=8,20$ ;  $p=0,008$ ). Além disso, para ambas velocidades, indivíduos pós-AVE gastaram mais tempo que os saudáveis pareados para duração total e duração das fases I e II do ST-DP e DP-ST ( $5,06 \leq F \leq 15,38$ ;  $0,001 \leq p \leq 0,033$ ). Apenas na velocidade máxima, a máxima flexão anterior do tronco e a duração até máxima flexão do tronco foram significativamente maiores em indivíduos pós-AVE, quando comparados aos saudáveis pareados, independente da atividade ( $4,20 \leq F \leq 9,61$ ;  $0,004 \leq p \leq 0,050$ ). Os resultados do estudo II confirmam características biomecânicas específicas entre ST-DP e DP-ST em indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados, e proporcionam uma melhor compreensão acerca das especificidades do tronco entre essas atividades nessas populações. Os resultados demonstraram, também, para ambas as atividades e velocidades, um pior desempenho dos indivíduos pós-AVE quando comparados aos saudáveis pareados. Finalmente, observa-se a importância de se considerar velocidades máximas durante avaliações biomecânicas.

**Palavras-Chave:** Acidente vascular cerebral. Atividades cotidianas. Tronco. Fenômenos biomecânicos.

## ABSTRACT

Sitting down (stand-to-sit) and standing up (sit-to-stand) from chair are common daily life activities, which are considered essentials for maintaining individual's mobility and independence. However, investigations related to the sit-to-stand are more common than the stand-to-sit, which limits a better understanding of specificity of each activity. Biomechanical descriptions provide a detailed characterization of several aspects of motor control and performance. Thus, accurate detection of movement events is a fundamental step in these assessments. Considering that post-stroke survivors often show lower performance of sit-to-stand and stand-to-sit, it becomes necessary to have a better understanding of the particularities of these activities in these individuals. To obtain the variables of the present study, a study I was developed, in order to compare two different algorithms for the detection of sit-to-stand and stand-to-sit events. The objective of the study II was to compare trunk's biomechanical characteristics between sit-to-stand and stand-to-sit, at self-selected and fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. In the study I, 36 individuals (18 post-stroke/18 healthy, matched by sex, age, body mass index, and levels of physical activity) were included. In the study II, 30 individuals were included, 15 post-stroke/15 healthy-controls, also matched by the same characteristics. Total duration, phase I and II durations, peak of trunk forward flexion and time until the peak of trunk forward flexion of the sit-to-stand and stand-to-sit were determined with the motion analysis system. The results of study I revealed significant differences between the kinematic variables of sit-to-stand and stand-to-sit in relation to the different algorithms applied to the data. The algorithm involving the trunk's center of mass velocity of 0.01m/s was found to be more adequate for the definition of sit-to-stand and stand-to-sit events and, therefore, was used in study II. It was not found any interaction between activities and groups for both speeds ( $0.17 \leq F \leq 0.18$ ;  $0.150 \leq p \leq 0.164$ ). For both groups and speeds, phase I duration and peak of trunk forward flexion of stand-to-sit activity were significantly higher than of sit-to-stand ( $4.20 \leq F \leq 33.60$ ;  $0.001 \leq p \leq 0.050$ ). For both groups and speeds, phase II duration was significantly higher during the sit-to-stand than during the stand-to-sit ( $12.20 \leq F \leq 65.10$ ;  $0.001 \leq p \leq 0.002$ ). Only at fast speed, the total duration of the stand-to-sit was lower than that of the sit-to-stand, independently of the group ( $F=8.20$ ;  $p=0.008$ ). Post-stroke survivors spent more time to complete the entire activity, phase I and phase II durations, than healthy-matched controls subjects at both self-selected and fast speeds, independently of the activity ( $5.06 \leq F \leq 15.38$ ;  $0.001 \leq p \leq 0.033$ ). Also, the peak of trunk forward flexion and the time spent until the peak of trunk forward flexion were significantly higher in post-stroke survivors when compared to healthy-matched controls at fast speed, for both activities ( $4.20 \leq F \leq 9.61$ ;  $0.004 \leq p \leq 0.050$ ). These results confirm specific biomechanical characteristics between the sit-to-stand and stand-to-sit activities in post-stroke survivors and healthy-matched controls. In addition, these results allow a better understanding of trunk's specificities between sit-to-stand and stand-to-sit in these populations. Post-stroke survivors showed a worse performance in both activities and at both speeds when compared to healthy-matched controls. Finally, the results reinforce the importance of considering fast speeds during biomechanical evaluations.

**Keywords:** Stroke. Activities of Daily Living. Torso. Biomechanical Phenomena.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>20</b>
2.1 Objetivo Artigo I .....	20
2.2 Objetivo Artigo II .....	20
<b>3 ARTIGO I.....</b>	<b>21</b>
<b>4 ARTIGO II.....</b>	<b>41</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>61</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>63</b>
<b>APÊNDICE A – Materiais e Métodos .....</b>	<b>67</b>
<b>APÊNDICE B – Ficha de Avaliação .....</b>	<b>83</b>
<b>ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Saudáveis.....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - AVE .....</b>	<b>104</b>
<b>MINICURRÍCULO .....</b>	<b>108</b>

## PREFÁCIO

A presente dissertação foi elaborada de acordo com as regras do Formato Opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), mediante resolução N°004/2018, disponível no site do referido programa. Dessa forma, a fim de atender as exigências da instituição de ensino, a presente dissertação é composta por três partes. A primeira parte é constituída pela introdução, que contém uma revisão bibliográfica sobre o tema proposto, a problematização e a justificativa do estudo, assim como os objetivos da presente dissertação. A segunda parte consiste na apresentação dos dois artigos desenvolvidos que compõe o presente trabalho. O primeiro artigo, "*Identifying sit-to-stand and stand-to-sit events in post-stroke survivors: A comparison of methods*" foi redigido de acordo com as normas do periódico *Gait & Posture* (ISSN 0966-6362). O segundo artigo, "*Comparison of trunk's kinematics between post-stroke survivors and healthy individuals during Sitting down and Standing up activities*", por sua vez, foi redigido de acordo com as normas do periódico *Journal of Biomechanics* (ISSN 0021-9290). As submissões dos artigos serão realizadas após a defesa da dissertação. A terceira e última parte contém as considerações finais pertinentes acerca dos resultados encontrados neste trabalho e em sequência, a lista de referências, os apêndices e anexos. Nos apêndices estão informações detalhadas dos materiais e métodos empregados no desenvolvimento da presente dissertação, bem como a ficha de avaliação utilizada. Nos anexos encontram-se a aprovação do estudo pelo comitê de ética em pesquisa da UFMG e os termos de consentimento livre e esclarecido utilizados. Por fim, é apresentado um minicurrículo da autora desta presente dissertação.

## 1 INTRODUÇÃO

As atividades de levantar-se [sentado para de pé (ST-DP)] e assentar-se [de pé para sentado (DP-ST)] em uma cadeira são comuns à vida cotidiana e importantes para a manutenção da mobilidade e independência (HENDERSHOT; WOLF, 2015; AGRAWAL *et al.*, 2016; HAMAOU; ALAMINI-RODRIGUES, 2017). Apesar de serem consideradas atividades corriqueiras, elas figuram entre as atividades funcionais com maiores demandas mecânicas realizadas diariamente (DE SOUZA *et al.*, 2011; YOSHIOKA *et al.*, 2014; HENDERSHOT; WOLF, 2015; HAMAOU; ALAMINI-RODRIGUES, 2017). Uma redução do desempenho do ST-DP e do DP-ST tem sido considerada como um importante indicador de incapacidade em indivíduos idosos, pós-Acidente Vascular Encefálico (AVE) e amputados transfemorais unilaterais (NG *et al.*, 2013; BOWSER *et al.*, 2015; HENDERSHOT; WOLF, 2015). Essa redução também tem sido considerada um fator preditor de quedas em indivíduos com doença de Parkinson, idosos e pós-AVE (DUNCAN *et al.*, 2011; NG *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2017).

Investigações sobre características cinemáticas, cinéticas e atividade muscular relacionadas à atividade de ST-DP têm sido de grande interesse (BLACHE *et al.*, 2014; ABUJABER *et al.*, 2015; BOUKADIDA *et al.*, 2015; BOWSER *et al.*, 2015; ANAN *et al.*, 2016; SILVA *et al.*, 2017). Entretanto, apesar do DP-ST também ser realizado rotineiramente, em média de 60 vezes ao dia para a população de adultos saudáveis (YOSHIOKA *et al.*, 2014), as informações acerca dessa atividade são escassas, principalmente quando comparadas com as informações já estabelecidas para a atividade de ST-DP (DUBOST *et al.*, 2005; ROY *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2012; DIONISIO *et al.*, 2013; AGRAWAL *et al.*, 2016).

Considerando a quantidade insuficiente de informações sobre a atividade de DP-ST, comumente observa-se a tentativa de extrapolar os resultados das atividades de ST-DP para a compreensão do DP-ST (DUBOST *et al.*, 2005; DUCLOS *et al.*, 2008; LECOURS *et al.*, 2008). No entanto, apesar de uma atividade ser considerada o reverso da outra, elas são realizadas sob diferentes padrões biomecânicos. Tanto o ST-DP quanto o DP-ST envolvem o movimento do corpo todo predominantemente no plano sagital e apresentam deslocamento angulares similares das articulações do quadril, joelho e tornozelo (CARR; SHEPHERD, 2010).



Contudo, o ST-DP é caracterizado pela transposição anterior e vertical superior do centro de massa corporal da posição sentada para a de pé, pela movimentação de grande parte dos segmentos corporais contra a gravidade (SCHENKMAN *et al.*, 1990; GALLI *et al.*, 2008; DE SOUZA *et al.*, 2011) (movimento ascendente) (DUBOST *et al.*, 2005) e contrações musculares em sua maioria concêntricas (ROY *et al.*, 2006). Por outro lado, o DP-ST envolve movimento posterior e vertical inferior do centro de massa corporal mediante movimentação voluntária de múltiplos segmentos corporais a favor da gravidade (movimento descendente) (DUBOST *et al.*, 2005; ROY *et al.*, 2006; SILVA *et al.*, 2012), sendo a atividade muscular excêntrica a predominante (SILVA *et al.*, 2012).

A publicação dos primeiros estudos acerca da atividade de DP-ST foi motivada por observações clínicas de que as queixas associadas a essa atividade eram diferentes daquelas relacionadas ao ST-DP. Para a atividade de ST-DP, é comumente observado queixas relacionadas a fraqueza e encurtamentos musculares que podem comprometer a capacidade de deslocar os pés posteriormente, em amplitude dorsiflexora, ao iniciar a atividade (CARR; SHEPHERD, 2010; BOUKADIDA *et al.*, 2015). Além disso, a dificuldade em gerar e regular força muscular suficiente para mover o tronco anteriormente e desencostar as coxas do assento são comuns. Ainda, a fraqueza da musculatura extensora de membros inferiores, que pode comprometer a capacidade de propelir a massa corpórea verticalmente, podendo impedir a realização do ST-DP, também são frequentemente observadas (CARR; SHEPHERD, 2010; BOUKADIDA *et al.*, 2015). Por outro lado, ao realizar a atividade contrária, o DP-ST, as principais queixas experimentadas pelos indivíduos estão relacionadas às dificuldades advindas da fraqueza excêntrica da musculatura para controlar a aceleração vertical descendente e a desaceleração vertical da massa corpórea durante a fase descendente (CARR; SHEPHERD, 2010). Possivelmente, há outras queixas e dificuldades relacionadas ao DP-ST, mas como os estudos sobre esta atividade são menos frequentes, elas podem não ter sido, ainda, identificadas.

Os resultados dos primeiros estudos encontrados associados à atividade de DP-ST evidenciaram suas importantes particularidades, com determinação das suas fases (KRALJ *et al.*, 1990) e identificação das estratégias motoras para inicialização da atividade em indivíduos saudáveis (HASE *et al.*, 2004). Características cinemáticas e cinéticas de membros inferiores durante o DP-ST em

jovens, idosos, indivíduos com doença de Parkinson, amputados transfemorais unilaterais e pós-AVE também já foram investigadas (YOSHIDA *et al.*, 1983; MOUREY *et al.*, 1998; DUBOST *et al.*, 2005; LAMONTAGNE *et al.*, 2012), bem como as descrições eletromiográficas de padrões de ativação muscular durante o DP-ST em adultos, idosos, indivíduos com doença de Parkinson e pós-AVE (ASHFORD; DE SOUZA, 2000; SILVA *et al.*, 2012; DIONISIO *et al.*, 2013). Entretanto, estudos relacionados ao tronco durante o DP-ST ainda são escassos. Foi encontrado apenas um estudo que investigou alguma variável relacionada ao tronco durante esta atividade e esta investigação foi realizada em indivíduos saudáveis jovens e idosos. Nesse estudo, foi analisado como os efeitos da idade afetam o deslocamento angular do tronco durante o DP-ST (DUBOST *et al.*, 2005).

As características biomecânicas do tronco apresentam-se associadas à realização das atividades de ST-DP e DP-ST devido, em parte, à grande concentração da massa corporal nesse segmento (LECOURS *et al.*, 2008). Em indivíduos saudáveis, o ST-DP inicia-se pela flexão anterior de tronco, encarregada pela geração do *momentum* flexor, variável biomecânica referente à quantidade de energia cinética disponível para a realização dessa atividade, sendo o produto da velocidade de deslocamento anterior pela massa do segmento (BOUKADIDA *et al.*, 2015). Posteriormente, a extensão de tronco ocorre para auxiliar na transferência do *momentum* flexor para todo o corpo e permitir a transposição anterior e vertical superior do centro de massa corporal (BOUKADIDA *et al.*, 2015). Para a dinâmica do DP-ST, existem poucos estudos que investigaram a biomecânica do tronco, com descrição somente de dados cinemáticos relacionados à definição das fases da atividade em indivíduos saudáveis. Foi evidenciado para essa população que o DP-ST inicia-se com flexão anterior em desaceleração, seguida por extensão em aceleração após contato do indivíduo com o assento (DUBOST *et al.*, 2005).

As descrições já realizadas sobre o DP-ST confirmam que esta é uma atividade complexa e apontam para a necessidade de uma caracterização mais detalhada acerca das características biomecânicas do tronco durante a sua realização, para capturar amplamente os vários aspectos do controle e do desempenho motor (GANEVA *et al.*, 2011). Para alcançar esse objetivo, são necessários parâmetros adicionais que avaliem mais especificamente as variáveis cinemáticas do DP-ST, como a máxima flexão anterior do tronco (GANEVA *et al.*, 2011), o tempo gasto até a máxima flexão anterior de tronco e a amplitude de

movimento do tronco, tais como flexão e extensão do tronco. A caracterização dessa atividade com essas variáveis possibilita descrever com mais detalhes o DP-ST. Por outro lado, entender o papel das características biomecânicas do tronco durante a atividade de DP-ST é importante para poder direcionar avaliações e complementar o raciocínio clínico para elaboração de tratamentos mais específicos e eficazes, com o objetivo de melhorar o desempenho dessa atividade.

Além disso, ter clareza das características específicas de cada uma das atividades, o que é possível comparando as variáveis de interesse entre o ST-DP e o DP-ST, auxiliará em um melhor direcionamento da importância de considerar a especificidade de cada uma delas nos diferentes raciocínios clínicos estabelecidos. Um exemplo disso na literatura é o movimento de retorno da elevação dos membros superiores, que não foi estudado durante muito tempo por ser considerado o reverso do movimento correspondente de elevação. Os estudos iniciais evidenciaram características biomecânicas específicas entre a elevação e o retorno da elevação dos membros superiores, o que permitiu um melhor direcionamento para estudos futuros auxiliarem na compreensão de cada um destes movimentos. Os resultados desses estudos permitiu, também, o uso de raciocínios clínicos específicos para cada um deles e o entendimento mais adequado das incapacidades apresentadas pelos indivíduos com diferentes sintomas relacionados às articulações do complexo do ombro (FARIA *et al.*, 2008a; FARIA *et al.*, 2008b).

Ainda que indivíduos saudáveis se levantem em diferentes velocidades, dependendo do ambiente e do objetivo da ação, idosos e indivíduos com disfunções de movimento tem sido descritos como levantando-se relativamente mais devagar (DUBOST *et al.*, 2005; SILVA *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2017). Além de despenderem mais tempo para completar as atividades de vida diária, como o ST-DP, também é possível visualizar em indivíduos que apresentam dificuldade em ativar os músculos, gerar e regular a força muscular, a emergência de determinados movimentos adaptativos, como movimentos em diferentes planos de movimento, ao realizar atividades corriqueiras (BEAMAN *et al.*, 2010; CARR; SHEPHERD, 2010; HACMON *et al.*, 2012; VAN CRIEKINGE *et al.*, 2017). Dessa forma, estudos da área de biomecânica comumente investigam como diferentes velocidades podem afetar os parâmetros cinéticos e cinemáticos, uma vez que, de acordo com o aumento da demanda, as estratégias adaptativas podem ser exacerbadas e envolver movimentos em outros planos, a exemplo da variação de velocidade, que é um dos

fatores responsáveis por deflagrar a especificidade de cada atividade (BEAMAN *et al.*, 2010; VAN CRIEKINGE *et al.*, 2017).

Beaman *et al.* (2010) sugere que a análise da marcha de indivíduos com disfunções de movimento em velocidade máxima proporciona uma melhor avaliação biomecânica, uma vez que os comprometimentos neuromotores são exacerbados, tornando-os assim mais fáceis de serem identificados do que durante a realização da marcha em velocidade autosselecionada. Alguns resultados indicam que novas informações podem ser identificadas ao desafiar indivíduos com disfunções de movimento a realizarem atividades em velocidade máxima (BEAMAN *et al.*, 2010; VAN CRIEKINGE *et al.*, 2017). Por exemplo, indivíduos hemiparéticos ao desempenharem a marcha em velocidade aumentada apresentam assimetria acentuada e maiores deslocamentos de tronco nos planos frontal e sagital (VAN CRIEKINGE *et al.*, 2017). Os resultados desses estudos sugerem que a análise das atividades apenas em velocidade autosselecionada pode não ser suficiente para identificar completamente os comprometimentos/deficiências subjacentes do desempenho dos indivíduos com disfunções do movimento. Assim, avaliações de movimentos funcionais, como o ST-DP e DP-ST, em velocidades máximas podem acrescentar informações importantes que não poderiam ser identificadas com as análises em velocidades autosselecionadas.

Foi encontrado apenas um estudo em que as atividades de ST-DP e DP-ST foram avaliadas em velocidades autosselecionada e máxima (MOUREY *et al.*, 1998). O objetivo desse estudo foi analisar os efeitos da idade na cinemática do ST-DP e DP-ST sob diferentes velocidades em indivíduos jovens e idosos. Os resultados demonstraram um efeito significativo em relação a diferentes velocidades de avaliação, atividades e grupos. Por exemplo, a estabilidade da cabeça (avaliada considerando o desvio padrão do deslocamento angular da cabeça) diminuiu em indivíduos idosos, mas a diferença entre os grupos foi estaticamente significativa apenas durante a avaliação em velocidade máxima. Dessa forma, uma vez que avaliações em velocidade máxima das atividades de ST-DP e DP-ST acrescentaram informações significativas que não poderiam ser identificadas apenas com análises em velocidade autosselecionada (MOUREY *et al.*, 1998), questiona-se se as avaliações das atividades de ST-DP e DP-ST em velocidade máxima também não seriam um parâmetro importante a ser investigado em outros grupos populacionais que comumente apresentam disfunções de movimento. Dentre essas populações,

encontra-se a de indivíduos acometidos pelo AVE, para os quais não foi identificado registro na literatura dessa investigação.

Indivíduos pós-AVE, em decorrência de deficiências em estrutura e funções corporais primárias e secundárias ao acometimento encefálico, além de outras potenciais incapacidades associadas, frequentemente apresentam limitações no desempenho de diversas atividades de vida diária, dentre elas o ST-DP e DP-ST (ROY *et al.*, 2006; BOUKADIDA *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2015; QUINTINO *et al.*, 2017; SILVA *et al.*, 2017). Esses indivíduos comumente apresentam hemiparesia, que é caracterizada pela diminuição acentuada da força muscular no dimídio corporal contralateral à lesão encefálica (WIST *et al.*, 2016), e também diminuição de força muscular do tronco (WIST *et al.*, 2016; QUINTINO *et al.*, 2017) o que pode estar associado a comprometimentos em sua capacidade de desempenho do ST-DP e DP-ST em diferentes velocidades.

Desta forma, levando em consideração a complexidade biomecânica das atividades de ST-DP e DP-ST, que podem variar segundo a velocidade em que os movimentos são realizados, as deficiências relacionadas a estrutura e funções corporais do tronco, bem como a frequente limitação dos indivíduos pós-AVE em desempenhar o ST-DP e DP-ST, torna-se necessário investigar as características biomecânicas do tronco durante essas atividades, considerando a comparação entre elas e o desempenho em diferentes velocidades. Esse conhecimento pode complementar o raciocínio clínico sobre estratégias de avaliação e manejo terapêutico específico para cada uma delas, uma vez que os resultados de investigações realizadas em laboratórios fornecem critérios sobre a natureza do controle dessas ações e diretrizes, as quais, se implementadas, tem potencial para melhorar o desempenho dessa população nessas atividades.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Artigo I**

Comparar dois diferentes algoritmos baseados em cinemática do tronco para a detecção de eventos das atividades de ST-DP e DP-ST, realizadas em velocidades autosseleccionada e máxima, considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados.

### **2.2 Objetivo Artigo II**

Comparar as características biomecânicas do tronco entre as atividades de ST-DP e DP-ST, realizadas em velocidades autosseleccionada e máxima, considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados.

### 3 ARTIGO I

#### **Identifying sit-to-stand and stand-to-sit events in post-stroke survivors: A comparison of methods**

##### **Abstract**

**Background:** Accurate detection of events is a fundamental step for biomechanical assessments. Kinematic-based methods of identifying sit-to-stand and stand-to-sit events have been mostly based on a critical threshold reached by trunk's center of mass (CM) velocity. However, it remains unknown whether different thresholds could affect sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables to such a degree that activity event detection is biased. **Research Question:** Do two different kinematic-based algorithms for event detection of sit-to-stand and stand-to-sit activities affect the assessment of kinematic variables at self-selected/fast speeds of post-stroke survivors and healthy-matched controls? **Methods:** Methodological study with 36 individuals (18 post-stroke/18 healthy-controls), who were submitted to a biomechanical movement analysis of sit-to-stand and stand-to-sit at self-selected/fast speeds, in a random order. Two kinematic-based algorithms were applied to the data to investigate whether different threshold velocities would affect the sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables (total, phase I and phase II's duration, peak of trunk forward flexion, time to reach peak of trunk forward flexion and trunk angular displacement). Approximately 1.770 total events were determined with the Visual3D™ software (ICC=0.99;p≤0.01) and were used as a criterion measure for comparison to each algorithm. Paired t-test or Wilcoxon signed-rank test were used for analysis ( $\alpha=0.05$ ). **Results:** For both groups and speeds, five out six kinematic variables (total, phase I and phase II's duration, time to reach peak of trunk forward flexion and trunk angular displacement) were affected ( $0.01 \leq p \leq 0.03$ ) by different algorithms applied to the data. Peak of trunk forward flexion was the only variable that did not show differences between the results of the

two algorithms ( $p=1.00$ ). It was found greater similarity between the threshold velocity of 0.01m/s and the criterion measure. **Significance:** Trunk's CM threshold velocity of 0.01m/s should be used to identify sit-to-stand and stand-to-sit events in future studies.

**Keywords:** Stroke; Activities of Daily Living; Biomechanical Phenomena; Algorithms

## **Introduction**

Biomechanical descriptions provide a detailed characterization about several aspects of motor control and performance [1]. Besides of being essential on defining evaluations and complementing clinical reasoning to elaborate more specific and effective interventions, the descriptions of motor patterns yield information about movement quality, through measures, such as movement smoothness and joint angles [2]. Furthermore, these analyses may help to identify specific motor control deficits and levels of impairment in different populations, such as healthy individuals, post-stroke survivors, and individuals with multiple sclerosis [3, 4].

The accurate detection of events is a fundamental step for biomechanical assessments [5, 6]. The normalization of the activity cycle by specific events allows the comparison of spatio-temporal and kinematic variables between individuals and conditions [5]. Different methods are commonly used to determine events in varied activities, such as the determination of gait events using force plate data, normally defined by an ascending/descending specific threshold in the vertical ground reaction force [6, 7] or kinematic-based algorithms, which use marker trajectories for identifying events [6, 8]. Kinematic-based methods are widely versatile, and have received significant attention in the literature for their effectiveness and simplicity of use during the assessment of data [6, 9].

The kinematic-based methods of identifying sit-to-stand and stand-to-sit events have been mostly based on a critical threshold reached by the trunk's center of mass (CM) velocity [4, 10, 11, 12]. However, protocols and models for analyses of sit-to-stand and stand-to-sit are not fully established and several thresholds have been applied in previous studies [4, 10, 11,



12]. It remains unknown whether different critical thresholds of trunk's CM velocity could affect sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables, to such a degree that activity event detection is biased.

Taking into account that post-stroke survivors frequently face limitations in the performance of the sit-to-stand and stand-to-sit, [10, 11, 13-15], and the important role of biomechanical analysis to provide detailed characterization about several aspects of motor control and performance, it becomes necessary to have a better understanding about the protocols for biomechanical analysis of these activities in this population. Therefore, the objective of the present study was to compare two different kinematic-based algorithms for event detection of sit-to-stand and stand-to-sit activities, assessing six kinematic variables (total, phase I and phase II's duration, peak of trunk forward flexion, time to reach peak of trunk forward flexion and trunk angular displacement) at self-selected and fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. This knowledge could facilitate the selection of the most appropriate kinematic-based algorithm for future studies investigating sit-to-stand and stand-to-sit activities.

## **Methods**

This study was approved by University's Ethical Research Committee (#####).

Thirty-six individuals (18 post-stroke survivors/18 healthy-matched controls) were recruited from the general community. The inclusion criteria for post-stroke survivors were:(1) over 20 years old, (2) residual weakness and/or increased tonus of the lower limb, (3) chronic post-stroke phase (had a stroke for  $\geq 6$  months) and (4) ability to execute all tests. The residual weakness was determined by isometric strength differences greater than 15% between the paretic and non-paretic knee extensor muscles measured by a digital hand-held dynamometer (Microfet2®; Hoggan Health Industries, UT, USA) [14].

Healthy-matched controls were paired with post-stroke survivors with regards to sex, age, body mass index, and level of physical activity. They were also screened to ensure that they were able to perform all tests.

Exclusion Criteria for both post-stroke survivors and healthy-matched controls individuals were: (1) presence of possible cognitive deficits identified by the Mini-Mental State Examination, based on cut-off points according to educational levels as recommended by Bertolucci et al. [16], (2) the inability to understand commands during the tests, (3) other conditions that could interfere with the results or compromise the test performance (4) use of lower limbs orthosis.

## **Procedures**

All individuals were submitted to a clinical examination and biomechanical movement analysis of the sit-to-stand and stand-to-sit at self-selected and fast speeds. Initially, the purpose of the study was explained to each individual. After, all individuals signed the written informed consent. Next, demographic and clinical data were collected by trained physical therapists (i.e. sex, age, body mass index, and level of physical activity), trunk impairments (using the Trunk Impairment Scale – TIS [17]), and motor impairments by the Fulg-Meyer Motor Assessment Scale (only for post-stroke survivors) [18]. Motor impairments were classified as severe (0-35 points), moderately severe (36–55 points), moderate (56–79 points) and mild (>79 points) [19].

For the biomechanical motion analysis, an opto-electronic system equipped with six cameras (ProReflex, QualisysAB, Gothenburg, Sweden) with a sampling frequency of 120Hz was used [20]. It was synchronized with a pressure sensor (Honeywell TruStability®, Morristown, USA) positioned at the chair, approximately on the middle portion of the individual's buttocks collecting data at 500Hz [21] and a digital video camera stabilized

in a tripod positioned on the left side of the individuals, at a distance that allowed capturing their complete standing figures [10, 11].

A total of 51 reflective markers were placed on the individuals, to define and track trunk, pelvis, thighs, shanks and feet. Each segment was considered a rigid body with its respective anatomical and tracking markers, as described by Silva et al. [10]. All equipment and measurements employed for analyses have shown adequate psychometric properties. [20-23].

Chair adjustments, upper limb and feet positions followed previously described procedures [10]. Self-selected or fast speeds were performed in a random order determined by simple randomization procedures with sealed envelopes. After familiarization, all individuals performed five trials of the sit-to-stand and stand-to-sit in each speed [10]. From the initial sitting posture, participants were asked to stand up from the chair and to maintain the upright standing position. After 10 seconds, they were asked to sit down and to remain seated for 10 seconds. One-minute rest was allowed between the trials and the tests speeds.

### **Data processing and outcomes**

Three out five trials with minor foot movements, at both speeds, were selected by analysis of the digital videos, by two independent raters who reached a consensus on the results obtained. The biomechanical collected data were processed with the Visual 3D™v6 (C-Motion, Inc, Rockville, USA) software and were filtered using the fourth-order Butterworth low-pass filters with 6Hz. The pressure sensor determined the loss of contact with the seat (seat-off) and the contact with the seat (seat-on).

To investigate whether trunk's CM linear velocity thresholds affected the sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables to such a degree that activity event detection is biased, two kinematic-based algorithms were added within Visual 3D and applied to the data:

- (1) Identified the beginning of the activities by the instant in which the trunk's CM velocity exceeded 0.01m/s, and the end by the instant when the velocity dropped to 0.01m/s and remained below this value for at least six frames [4].
- (2) Identified the beginning of the activities by the instant in which the trunk's CM velocity exceeded 0.05m/s, and the end by the instant when the velocity dropped to 0.05m/s and remained below this value for at least six frames [10].

The kinematic variables total duration(seconds), phase I and phase II durations(seconds), peak of trunk forward flexion(degrees), time to reach peak of trunk forward flexion(seconds) and trunk angular displacement(degrees) were obtained for both speeds (self-selected/fast) and both activities (sit-to-stand/stand-to-sit). Total duration was calculated from the beginning to the end of each activity [4, 10, 11]. The phase 1 was defined as the time spent from the beginning of the activity to seat-off or seat-on and phase II was determined as the time spent from the seat-off or seat-on to the end of the activity [4, 10, 11]. Peak of trunk forward flexion was determined in the global coordinate system as the maximal angle of trunk forward flexion relative to the laboratory in sagittal plane [4, 10, 11] and trunk angular displacement as the difference between the maximum and minimum values of trunk forward flexion in sagittal plane during the activities [2, 24].

In order to assess the ability of event detection of the kinematic-based algorithms, an experienced rater determined the sit-to-stand and stand-to-sit events by movement analyses of the biomechanical model with the Visual 3D™v6 (C-Motion, Inc, Rockville, USA) software. This procedure was considered a criterion measure for subsequent comparisons likewise used in a previous study [9]. The intra-rater reliability of this examiner in this procedure was ICC=0.99 ( $p \leq 0.001$ ). The following definitions were used:

- Sit-to-stand:

Beginning: initiation of trunk movement into forward flexion [25, 26].

End: individual achieved quiet standing [24].

- Stand-to-sit:

Beginning: initiation of trunk movement into forward flexion [25, 26].

End: individual achieved quiet sitting [26].

### **Statistical Analysis**

Descriptive statistics and test of normality (Shapiro-Wilk test) were performed for all variables. After data distribution analysis, groups were characterized by clinical and demographic characteristics using descriptive statistics. Groups were compared with regard to the following variables: sex ( $\chi^2$  test), body mass index (independent samples t-test), level of physical activity and trunk impairment (Mann-Whitney test). Then sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables were compared regarding the two different kinematic-based algorithms applied for event detection (thresholds 0.01m/s and 0.05m/s) using a paired t-test or a Wilcoxon signed-rank test, according to data distribution. The significance level was set at  $\alpha=0.05$ . The ability of event detection was defined as the difference (in frames) between the events detected by the kinematic-based algorithms and the events determined by movement analyses of the biomechanical model with the Visual 3D™ software (criterion measure) [9]. Greater differences were considered as poorer ability of event detection.

### **Results**

The demographic and clinical characteristics of the 36 individuals (18 post-stroke survivors/18 healthy-matched controls) are shown in Table 1. Groups were not significantly different with regard to the following matching variables: age ( $p=0.11$ ), sex ( $p=1.00$ ), body mass index ( $p=0.18$ ), and level of physical activity ( $p=0.23$ ). Post-stroke survivors demonstrated greater trunk impairment, detected by the Trunk Impairment Scale, when compared to healthy-matched controls ( $p\leq 0.01$ ). Furthermore, 11 (61.11%) post-stroke survivors had mild motor impairment assessed by the Fugl-Meyer Scale (Table 1).

Descriptive and inferential statistics of the sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables regarding two different kinematic-based algorithms applied for event detection (thresholds 0.01m/s and 0.05 m/s) at both speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls are given in tables 2 and 3, respectively. The analysis revealed that the use of the two different kinematic-based algorithms generated kinematic variables statically significantly in both groups and both speeds ( $0.01 \leq p \leq 0.03$ ) except for peak of trunk forward flexion ( $p=1.00$ ) (Tables 2 and 3). This variable showed, for both groups and speeds, exactly the same results for the two different kinematic-based algorithms applied for event detection of sit-to-stand and stand-to-sit activities ( $p=1.00$ ). Figure 1 illustrate the influence of different values of trunk's CM thresholds velocity on event detection during the sit-to-stand and stand-to-sit at both speeds of a representative post-stroke survivor and a healthy-matched control.

For both activities and speeds, post-stroke survivors and healthy-matched controls spent less time to complete the total activity, phase I, phase II and time to reach peak of trunk forward flexion, when the phases were established with trunk's CM velocity as 0.05 m/s ( $0.01 \leq p \leq 0.03$ ). Also, trunk angular displacement was significantly higher ( $0.01 \leq p \leq 0.03$ ) when the definition of the events was determined with the trunk's CM linear velocity at 0.01m/s instead of 0.05m/s (Table 3).

Descriptive statistics of the difference between each kinematic-based algorithm and events determined by movement analyses of the biomechanical model with the Visual 3D™ software (criterion measure), considering both post-stroke survivors and healthy-matched controls, are reported in table 4. The results showed that the 0.01m/s trunk's CM threshold velocity resulted in lower magnitude of differences than the 0.05m/s threshold during the detection of the sit-to-stand and stand-to-sit events in both groups and speeds. There were two exceptions. The first one was the detection of the end of the sit-to-stand performed by

healthy-matched controls at fast speed, for which the 0.05m/s trunk's CM threshold velocity showed a lower magnitude of difference than the 0.01m/s threshold. The second one was the event detection of the stand-to-sit performed by healthy-matched controls at fast speed. In this case, both kinematic-based algorithms showed similar magnitude of differences, when compared to the criterion measure.

Figure 2 illustrate the total duration of the activities considering the two kinematic-based algorithms (thresholds 0.01m/s and 0.05 m/s) and the events determined by movement analyses of the biomechanical model with the Visual 3D™ software (criterion measure).

## **Discussion**

The objective of the current study was to assess and compare two different kinematic-based algorithms for event detection of sit-to-stand and stand-to-sit activities. Six kinematic variables at self-selected and fast speeds were assessed, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. The results demonstrated significantly differences for five out of six sit-to-stand and stand-to-sit kinematic variables regarding trunk's CM linear threshold velocity in both groups and speeds. The peak of trunk forward flexion was the only variable that did not show differences between the results of the two kinematic-based algorithms applied to the data of post-stroke survivors and healthy-matched controls, considering both speeds and activities. The descriptive comparison regarding the ability of kinematic-based algorithms to identify sit-to-stand and stand-to-sit events showed that the kinematic-based algorithms performance did vary by the trunk's CM linear threshold velocity. Also, the magnitude of the differences between the events detected by kinematic-based algorithms and the criterion measure demonstrated more similarity between the threshold velocity of 0.01 m/s and the events determined by movement analyses of the biomechanical model with the Visual 3D™ software (criterion measure).

There was not found any study that compared the results from different kinematic-based algorithms for event detection of the sit-to-stand and stand-to-sit, neither trunk's kinematic variables during these activities at self-selected and fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. The results of the present study indicated that, for both groups and speeds, different values of trunk's CM threshold velocities had significant influence on sit-to-stand and stand-to-sit results of kinematic variables, to such a degree that activity event detection is biased. For instance, comparing with the 0.01m/s threshold, the use of the kinematic-based algorithm with the threshold velocity of 0.05m/s seems to be responsible for a loss of 27.37 degrees of trunk angular displacement for post-stroke survivors and 13.33 degrees for healthy-matched controls when performing the sit-to-stand at self-selected speed. This indicated that using the kinematic-based method with trunk' CM threshold velocity of 0.01m/s prevented the early stage of the activity execution from being neglected in the event detection process. It allows an adequate detection of the events/phases and, consequently, improves the assessment of the activity of post-stroke survivors, which could present compensations.

Peak of trunk forward flexion was the unique variable that showed, for both groups and speeds, exactly the same results for the two different kinematic-based algorithms applied for event detection of the sit-to-stand and stand-to-sit. This might be explained by the fact that the peak of trunk forward flexion does not occur in the beginning of the activities [25, 26]. During the sit-to-stand, the peak of trunk forward flexion is reached during the momentum-transfer phase, which begins with the seat-off and finishes with the maximal ankle dorsiflexion [25], while during the stand-to-sit this peak occurs in the transition of descending to seat loading phase, approximately the seat-on [26]. Therefore, different values of trunk's CM threshold velocities do not affect the results of this variable.



The results of the descriptive comparison between the events detected by the kinematic-based algorithms and the criterion measure demonstrated that the 0.01m/s trunk's CM threshold velocity value resulted in lower magnitude of differences than the 0.05m/s threshold during the detection of the sit-to-stand and stand-to-sit events in both groups and speeds. Despite of detecting the beginning of activities earlier and the end later, the 0.01m/s trunk's CM linear threshold velocity showed, on average, results more similar to the criterion measure than the 0.05m/s. The results indicate that using the kinematic-based method with trunk' CM threshold velocity of 0.01m/s prevents the early or final stage of the activity execution from being neglected in the event detection process, allowing a better detection of the events/phases and, consequently, improving the assessment of the activity. Thus, these results point out that trunk's CM threshold velocity of 0.01m/s is the most appropriate kinematic-based algorithm and, therefore, it should be used in future studies to investigate sit-to-stand and stand-to-sit activities considering post-stroke survivors and healthy-matched controls.

The current study was the first, to the best of our knowledge, to assess and compare two different kinematic-based algorithms for event detection of sit-to-stand and stand-to-sit activities at self-selected and fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. Algorithms are commonly used for kinematics analysis, however, despite of its automation, visual inspection of data signals is still recommended prior to its use, especially when applying the algorithm for the first time or to new populations, once different aspects of each population could generate variations in movement strategies [5-8, 10]. This action may reinforce the reliability of the created events.

## **Conclusion**

Different values of trunk's CM threshold velocities had significant influence on sit-to-stand and stand-to-sit results of five out of six kinematic variables, considering post-stroke

survivors and healthy-matched controls at self-selected and fast speeds. The 0.01m/s threshold algorithm showed more similarity to the criterion measure. These results point out that trunk's CM threshold velocity of 0.01m/s is the most appropriate kinematic-based algorithm and, therefore, it should be used in future studies to investigate these activities in this population.

### **Highlights**

- The use of different algorithms affected 5 out of 6 investigated kinematic variables
- Only the peak of trunk forward flexion showed the same results for both algorithms
- The 0.01m/s threshold algorithm showed more similarity to the criterion measure
- The trunk's CM threshold velocity of 0.01 m/s should be used in future studies

Table 1- Descriptive and between-group comparisons of the clinical and demographic characteristic of post-stroke (n=18) and healthy-matched controls (n=18).

Variables	Groups		Independent t-test or Chi-square test or Mann-Whitney	
	Stroke	Healthy	<i>p</i>	t or $\chi^2$ or U
Age (years), mean (SD) <sup>a</sup>	59.78 (9.98)	59.67 (9.67)	0.97	0.03
Sex (Men), n (%) <sup>b</sup>	13 (72.22)	13 (72.22)	1.0	0.01
Body mass (Kg), mean (SD) <sup>a</sup>	71.40 (11.62)	76.81 (12.28)	0.18	-1.35
Height (m), mean (SD) <sup>a</sup>	1.65 (0.06)	1.67 (0.10)	0.49	-0.69
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> ), mean (SD) <sup>a</sup>	26.08 (3.38)	27.45 (3.35)	0.23	-1.22
Physical activity level (n) <sup>c</sup>				
Vigorous active/Moderate active/Insufficient/Inactive	(4)(1)(5)(8)	(5)(0)(7)(6)	0.49	141.50
Trunk Impairment Scale, median (ID) <sup>c</sup>	16.50 (6)	23.00 (2)	0.01*	25.00
Paretic side/Dominant lower limb, n (%) <sup>b</sup>	11 (61.11)	18 (100)	-	-
Time since the onset of stroke (months), mean (SD)	144.75 (73.47)	-	-	-
Motor Impairment (Fugl-Meyer Assessment), (n)				
Very Severe/Moderately Severe/Moderate/Mild	(1)(2)(4)(11)	-	-	-

<sup>a</sup> = Independent test-t; <sup>b</sup> = Chi-square test; <sup>c</sup> = Mann-Whitney test; n: number; SD = standard deviation, ID = interquartile difference; s = seconds; t = statistic for Independent t-test;  $\chi^2$  = statistic for Chi-square test; U = statistic for Mann-Whitney test.

Table 2- Descriptive and inferential statistics of the sit-to-stand and stand-to-sit variables at self-selected and fast speeds considering two kinematic-based algorithms for event detection in post-stroke survivors (n=18).

Variables	Activities	Self-Selected Speed			Fast Speed		
		Trunk' CM		Paired t-test or Wilcoxon test	Trunk' CM		Paired t-test or Wilcoxon test
		threshold velocity			threshold velocity		
0.01	0.05	p	0.01	0.05	p		
Total duration (s)	Sit-St	2.46 (3.99)	2.09 (4.15)	<0.01*	2.14 (0.49)	1.81 (0.39)	<0.01*
	St-Sit	2.73 (0.68)	1.98 (0.48)	<0.01*	2.09 (0.53)	1.58 (0.31)	<0.01*
Duration of Phase I (s)	Sit-St	0.93 (3.63)	0.80 (3.95)	<0.01*	0.70 (1.76)	0.64 (1.26)	0.03*
	St-Sit	1.54 (0.44)	0.95 (0.32)	<0.01*	1.09 (0.34)	0.73 (0.17)	<0.01*
Duration of Phase II (s)	Sit-St	1.53 (0.29)	1.30 (0.30)	<0.01*	1.34 (0.32)	1.11 (0.22)	<0.01*
	St-Sit	1.18 (0.35)	1.02 (0.29)	0.01*	1.00 (0.24)	0.85 (0.20)	<0.01*
Peak of trunk forward flexion (°)	Sit-St	47.27 (9.91)	47.27 (9.91)	1.00	43.62 (10.07)	43.62 (10.07)	1.00
	St-Sit	49.25 (8.26)	49.25 (8.26)	1.00	46.70 (8.42)	46.70 (8.42)	1.00
Time until peak of trunk forward flexion (s)	Sit-St	1.17 (3.81)	1.02 (4.07)	<0.01*	0.90 (1.47)	0.80 (1.35)	<0.01*
	St-Sit	1.15 (0.35)	0.61 (0.22)	<0.01*	0.84 (0.27)	0.48 (0.16)	<0.01*
Trunk angular displacement (°)	Sit-St	49.09 (11.24)	47.85 (10.32)	0.03*	43.79 (10.07)	43.62 (10.27)	0.02*
	St-Sit	44.73 (26.25)	17.36 (47.88)	<0.01*	44.39 (7.37)	28.54 (12.76)	<0.01*

n = number; CM = Center of Mass; s = seconds; SD = standard deviation; Sit-st = sit-to-stand activity; St-Sit = stand-to-sit activity; ° = Degrees; \*= significant differences.

Table 3- Descriptive and inferential statistics of the sit-to-stand and stand-to-sit variables at self-selected and fast speed considering two kinematic-based algorithms for event detection in healthy-matched controls (n=18).

Variables	Activities	Self-Selected Speed			Fast Speed		
		Trunk' CM		Paired t-test or	Trunk' CM		Paired t-test or
		threshold velocity		Wilcoxon test	threshold velocity		Wilcoxon test
		0.01	0.05	p	0.01	0.05	p
Total duration (s)	Sit-St	1.88 (1.18)	1.60 (0.88)	<0.01*	1.72 (0.23)	1.44 (0.14)	<0.01*
	St-Sit	2.09 (0.39)	1.70 (0.27)	<0.01*	1.46 (0.14)	1.28 (0.11)	<0.01*
Duration of Phase I (s)	Sit-St	0.72 (1.11)	0.64 (0.49)	<0.01*	0.55 (0.40)	0.48 (0.34)	0.03*
	St-Sit	1.17 (0.24)	0.86 (0.14)	<0.01*	0.78 (0.11)	0.66 (0.09)	<0.01*
Duration of Phase II (s)	Sit-St	1.09 (0.19)	0.95 (0.18)	<0.01*	1.18 (0.20)	0.97 (0.13)	<0.01*
	St-Sit	0.91 (0.21)	0.84 (0.22)	0.01*	0.67 (0.08)	0.62 (0.80)	<0.01*
Peak of trunk forward flexion (°)	Sit-St	42.85 (6.60)	42.85 (6.60)	1.00	37.26 (5.14)	37.26 (5.14)	1.00
	St-Sit	43.06 (9.94)	43.06 (9.94)	1.00	40.62 (6.99)	40.62(6.99)	1.00
Time until peak of trunk forward flexion (s)	Sit-St	0.94 (0.51)	0.82 (0.29)	<0.01*	0.66 (0.76)	0.60 (0.34)	<0.01*
	St-Sit	0.90 (0.21)	0.59 (0.18)	<0.01*	0.64 (0.09)	0.51 (0.09)	<0.01*
Trunk angular displacement (°)	Sit-St	46.04 (6.46)	42.31 (7.53)	0.03*	39.26 (4.75)	37.26 (5.14)	0.02*
	St-Sit	44.92 (9.03)	31.59 (14.03)	<0.01*	42.49 (6.71)	39.23(6.77)	<0.01*

n = number; CM = Center of Mass; s = seconds; SD = standard deviation; Sit-st =sit-to-stand activity; St-Sit =stand-to-sit activity; ° = Degrees; \*= significant differences

Table 4 - Difference between the algorithms used to determine sit-to-stand and stand-to-sit events and criterion measure events, organized by groups (post-stroke survivors and healthy-matched controls), activities (sit-to-stand and stand-to-sit) and speeds (self-selected and fast). Positive differences are events occurring later than the criterion measure.

Activities	Events	Self-Selected Speed		Fast Speed	
		Trunk' CM threshold velocity		Trunk' CM threshold velocity	
	Beginning	End	0.01	0.05	0.01
Post-stroke survivors					
Sit-to-stand, mean (SD)	Beginning	-4.37 (2.86)	11.50 (10.08) <sup>1</sup>	-3.43 (2.38)	8.61 (4.70)
	End	3.89 (8.16)	-23.00 (34.08) <sup>1</sup>	8.33 (10.41) <sup>1</sup>	-18.72 (14.90)
Stand-to-sit, mean (SD)	Beginning	1.17 (4.17) <sup>1</sup>	64.33 (47.92) <sup>1</sup>	-0.16 (7.33) <sup>1</sup>	27.67 (33.34) <sup>1</sup>
	End	2.66 (8.34) <sup>1</sup>	10.28 (7.75) <sup>1</sup>	5.00 (4.91) <sup>1</sup>	-11.41 (7.75) <sup>1</sup>
Healthy-matched controls					
Sit-to-stand, mean (SD)	Beginning	-2.00 (3.08) <sup>1</sup>	10.00 (4.80) <sup>1</sup>	-1.87 (12.50)	5.30 (2.91)
	End	7.81 (15.41)	-15.72 (13.07)	22.35 (16.55)	5.35 (12.74)
Stand-to-sit, mean (SD)	Beginning	1.50 (3.58) <sup>1</sup>	32.70 (23.54)	-6.50 (9.84) <sup>1</sup>	6.35 (11.42) <sup>1</sup>
	End	4.66 (11.00) <sup>1</sup>	2.67 (4.91) <sup>1</sup>	3.00 (5.33) <sup>1</sup>	-2.00 (5.34) <sup>1</sup>

CM = Center of Mass; SD = standard deviation; <sup>1</sup>= Median (interquartile difference);

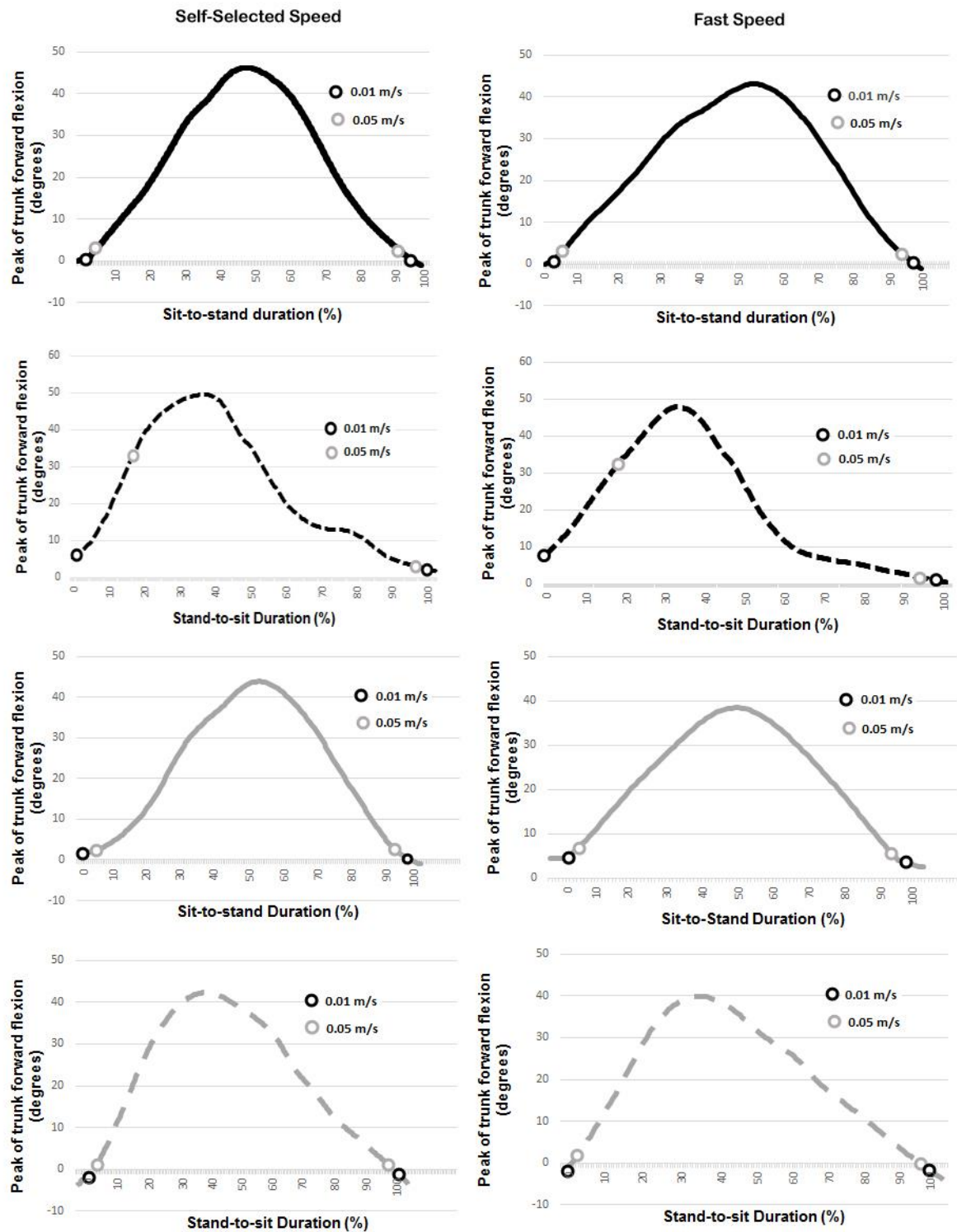


Figure 1 - Influence of different values of trunk's CM threshold velocity on event detection during the sit-to-stand and stand-to-sit activities at both speeds of a representative post-stroke survivor and a healthy-matched control. The black lines indicate activities performed by post-stroke survivor and the grey lines indicate activities performed by a healthy-matched control.

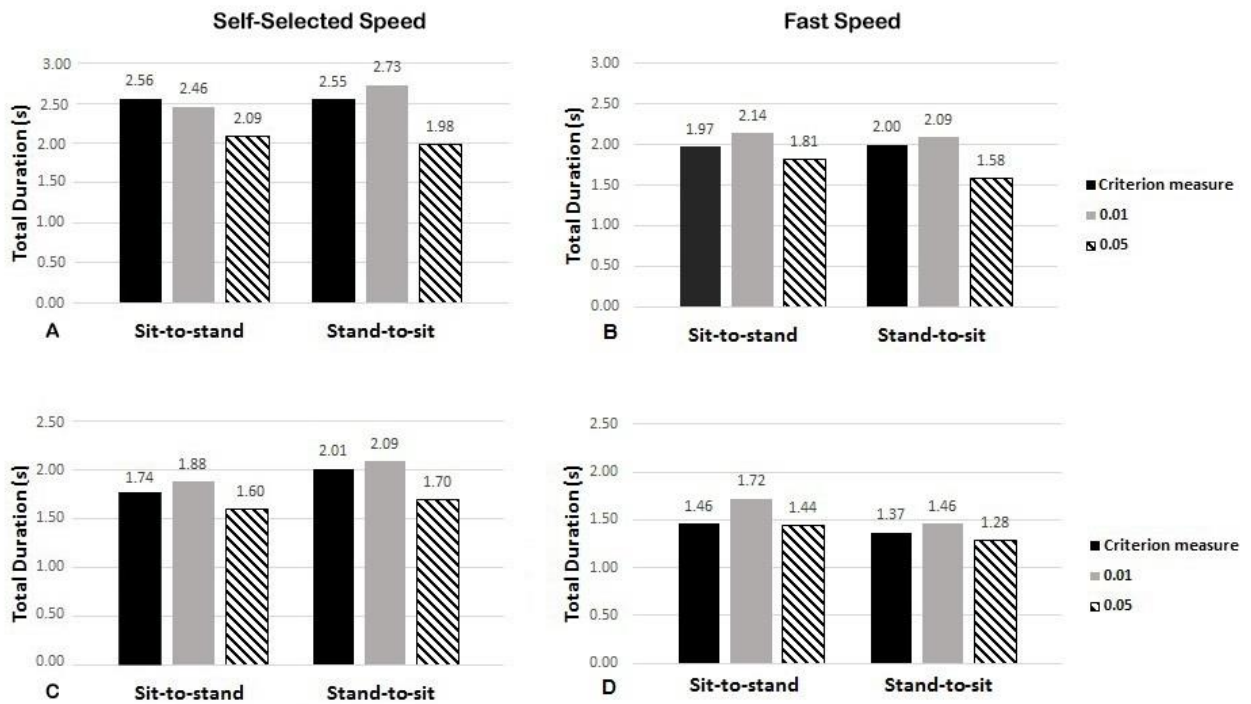


Figure 2 - Total duration of the sit-to-stand and stand-to-sit activities at both speeds considering the two kinematic-based algorithms (thresholds 0.01m/s and 0.05 m/s) and the criterion measure (events determined based on movement analyses of the biomechanical model with the Visual 3D™ v6 (C-Motion, Inc, Rockville, USA) software.). A and B: Post-stroke survivors, C and D: Healthy-matched controls



## References:

- [1.] R. Ganea, A. Paraschiv-Ionescu, C. Büla, S. Rochat, K. Aminian, Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people, *Med Eng Phys.* 33 (2011) 1086-1093.
- [2.] E.L. Bustrén, K.S. Sunnerhagen, M. Alt Murphy, Movement Kinematics of the Ipsilesional Upper Extremity in Persons With Moderate or Mild Stroke, *Neurorehabil Neural Repair.* 31 (2017) 376-386.
- [3.] S.K. Subramanian, J. Yamanaka, G. Chilingaryan, M.F. Levin, Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment poststroke, *Stroke.* 41 (2010) 2303-2308.
- [4.] B. Bowser, S. O'Rourke, C.N. Brown, L. White, K.J. Simpson, Sit-to-stand biomechanics of individuals with multiple sclerosis, *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 30 (2015) 788-794.
- [5.] N. Eckardt, A. Kibele, Automatic identification of gait events during walking on uneven surfaces, *Gait Posture.* 52 (2017) 83-86.
- [6.] B.D Hendershot, C.E. Mahon, A.L. Pruziner, A comparison of kinematic-based gait event detection methods in a self-paced treadmill application, *J Biomech.* 49 (2016) 4146-4149.
- [7.] S. Ghoussayni, C. Stevens, S. Durham, D. Ewins, Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals, *Gait Posture.* 20 (2004) 266-272.
- [8.] J. Leitch, J. Stebbins, G. Paolini, A.B. Zavatsky, Identifying gait events without a force plate during running: a comparison of methods, *Gait Posture.* 33 (2011) 130-132.
- [9.] D.A Bruening, S.T. Ridge, Automated event detection algorithms in pathological gait, *Gait Posture.* 39 (2014) 472-477.
- [10.] P.F.S. Silva, L.F. Quintino, J. Franco, F. Rodrigues-de-Paula, P.A. Araujo, C.D.C.M. Faria, Trunk kinematics related to generation and transfer of the trunk flexor momentum are associated with sit-to-stand performance in chronic stroke survivors, *NeuroRehabilitation.* 40 (2017) 57-67.
- [11.] P. Silva, J. Franco, A. Gusmão, J. Moura, L. Teixeira-Salmela, C. Faria, Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects, *Eur J Phys Rehabil Med.* 51 (2015) 717-24.
- [12.] F. Mourey T. Pozzo, I. Rouhier-Marcet, J.P. Didier, A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair, *Age Ageing.* 27 (1998) 137-146.
- [13.] A. Boukadida, F. Pottie, P. Dehail, S. Nadeau, Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review, *Ann Phys Rehabil Med.* 58 (2015) 167-172.

- [14.] L.F. Quintino, J. Franco, A.F.M. Gusmão, P.F.S. Silva, C.D.C.M. Faria, Trunk flexor and extensor muscle performance in chronic stroke patients: a case-control study, *Braz J Phys Ther.* 22 (2017) 231-237
- [15.] G. Roy, S. Nadeau, D.F. Malouin, B.J. McFadyen, F. Piote, The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis, *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 21 (2006) 585-93.
- [16.] P.H.F Bertolucci, S.M.D. Brucki, S.R. Campacci, Y. Juliano, The mini-mental state examination in an outpatient populations influence of literacy, *Arq NeuroPsiquiatr.* 52 (1994) 01-07.
- [17.] G. Verheyden, P. Kersten, Trunk performance after stroke: an eye catching predictor of functional outcome, *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 78 (2007) 694-698
- [18.] S.M. Michaelsen, A.S. Rocha, R.J. Knabben, L.P. Rodrigues, C.G.C. Fernandes, Translation, adaptation and inter-rater reliability of the administration manual for the Fugl-Meyer assessment, *Braz J Phys Ther.* 15 (2011) 80-88.
- [19.] P.W Duncan, L.B. Goldstein, R.D. Horner, P.B. Landsman, G.P. Samsa, D.B. Matchar, Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke, *Stroke.* 25 (1994) 1181-1188
- [20.] A. Cappozzo, U.D. Croce, A. Leardini, L. Chiari, Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background, *Gait Posture.* 21 (2005) 186-196.
- [21.] J.M. Hausdorff, Z. Ladin, J.Y. Wei, Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait, *J Biomech.* 28 (1995) 347-351
- [22.] P.F. S. Silva, L.F. Quintino, J. Franco, C.D.C.M. Faria, Measurement properties and feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological disease: a systematic review, *Braz J Phys Ther.* 18 (2014) 99-110.
- [23.] D.J. Gladstone, C.J. Danells, S.E. Black, The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties, *Neurorehabil Neural Repair.* 16 (2002) 232-240.
- [24.] V. Cimolin, E. Beretta, L. Piccinini, A. Turconi, F. Locatelli, M. Galli, S. Strazzer, Constraint-induced movement therapy for children with hemiplegia after traumatic brain injury: a quantitative study, *J Head Trauma Rehabil.* 27 (2012) 177-187.
- [25.] M. Schenkman, R.A. Berger, P.O. Riley, R.W. Mann, W.A. Hodge, Whole-body movements during rising to standing from sitting, *Phys Ther.* 70 (1990) 638-651.
- [26.] A. Kralj, R.J. Jaeger, M. Muni, Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation, *J Biomech.* 23 (1990) 1123-1138.

## 4 ARTIGO II

### Comparison of trunk's kinematics between post-stroke survivors and healthy individuals during Sitting down and Standing up activities

#### Abstract:

The stand-to-sit and sit-to-stand from a chair are common activities of daily life. Post-stroke survivors often show disabilities in performing these activities, however, the biomechanical specificity of each activity in these individuals remains unclear. The objective of the present study was to compare trunk's biomechanical characteristics between sit-to-stand and stand-to-sit, at self-selected/fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-controls. Thirty individuals (15 post-stroke/15 healthy-controls) were matched with regards to sex, age, body mass index, and levels of physical activity. Total duration, phase I and II durations, peak of trunk forward flexion and time until the peak of trunk forward flexion of the sit-to-stand and stand-to-sit were determined by the motion analysis system. Two-way repeated measures ANOVA was used for analysis ( $\alpha \leq 0.05$ ). No significant interaction between activities and groups were found for both speeds ( $0.17 \leq F \leq 0.18$ ;  $0.150 \leq p \leq 0.16$ )<sup>4</sup>. For both groups and speeds, phase I duration and peak of trunk forward flexion of the stand-to-sit were significantly higher than that of the sit-to-stand ( $4.20 \leq F \leq 33.60$ ;  $0.001 \leq p \leq 0.050$ ). For both groups and speeds, phase II duration was significantly higher during the sit-to-stand than that of the stand-to-sit ( $12.20 \leq F \leq 65.10$ ;  $0.001 \leq p \leq 0.002$ ). Only at fast speed, total duration of the stand-to-sit was lower than that of sit-to-stand, independently of the group ( $F = 8.20$ ;  $p = 0.008$ ). Post-stroke survivors showed worse performance in both activities at both speeds, when compared to healthy-controls ( $4.20 \leq F \leq 15.38$ ;  $0.001 \leq p \leq 0.050$ ). These results confirm specific biomechanical characteristics between sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke survivors and healthy-matched controls. Also, these results allow a better understanding of trunk's specificities between these activities when performed by these populations.

**Keywords:** Stroke, Activities of Daily Living, Torso, Biomechanical Phenomena

## 1. Introduction

Sitting down (stand-to-sit) and standing up (sit-to-stand) from a chair are common activities of daily life, which are considered essential for maintaining individuals' mobility and independence (Agrawal et al., 2016; Hamaoui and Alamini-Rodrigues 2017). They are amongst the functional activities with the highest mechanical demands performed daily (Yoshioka et al., 2014; Hendershot and Wolf 2015). Worse sit-to-stand and stand-to-sit performances have been considered an important disability indicator in the older adults, post-stroke and unilateral transtibial amputees (Bowser et al., 2015; Ng et al., 2013; Hendershot and Wolf 2015). This limitation in activity performance has also been considered a predictor factor of falls in different populations (Silva et al., 2017; Ng et al., 2013; Duncan et al., 2011).

Although several studies have investigated muscle activity, kinetic and kinematic characteristics during the sit-to-stand (Abujaber et al., 2015; Boukadida et al., 2015; Bowser et al., 2015; Anan et al., 2016; Silva et al., 2017), few studies have been published regarding the stand-to-sit (Dubost et al., 2005; Roy et al., 2006). This activity is as important as the sit-to-stand. Both activities are performed many times per day and, and commonly, one activity is followed by the other. Despite of the similarities, the specificity of the sit-to-stand and stand-to-sit must be considered. Furthermore, it was already observed from clinical observation that difficulty in performing sit-to-stand is not found in isolation, but rather in conjunction with an altered stand-to-sit movement pattern in elderly (Dubost et al., 2005).

Mourey (1998) compared the task duration between standing up and sitting down in healthy individuals and found that the time required to achieve the activity was found to be greater during sitting down than during standing up. Furthermore, Dubost (2005) described how trunk angular displacement is affected by aging during the standing up and sitting down activities. However, no study comparing trunk's biomechanics characteristics during the sit-to-stand and stand-to-sit considering post-stroke and healthy individuals have been published.

Beaman et. al (2010) suggested that gait analysis of individuals with movement disorders at fast speeds provides a better biomechanical assessment, since neuromotor impairments are exacerbated and, consequently, are more easily identified than during self-selected speed (Beaman et al., 2010). Also, some studies indicated that new information can be identified by challenging individuals with movement disorders to perform activities at fast speeds (Beaman et al., 2010; Van Crieking et al., 2017). Thus, functional movement assessments, such as sit-to-stand and stand-to-sit, at fast speeds can add important information that could not be identified at self-selected speeds.

Considering that post-stroke survivors often show limitations in the performance of the sit-to-stand and stand-to-sit due to impairments in body functions and structures (Boukadida et al., 2015; Quintino et al., 2017; Silva et al., 2017), it becomes necessary to have a better understanding of the particularities of these activities in these individuals. Therefore, the objective of this study was to compare the trunk biomechanical characteristics between the sit-to-stand and stand-to-sit performed at self-selected and fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. This knowledge may complement the clinical reasoning regarding the strategies of evaluation and specific therapeutic management for each of them, with the aim of improving the performance of these activities in this population.

## **2. Methods**

### **2.1 Participants**

This cross-sectional study was approved by the Research Ethical Committee of XXXXXXXX (no.XXXXXXXX). Thirty individuals (15 post-stroke survivors/15 healthy-matched controls) were recruited from the general community by means contacts with professionals from outpatient clinics, rehabilitation centers, as well as from database of previously conducted research projects. The sample size was determined using the G\*Power software based on the data from a pilot study

with 18 participants (nine in each group) taking into account the comparisons between groups (post-stroke survivors/healthy-matched controls) considering the activities (sit-to-stand/stand-to-sit) with a statistical power of 80% and a significance level of 5%. It was found that 30 individuals (15 in each group) would be required.

The inclusion criteria used for the post-stroke survivors were: over 20 years old, residual weakness and/or increased tonus of the paretic lower limb, chronic post-stroke phase (had a stroke for  $\geq 6$  months) and ability to execute all tests. To determine the residual weakness (isometric strength differences greater than 15% between the paretic and non-paretic knee extensor muscles measures), a digital hand-held dynamometer (Microfet2®; Hoggan Health Industries, UT, USA) was applied following previous protocols (Faria et al., 2013).

Healthy-matched controls were paired with post-stroke survivors with regards to sex, age, body mass index, and level of physical activity. Healthy-matched controls were also screened to ensure their ability to perform all tests. Exclusion criteria for both post-stroke survivors and healthy-matched controls were: presence of possible cognitive deficits identified by the Mini Mental State Examination cut-off scores according to educational levels (i.e. illiterate: 13 points; 1-7 years of education: 18 points; 8 or more years of schooling: 26 points) (Bertolucci et al., 1994), the inability to understand commands during the tests, other conditions that could interfere with the results or compromise the test performance and use of lower limbs orthosis.

## **2.2 Procedures**

Firstly, the individuals signed a written informed consent. Next, demographic and clinical data were collected for all individuals (i.e. sex, age, body mass index, and level of physical activity), trunk impairments (Trunk Impairment Scale – TIS (Verheyden et al., 2007)), clinical assessment of the sit-to-stand and stand-to-sit performances (Five Times Sit-to-Stand Test), and the motor section of the Fulg-Meyer Scale (only for post-stroke survivors) (Michaelsen et al., 2011). Motor impairments were classified as severe (0-35 points), moderately severe (36–55 points), moderate

(56–79 points) and mild (>79 points) (Duncan et al., 1994). All assessments were carried-out by well-trained physical therapists.

An opto-electronic system with six infrared cameras (ProReflex, QualisysAB, Gothenburg, Sweden) with a sampling frequency of 120Hz was used to collect a laboratory assessment of the sit-to-stand and stand-to-sit (Cappozzo et al., 2005). The biomechanical evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit performances was performed by capturing the movements of the following segments: feet, shanks, thighs, pelvis, and trunk. Each segment was considered a rigid body with its respective tracking and anatomical markers. Reflective markers and clusters were placed on the individuals, as shown in Figure 1. A pressure sensor (Honeywell TruStability®, Morristown, USA) was positioned at the chair, approximately on the middle portion of the individual's buttocks collecting data at 500Hz (Hausdorff et al., 1995). A digital video camera stabilized in a tripod was positioned on the left side of the individuals, at a distance that allowed capturing their complete standing figures (Silva et al., 2017). All equipment and measurements employed for analyses have shown adequate psychometric properties with post-stroke survivors, such as reliability and validity (Silva et al., 2014; Cappozzo et al., 2005; Hausdorff et al., 1995; Gladstone et al., 2002).

The individuals were positioned seated on an armless adjustable chair, with seat placed at 100% of shank length (from the lateral tibial condyle to the ground)(Silva et al., 2017), and at 75% of thigh length (from the greater trochanter of the femur to the lateral femoral condyle)(Silva et al., 2017). They wore their usual footwear and were instructed to keep their upper limbs crossed over the trunk and their feet at about the same position. The speeds of the sit-to-stand and stand-to-sit performance (self-selected/fast) were randomly determined by simple randomization procedures with sealed envelopes. After familiarization, the individuals were asked to stand up from the chair and to maintain the upright standing position for 10 seconds. Then, they were asked

to sit down and one-minute rest was allowed between the trials and the tests speeds. This sequence was performed 5 times for each speed.

### **2.3 Data processing and outcomes**

Three out five trials with minor foot movements, at both speeds, were selected by the analysis of the digital videos, by two independent raters who reached a consensus on the results obtained. The data collected with the motion analysis system was processed with the Visual 3D™v6(C-Motion,Inc, Rockville, USA) software. The marker trajectories and the pressure sensor data were filtered using the fourth-order Butterworth low-pass filters with 6Hz. The beginning of the sit-to-stand and stand-to-sit activities was determined by the instant in which the trunk's center of mass (CM) linear velocity exceeded 0.01m/s, and ended when the speed dropped to 0.01m/s and remained below this value for at least six frames (Bowser et al., 2015). The pressure sensor determined the loss of contact with the seat (seat-off) and the contact with the seat (seat-on) (Silva et al., 2015). For both speeds and both activities the following parameters were obtained:

- Total duration(seconds): determined as the time spent from the beginning to the end of each activity (Silva et al., 2017).
- Phase I duration(seconds): determined for the sit-to-stand as the time spent from the beginning to seat-off. Determined for the stand-to-sit as the time spent from the beginning to seat-on (Silva et al., 2017; Bowser et al., 2015).
- Phase II duration(seconds): determined for the sit-to-stand as the time spent from seat-off to the end of the activity. And determined for the stand-to-sit as the time spent from the seat-on to the end of the activity (Silva et al., 2017; Bowser et al., 2015).
- Maximum angle of trunk forward flexion(degrees): determined on the global coordinate system as the maximal angle of trunk forward flexion relative to the laboratory in sagittal plane (Bowser et al., 2015).



- Duration of maximum angle of trunk forward flexion(seconds): determined as the time spent from the beginning until the maximum angle of trunk forward flexion of each activity (Silva et al., 2017).

## 2.4 Statistical Analysis

Descriptive statistics and test of normality (Shapiro-Wilk test) were performed for all variables. After data distribution analysis, groups were characterized according to their clinical and demographic characteristics using descriptive statistics. Groups were compared with regard to the following variables: sex ( $\chi^2$  test), body mass index (independent sample t-test), level of physical activity and trunk impairment (Mann-Whitney test). Then, the groups were compared regarding trunk biomechanical characteristics using the two-way repeated measures ANOVA. Mean differences were calculated and were provided with their respective 95% confidence intervals [95% CI]. The significance level was set at  $\alpha \leq 0.05$ .

## 3. Results

Thirty individuals (15 post-stroke survivors/15 healthy-matched controls) were assessed and their characteristics are given in Table 1. The groups were similar with regard to the following matching variables: age ( $p=0.90$ ), sex ( $p=0.57$ ), body mass index ( $p=0.83$ ), and level of physical activity ( $p=0.53$ ). Post-stroke survivors demonstrated greater trunk impairment, detected by the Trunk Impairment Scale, when compared to healthy-matched controls ( $p=0.01$ ).

Tables 2 and 3 give both descriptive and inferential statistics of the sit-to-stand and stand-to-sit performance variables and trunk kinematics considering post-stroke survivors and healthy-matched controls at both self-selected and fast speeds, respectively. The ANOVA revealed that there was no interaction between the activities and groups at both speeds ( $0.17 \leq F \leq 0.18; 0.150 \leq p \leq 0.164$ ). For both groups and speeds, phase I duration and the maximum angle of trunk forward flexion during the stand-to-sit was significantly higher than that observed during sit-to-stand ( $4.20 \leq F \leq 33.60; 0.001 \leq p \leq 0.050$ ). The reverse trend was observed for phase II

duration, with longer duration of sit-to-stand than stand-to-sit, for both groups and speeds ( $12.20 \leq F \leq 65.10; 0.001 \leq p \leq 0.002$ ) (Table 2 e 3). Only at fast speeds, the total duration of the stand-to-sit was lower than that of the sit-to-stand total duration for both groups. ( $F=8.20; p=0.008$ ) (Table 3). No significant differences were found between the activities regarding the duration of maximum angle of trunk forward flexion ( $1.82 \leq F \leq 2.63; 0.116 \leq p \leq 0.189$ ) at both speeds.

Post-stroke survivors spent more time to complete the total duration, phase I and phase II durations than healthy-matched controls at both speeds, independently of the activity ( $5.06 \leq F \leq 15.38; 0.001 \leq p \leq 0.033$ ) (Table 2 e 3). Also, in both activities, the maximum angle of trunk forward flexion and the duration of maximum angle of trunk forward flexion were significantly higher in post-stroke survivors, when compared to healthy-matched controls at fast speeds ( $4.20 \leq F \leq 9.61; 0.004 \leq p \leq 0.050$ ) (Table 3).

#### **4. Discussion**

The aim of the present study was to compare the trunk biomechanical characteristics between the sit-to-stand and stand-to-sit performed at self-selected and fast speeds, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. The results confirmed specific biomechanical characteristics between these activities in both post-stroke survivors and healthy-matched controls. In addition, these results allowed a better understanding of trunk's specificities between these activities. Post-stroke survivors showed worse performance in both activities at both speeds, when compared to healthy-matched controls. Furthermore, the importance of considering different speeds during biomechanical evaluations was observed, since the analysis at fast speeds allowed the identification of groups differences that were not observed at self-selected speeds, such as lower total duration of stand-to-sit in comparison with sit-to-stand for both groups. Also, the maximum angle of trunk forward flexion and time the spent until the maximum angle of trunk forward flexion in both activities were significantly higher in post-stroke survivors, when compared to healthy-matched controls at fast speeds.

Regarding the comparisons between the total duration of the activities performed by post-stroke survivors and healthy-matched controls at both speeds, the obtained results are mostly not in agreement with those reported from previous similar studies (Malouin et al., 2004; Cheng et al., 1998; Roy et al., 2006). In the present study the mean time needed to perform the sit-to-stand was always longer than that for the stand-to-sit, except for the healthy-matched controls at self-selected speeds. However, a longer duration of the stand-to-sit in comparison to the sit-to-stand has been found in some earlier studies that also investigated these activities in these populations (Malouin et al., 2004; Cheng et al., 1998; Roy et al., 2006). The disagreement between these results can possibly be explained by the adoption of a chair with different characteristics. Although all studies standardized the seat height to 100% of the individual's leg length, only the current study used a chair with a backrest. Thus, the presence of a backrest seems to eliminate the more cautious approach until the seat-on, which resulted in less time consuming. Also, these results could be explained by other factors than the presence of a backrest, such as the decreased muscle performance of post-stroke survivors (Quintino et al., 2017), especially, related to eccentric muscle strength, what is needed to control the vertical downward acceleration and vertical deceleration of body mass during the descending phase of the stand-to-sit (Carr and Shepherd 2010; Kralj et al., 1990). In other words, post-stroke survivors probably felt safer to perform the activity into a chair with backrest.

Healthy-matched control individuals at self-selected speeds took less time to rise from a chair than to sit down. A longer duration of the stand-to-sit in comparison to the sit-to-stand has also been found in previous studies that also explored healthy individuals' performance in these activities and used a chair with backrest (Mourey et al., 1998; Kralj, Jaeger et al., 1990). This variance in duration between sit-to-stand and stand-to-sit could be related to differences in the type of motor control associated with each activity, which probably are based upon separate planning processes (Roy et al., 2006; Mourey et al., 1998). Furthermore, stand-to-sit requires fine

postural control and precaution: the deceleration occurs against the gravity and individuals have to deal with the lack of visual information and uncertainly regarding the location of the seat (Mourey et al., 1998; Kralj et al., 1990; Roy et al., 2006).

There was not found any study that compared at fast speeds the total duration of the sit-to-stand and stand-to-sit considering post-stroke survivors and healthy-matched controls. Astonishingly, in the present study, healthy-matched controls, similarly to post-stroke survivors, spent more time to complete the sit-to-stand than the stand-to-sit at fast speeds. This might be explained by the fact that high speeds seem to eliminate the more cautious approach until the seat-on, which results in less time consuming. In addition, increasing the speed of the activity performance is related to increases in trunk's muscular demand (Kralj et al., 1990; Silva et al., 2017; Quintino et al., 2017) for generation and conversion of vertical acceleration into deceleration during the descending phase of the stand-to-sit (Kralj et al., 1990). It was already observed that post-stroke survivors and healthy individuals show decreased trunk muscular performance at increasing angular velocities (Zouita et al., 2018; Quintino et al., 2017). Therefore, the shorter total duration of the stand-to-sit could be related to difficulties in the control and transformation of vertical acceleration into deceleration during the descending phase of the stand-to-sit.

The results of the comparisons between the sit-to-stand and stand-to-sit regarding the duration of phase I and phase II are in agreement with those reported from a previous study that also assessed these variables in post-stroke survivors and healthy-matched controls (Malouin et al., 2004). For both groups and speeds, phase I duration of stand-to-sit were significantly longer than that of sit-to-stand and the reverse trend was observed for the phase II duration, with longer duration in the sit-to-stand, when compared to that of stand-to-sit, for both groups and speeds. The conformity between these study's results and those of a previous one (Malouin et al., 2004) can be explained by the fact that the individuals had similar clinical and demographic characteristics. Moreover, when exploring the nature of the phases I and II, longer durations occurred when body

weight is supported completely without contact with the chair – phase I for stand-to-sit and phase II for sit-to-stand –, suggesting a phase-specific aspect in motor strategies (Malouin et al., 2004; Kralj et al., 1990). This is possibly related to the nature of the body momentum control during each phase. For example, the phase when body weight is supported by the chair corresponds to the control of horizontal body momentum either in the forward direction when standing up or in the backward direction when sitting down (Malouin et al., 2004; Kralj et al., 1990) – which corresponds to phase II in stand-to-sit and phase I in sit-to-stand. Similarly, when there is no contact with the chair, the control of the vertical body momentum is performed by the extensor muscles of the lower limbs, either by concentric contractions for the stand-to-sit or eccentric contractions for sit-to-stand (Malouin et al., 2004; Kralj et al., 1990).

Despite the absence of studies comparing the maximum angle of trunk forward flexion between sit-to-stand and stand-to-sit considering post-stroke survivors and healthy-matched controls, a previous study showed that trunk angular displacement is affected in different ways and its function is different during sit-to-stand, when compared to stand-to-sit in healthy individuals (Dubost et al., 2005). In the present study, differences were found between activities and groups for the maximum angle of trunk forward flexion during the stand-to-sit and sit-to-stand at both speeds, with significantly higher values for stand-to-sit and post-stroke survivors. The stand-to-sit requires fine postural control and accuracy mainly in the final part of the activity (Carr and Shepherd 2010), when the line of gravity moves backward and departs from the posterior limits of the supporting area provided by the heels, before contact is made with the chair (Murray et al., 1967; Hase et al., 2004). Thus, the higher values of maximum angle of trunk forward flexion during the stand-to-sit seem to be an attempt to move the line of gravity forward, in the direction of the individual's base of support. Therefore, trunk flexion appears to be a strategy to improve stability along the anterior-posterior axis (Mourey et al., 1998).

Factors related to the generation and transfer of the flexor momentum of the trunk during the sit-to-stand, as reduced trunk muscular performance, extensor muscle weakness of the lower limbs, changes in postural control, and muscle shortening (Carr and Shepherd 2010; Silva et al., 2017; Quintino et al., 2017), may potentially contribute for poorer performance observed in post-stroke survivors. In addition, difficulties related to the control and transformation of vertical downward acceleration into deceleration during the descending phase of the stand-to-sit, as eccentric muscle weakness, lower trunk performance, muscular activation and postural control changes (Carr and Shepherd 2010), may also potentially contribute for the worse performance of the stand-to-sit observed in post-stroke survivors. For clinical practice, these results point out that trunk specificities between sit-to-stand and stand-to-sit must be carefully assessed in post-stroke survivors. Thus, this knowledge can complement the clinical reasoning regarding the specific therapeutic management for each of them, in order to improve the performance of these activities in this population.

The present study, to the best of our knowledge is the first to report specific biomechanical characteristics considering statistical comparisons between the sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke survivors and healthy-matched controls, considering self-selected and fast speeds. However, due to the nature of the study design, causal relationships between the variables cannot be determined. In addition, future studies are required to further explore the trunk's specificities related to sit-to-stand and stand-to-sit in transverse and frontal planes, considering post-stroke survivors and healthy-matched controls.

## **5. Conclusion**

Specific biomechanical characteristics between the sit-to-stand and stand-to-sit were confirmed in post-stroke survivors and healthy-matched controls at both speeds. Post-stroke survivors had poorer performance in both activities, when compared to healthy-matched controls. Also, the importance of considering maximal speeds during biomechanical evaluations was observed, since

the analysis at fast speeds allowed the identification differences that were not observed at self-selected speeds.

**Acknowledgement**

The authors would like to thank Brazilian Government Agencies: CNPq, CAPES and FAPEMIG.

**Conflicts of Interest Statement:**

Authors do not have any conflict of interest to declare

Table 1- Descriptive and inferential statistics of clinical and demographic characteristic of post-stroke (n=15) and healthy-matched controls (n=15).

Variables	Groups		Independent t-test or Chi-square test or Mann-Whitney	
	Stroke	Healthy	<i>p</i>	t or $\chi^2$ or U
Age (years), mean (SD) <sup>a</sup>	59.27 (10.29)	58.80 (9.87)	0.90	0.12
Sex (Men), n (%) <sup>b</sup>	10 (66.70)	10 (66.70)	0.57	1.11
Body mass (Kg), mean (SD) <sup>a</sup>	72.57 (12.22)	73.64 (10.84)	0.80	-0.25
Height (m), mean (SD) <sup>a</sup>	1.65 (0.66)	1.66 (0.10)	0.81	-0.23
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> ), mean (SD) <sup>a</sup>	26.47 (3.52)	26.73 (3.21)	0.83	-0.21
Physical activity level (n) <sup>c</sup>				
Vigorous active/Moderate active/Insufficient/Inactive	(5)(5)(1)(4)	(3)(6)(1)(5)	0.53	97.00
Trunk Impairment Scale, median (ID) <sup>c</sup>	17.00 (5)	23.00 (1)	0.01	19.50
Paretic side/Dominant lower limb (Right/Left), n (%) <sup>b</sup>	10/5 (66.70/33.30)	15/0 (100/0.00)	-	-
Five Times Sit-to-Stand Test (s) mean (SD) <sup>a</sup>	20.96 (9.72)	12.99 (1.88)	0.01	3.11
Time since the onset of stroke (months), mean (SD)	124.05 (92.06)	-	-	-
Motor Impairment (Fugl-Meyer Assessment), (n)				
Very Severe/Moderately Severe/Moderate/Mild	(0)(2)(2)(11)	-	-	-

<sup>a</sup> = Independent test-t; <sup>b</sup> = Mann-Whitney test; <sup>c</sup> = Chi-square test; n = number; SD = standard deviation, ID = interquartile difference; s = seconds; t = statistic for Independent t-test;  $\chi^2$  = statistic for Chi-square test; U = statistic for Mann-Whitney test.



Table 2- Mean (SD) inferential statistics of the sit-to-stand and stand-to-sit performance variables and trunk kinematics in self-selected speed of both groups, mean [95% CI] of the differences within groups, mean [95% CI] of the differences between groups and the ANOVA results

Variables	Groups				Differences within groups		Differences between groups		ANOVA:	
	Stroke		Healthy		Stroke	Healthy	Stroke minus Healthy		F (p) values	
	Sit-St	St-sit	Sit-St	St-sit	Sit-St minus St-Sit	Sit-St minus St-Sit	Sit-St minus St-Sit	St-Sit minus St-Sit	Activity	Group
<b>Self-Selected Speed</b>										
Total duration (s)	2.65 (0.93)	2.60 (0.68)	1.87 (0.30)	2.09 (0.43)	0.05 [-0.31 to 0.42]	-0.22 [-0.36 to -0.09]	0.78 [0.25 to 1.30]	0.51 [0.07 to 0.93]	0.89 (0.35)	9.07 (0.005)
Duration of Phase I (s)	1.16 (0.90)	1.45 (0.43)	0.71 (0.24)	1.19 (0.26)	-0.29 [-0.73 to -0.15]	-0.48 [-0.67 to -0.28]	0.45 [-0.04 to 0.94]	0.26 [-0.01 to 0.53]	11.41 (0.002)	5.06 (0.033)
Duration of Phase II (s)	1.49 (0.25)	1.14 (0.37)	1.10 (0.19)	0.90 (0.23)	0.35 [0.14 to 0.55]	0.20 [0.05 to 0.35]	0.39 [0.21 to 0.55]	0.24 [0.01 to 0.47]	21.27 (<0.001)	15.38 (0.001)
Maximum angle trunk forward flexion (°)	46.99 (10.89)	49.77 (7.84)	43.82 (6.83)	45.50 (10.26)	-2.78 [-5.87 to -0.32]	-1.68 [-5.17 to -1.79]	3.17 [-3.62 to 9.97]	4.27 [-2.57 to 11.09]	4.21 (0.050)	1.40 (0.247)
Duration of maximum angle of trunk forward flexion (s)	1.39 (0.93)	1.07 (0.33)	0.95 (0.14)	0.91 (0.23)	0.32 [-0.15 to 0.76]	0.04 [-0.61 to 0.13]	0.44 [-0.06 to 0.94]	0.16 [-0.05 to 0.38]	2.63 (0.116)	3.78 (0.062)

SD = standard deviation, Sit-St: Sit-to-stand activity; St-Sit: Stand-to-sit- activity; F = statistic for two-way repeated measures ANOVA; CI = Confidence Interval; s = seconds; ° =Degrees; \*= significant differences.

Table 2- Mean (SD) inferential statistics of the sit-to-stand and stand-to-sit performance variables and trunk kinematics in self-selected speed of both groups, mean [95% CI] of the differences within groups, mean [95% CI] of the differences between groups and the ANOVA results

Variables	Groups				Differences within groups		Differences between groups		ANOVA:	
	Stroke		Healthy		Stroke	Healthy	Stroke minus Healthy		F (p) values	
	Sit-St	St-sit	Sit-St	St-sit	Sit-St minus St-Sit	Sit-St minus St-Sit	Sit-St minus St-Sit	St-Sit minus St-Sit	Activity	Group
<b>Fast Speed</b>										
Total duration (s)	2.11 (0.53)	2.04 (0.57)	1.69 (0.23)	1.46 (0.14)	0.07 [0.12 to 0.25]	0.22 [0.11 to 0.34]	0.42 [0.11 to 0.73]	0.58 [0.27 to 0.90]	8.20 (0.008)	12.30 (0.002)
Duration of Phase I (s)	0.74 (0.38)	1.08 (0.36)	0.55 (0.11)	0.79 (0.12)	-0.34 [-0.52 to -0.15]	-0.24 [-0.33 to -0.14]	0.19 [-0.02 to -0.40]	0.29 [0.08 to 0.50]	33.60 (≤0.001)	7.24 (0.012)
Duration of Phase II (s)	1.32 (0.33)	0.97 (0.25)	1.14 (0.19)	0.67 (0.86)	0.35 [0.17 to 0.54]	0.46 [0.35 to 0.59]	0.18 [0.16 to 0.39]	0.30 [0.15 to 0.44]	65.10 (≤0.001)	12.20 (0.002)
Maximum angle trunk forward flexion (°)	43.14 (10.99)	47.09 (8.96)	38.34 (5.25)	40.70 (5.28)	-3.95 [-7.49 to -0.41]	-2.35 [-5.17 to -0.45]	4.80 [0.64 to 11.24]	6.39 [0.88 to 11.89]	8.95 (0.006)	4.20 (0.050)
Duration of maximum angle of trunk forward flexion (s)	0.95 (0.36)	0.82 (0.29)	0.63 (0.18)	0.63 (0.09)	0.13 [-0.02 to 0.27]	-0.05 [-0.12 to 0.11]	0.32 [0.10 to 0.53]	0.19 [0.02 to 0.35]	1.82 (0.189)	9.61 (0.004)

SD = standard deviation, Sit-St: Sit-to-stand activity; St-Sit: Stand-to-sit- activity; F = statistic for two-way repeated measures ANOVA; CI = Confidence Interval; s = seconds; ° =Degrees; \*= significant differences.

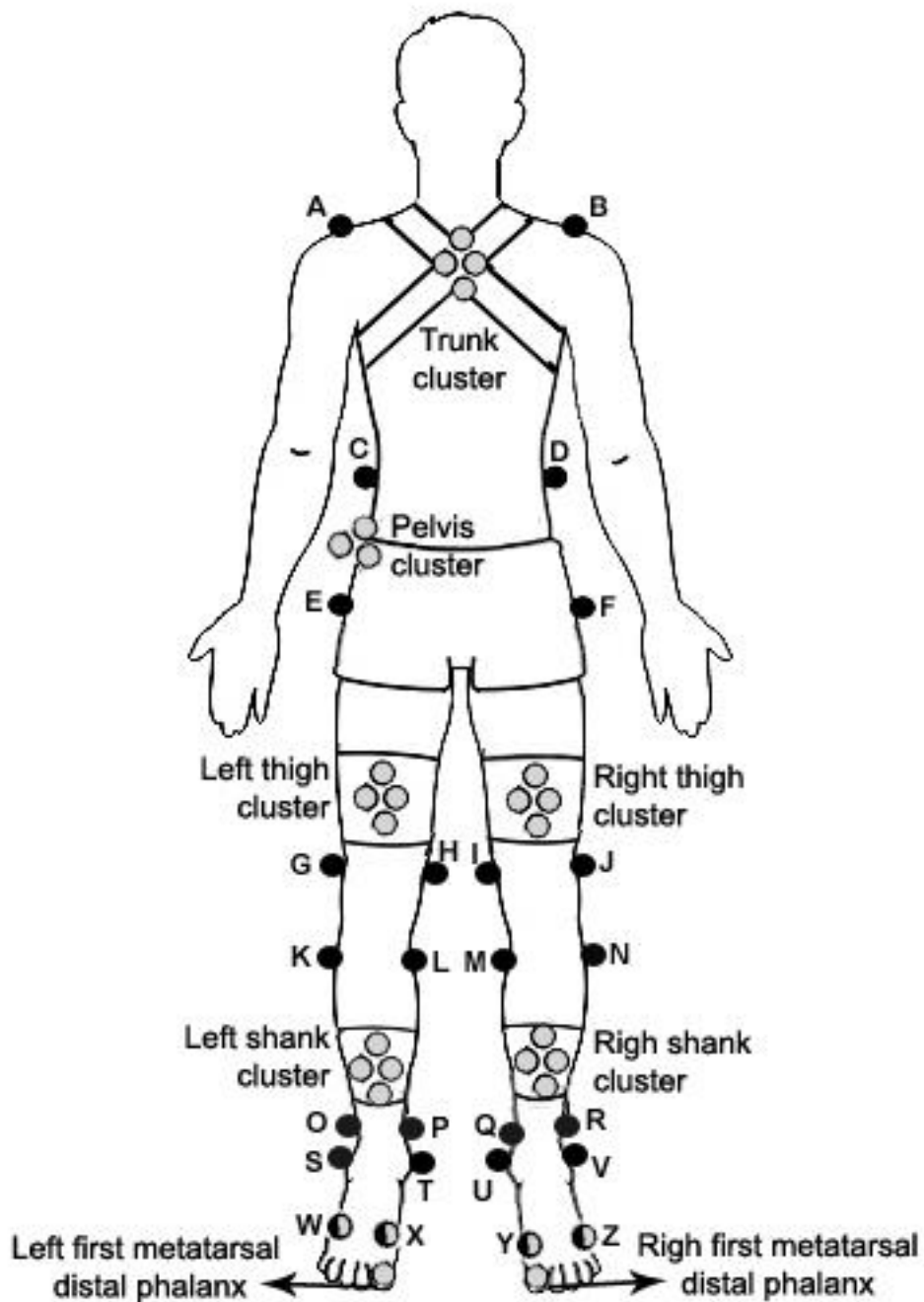


Figure 1 - Set up of reflective markers. Anatomical markers are displayed in black, whereas tracking markers are displayed in grey. Markers that are both anatomical and tracking are displayed in black and grey. A and B = Acromion; C and D = Iliac crests; E and F = Great trochanters; G and J = Lateral condyles of the femur; H and I = Medial condyles of the femur; K and N = Lateral condyles of the tibia; L and M = Medial condyle of the tibia; O and R = Lateral medial malleoli; P and Q = Medial malleoli; S and V = Lateral portion of the calcaneus; T and U = Medial portion of the calcaneus; W and Z = Fifth metatarsal head; X and Y = first metatarsal head.

## References

- Abujaber, S.B., Marmon, A.R., Pozzi, F., Rubano, J.J. and Zeni, J.A., 2015. Sit-To-Stand Biomechanics Before and After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 30, 2027-2033.
- Agrawal, V., O'Toole, C., Gaunaud, I.A. and Gailey, R.S., 2016. Analysis of weight distribution strategies in unilateral transtibial amputees during the stand-to-sit activity. *Ergonomics* 59, 121-129.
- Anan, M., Shinkoda, K., Suzuki, K., Yagi, M. and Kito, N., 2016. Dynamic Frequency Analyses of Lower Extremity Muscles during Sit-To-Stand Motion for the Patients with Knee Osteoarthritis. *Public Library of Science One* 11, e0147496, 1-12.
- Beaman, C.B., Peterson, C.L., Neptune, R.R., Kautz., S.A., 2010. Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. *Gait & posture* 31, 311-316.
- 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. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* 52, 01-07.
- Boukadida, A., Piotte, F., Dehail, P., Nadeau., S., 2015. Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 58, 167-172.
- Bowser, B., O'Rourke, S., Brown, C.N., White, L., Simpson, J.K., 2015. Sit-to-stand biomechanics of individuals with multiple sclerosis. *Clinical Biomechanics*. 30, 788-794.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & Posture* 21, 186-196.
- Carr, J.H., Shepherd, R.B., 2010. *Neurological rehabilitation : optimizing motor performance.* (2nd ed.), Churchill Livingstone, Edinburgh.
- Cheng, P.T., Liaw, M.Y., Wong, M.K., Tang, F.T., Lee, M.Y., Lin., P.S., 1998. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 79, 1043-1046.
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., Mourey, F., 2005. Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. *Physical Therapy* 85, 404-412.
- Duncan, P.W., Goldstein, L.B., Horner, R.D., Landsman, P.B., Samsa, G.P., Matchar, D.B., 1994. Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke. *Stroke* 25, 1181-1188.

- Duncan, R.P., Leddy, A.L., Earhart, G.M., 2011. Five times sit-to-stand test performance in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 92, 1431-1436.
- Faria, C.D., Teixeira-Salmela, L.F., Nadeau, S., 2013. Predicting levels of basic functional mobility, as assessed by the Timed "Up and Go" test, for individuals with stroke: discriminant analyses. *Disability and Rehabilitation* 35, 146-152.
- Gladstone, D.J., Danells, C.J., Black, S. E., 2002. The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 16, 232-240.
- Hamaoui, A., Alamini-Rodrigues, C., 2017. Effect of Experimentally-Induced Trunk Muscular Tensions on the Sit-to-Stand Task Performance and Associated Postural Adjustments. *Frontiers in Human Neuroscience* 11, 32.
- Hase, K., Sako, M., Ushiba, J., Chino, N., 2004. Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. *Experimental Brain Research* 158, 18-27.
- Hausdorff, J.M., Ladin, Z., Wei, J.Y., 1995. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *Journal of Biomechanics* 28, 347-351.
- Hendershot, B.D., Wolf, E.J., 2015. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. *Gait & Posture* 42, 204-209.
- Kralj, A., Jaeger, R.J., Munih, M., 1990. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics* 23, 1123-11238.
- Malouin, F., Richards, C.L., Doyon, J., Desrosiers, J., Belleville, S., 2004. Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 18, 66-75.
- Michaelsen, S.M., Rocha, A.S., Knabben, R.J., Rodrigues, L.P., Fernandes, C.G., 2011. Translation, adaptation and inter-rater reliability of the administration manual for the Fugl-Meyer assessment. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 15, 80-88.
- Mourey, F., Pozzo, T., Rouhier-Marcet, I., Didier, J.P., 1998. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age and Ageing* 27, 137-46.
- Murray, M.P., Seireg, A., Scholz, R.C., 1967. Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology* 23, 831-838.
- Ng, S.S., Cheung, S.Y., Lai, L.S., Liu, A.S., Ieong, S.H., Fong, S.S., 2013. Association of seat height and arm position on the five times sit-to-stand test times of stroke survivors. *BioMed Research International*, 642362.

- Quintino, L.F., Franco, J., Gusmão, A.F.M., Silva, F.P.F.S., Faria, C.D.C.M, 2017. Trunk flexor and extensor muscle performance in chronic stroke patients: a case-control study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 22, 231-237.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B.J., Piotte, F., 2006. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics* 21, 585-593.
- Silva, P.F., Quintino, L.F., Franco, J., Faria, C.D.C.M, 2014. Measurement properties and feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological disease: a systematic review. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 18,99-110.
- Silva, P., Franco, J., Gusmão, A., Moura, J., Teixeira-Salmela, L., Faria, C.D.C.M., 2015. Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 51, 717-724.
- Silva, P.F., Quintino, L.F., Franco, J., Rodrigues-de-Paula, F., Albuquerque de Araújo, P., Faria, C.D.C.M., 2017. Trunk kinematics related to generation and transfer of the trunk flexor momentum are associated with sit-to-stand performance in chronic stroke survivors. *NeuroRehabilitation* 40, 57-67.
- Van Criekinge, T., Saeys, W., Halleman, A., Velghe, S., Viskens, P.J., Vereeck, L., De Hertogh, W., Truijen, S., 2017. Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review. *Gait & Posture* 54,133-143.
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., De Wit, L., Feys, L., Schuback, B., Baert, I., Jenni, J., Schupp, W., Thijs, V., Weerdt, W., 2007. Trunk performance after stroke: an eye catching predictor of functional outcome. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 78, 694-698.
- Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D.C., Fukashiro, D., 2014. Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomedical Engineering Online*. 13, 27.
- Zouita, B.M.A, Salah, F.Z.B., Dziri, C., Beardsley, C., 2018. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *Journal of Exercise Rehabilitation* 14, 72-77.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente dissertação se propôs a comparar as características biomecânicas do tronco entre as atividades de ST-DP e DP-ST, realizadas em velocidade autoselecionada e em velocidade máxima, considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados. Levando em consideração o importante papel de análises biomecânicas no fornecimento de uma caracterização detalhada em torno de vários aspectos do controle e do desempenho motor, a detecção precisa de eventos se torna um passo fundamental para essas avaliações. Dessa forma, no estudo I, dois diferentes algoritmos baseados em cinemática do tronco foram comparados tanto para a velocidade autoselecionada quanto para máxima, para a detecção de eventos das atividades de ST-DP e DP-ST considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados. No estudo II, as características biomecânicas do tronco entre as atividades de ST-DP e DP-ST, realizadas em velocidades autoselecionada e em velocidade máxima, considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados, também foram comparadas.

Os resultados do estudo I apontaram para a seleção do melhor algoritmo para a identificação das fases do ST-DP e DP-ST no estudo II. Estes resultados também facilitam a seleção do algoritmo cinemático mais apropriado para futuros estudos que objetivem investigar as atividades de ST-DP e DP-ST em indivíduos pós-AVE e saudáveis. Os resultados do estudo II confirmam características biomecânicas específicas entre as atividades de ST-DP e DP-ST em indivíduos pós-AVE na fase crônica e saudáveis pareados, e proporcionam uma melhor compreensão acerca das especificidades do tronco entre essas atividades nessas populações. Os resultados do estudo II também demonstram, para ambas as atividades e velocidades, um pior desempenho dos indivíduos pós-AVE, quando comparados aos saudáveis pareados considerando todas as variáveis analisadas. Além disso, a importância de se considerar diferentes velocidades durante avaliações biomecânicas do ST-DP e DP-ST de indivíduos pós-AVE foi constatada, uma vez que a análise em velocidade máxima permitiu a identificação de alterações que não foram observadas em menor velocidade. Destacam-se, por exemplo, a duração total do DP-ST significativamente menor do que o ST-DP independentemente do grupo, além do ângulo máximo de flexão de tronco e o tempo

gasto até o ângulo máximo de flexão de tronco, que foram significativamente maiores em indivíduos pós-AVE quando comparados aos indivíduos saudáveis pareados, independente da atividade.

O presente estudo está de acordo com a linha de pesquisa “Estudos em reabilitação neurológica no adulto” do programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, uma vez que comparou as características biomecânicas do tronco entre as atividades de ST-DP e DP-ST, realizadas em velocidades autosselecionada e máxima, considerando indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados. Esse conhecimento pode complementar o raciocínio clínico sobre estratégias de avaliação e manejo terapêutico específico para cada uma das atividades quando relacionadas à melhora do desempenho do ST-DP e DP-ST desses indivíduos. Esse conhecimento permite, também, um melhor direcionamento para estudos futuros auxiliarem na compreensão de cada uma dessas atividades. As características biomecânicas do tronco e as atividades de ST-DP e DP-ST estão incluídas, respectivamente, nos domínios de estrutura/função do corpo e de atividade da CIF, a qual é o referencial teórico do referido programa. Nessa classificação, todos os domínios interagem, e uma alteração em um componente apresenta potencial para modificar outro componente. Por exemplo, alterações das características biomecânicas do tronco podem estar associadas a limitação da performance das atividades de ST-DP e DP-ST, bem como a restrição na participação social dos indivíduos acometidos pelo AVE.

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



## REFERÊNCIAS

ABUJABER, S. B. *et al.* Sit-To-Stand Biomechanics Before and After Total Hip Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 30, n. 11, p. 2027-2033, Nov 2015.

AGRAWAL, V. *et al.* Analysis of weight distribution strategies in unilateral transtibial amputees during the stand-to-sit activity. **Ergonomics**, v. 59, n. 1, p. 121-129, 2016.

ANAN, M. *et al.* Dynamic Frequency Analyses of Lower Extremity Muscles during Sit-To-Stand Motion for the Patients with Knee Osteoarthritis. **Public Library of Science One**, v. 11, n. 1, e0147496, 2016.

ASHFORD, S.; DE SOUZA, L. A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. **Physiotherapy research international**, v. 5, n. 2, p. 111-128, 2000.

BEAMAN, C. B. *et al.* Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. **Gait & Posture**, v. 31, n. 3, p. 311-316, Mar 2010.

BLACHE, Y.; PAIROT DE FONTENAY, B.; MONTEIL, K. The effects of seat height and foot placement on lumbar spine load during sit-to-stand tasks. **Ergonomics**, v. 57, n. 11, p. 1687-1695, 2014.

BOUKADIDA, A. *et al.* Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 58, n. 3, p. 167-172, Jun 2015.

BOWSER, B. *et al.* Sit-to-stand biomechanics of individuals with multiple sclerosis. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 8, p. 788-794, Oct 2015.

CARR, J. H.; SHEPHERD, R. B. **Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance**. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2010.

DE SOUZA, L. A. *et al.* The effect of the partially restricted sit-to-stand task on biomechanical variables in subjects with and without Parkinson's disease. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 21, n. 5, p. 719-726, Oct 2011.

DIONISIO, V. C.; DE BIAGI CURTARELLI, M.; SANDE DE SOUZA, L. A. Sitting movement in elderly subjects with and without Parkinson's disease: a biomechanical study. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 4, p. 948-957, Aug 2013.

DUBOST, V. *et al.* Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. **Physical Therapy**, v. 85, n. 5, p. 404-412, May 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**, v. 22, n. 6, p. 715-722, Nov-Dec 2008.

DUNCAN, R. P.; LEDDY, A. L.; EARHART, G. M. Five times sit-to-stand test performance in Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, n. 9, p. 1431-1436, Sep 2011.

FARIA, C. D. C. M. *et al.* Scapular muscular activity with shoulder impingement syndrome during lowering of the arms. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 18, n. 2, p. 130-136, Mar 2008a.

FARIA, C. D. *et al.* Comparisons of electromyographic activity of scapular muscles between elevation and lowering of the arms. **Physiotherapy theory and practice**, v. 24, n. 5, p. 360-371, Sep-Oct 2008b.

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

GANEVA, R. *et al.* Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people. **Medical Engineering & Physics**, v. 33, n. 9, p. 1086-1093, Nov 2011.

HACMON, R. R. *et al.* Deficits in intersegmental trunk coordination during walking are related to clinical balance and gait function in chronic stroke. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 36, n. 4, p. 173-181, Dec 2012.

HAMAOU, A.; ALAMINI-RODRIGUES, C. Effect of Experimentally-Induced Trunk Muscular Tensions on the Sit-to-Stand Task Performance and Associated Postural Adjustments. **Frontiers in human neuroscience**, v. 11, p. 32, 2017.

HASE, K. *et al.* Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. **Experimental brain research**, v. 158, n. 1, p. 18-27, Sep 2004.

HENDERSHOT, B. D.; WOLF, E. J. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. **Gait & Posture**, v. 42, n. 2, p. 204-209, Jul 2015.

KRALJ, A.; JAEGER, R. J.; MUNIH, M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. 11, p. 1123-1138, 1990.

LAMONTAGNE, M. *et al.* Lower-limb joint mechanics after total hip arthroplasty during sitting and standing tasks. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 30, n. 10, p. 1611-1717, Oct 2012.

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 medicine**, v. 40, n. 3, p. 200-207, Mar 2008.

MOUREY, F. *et al.* A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **Age and Ageing**, v. 27, n. 2, p. 137-146, Mar 1998.

NG, S. S. *et al.* Association of seat height and arm position on the five times sit-to-stand test times of stroke survivors. **BioMed Research International**, v. 2013, 642362, 2013.

QUINTINO, L. F. *et al.* Trunk flexor and extensor muscle performance in chronic stroke patients: a case-control study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 22, p. 231-237, Dec 2017.

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

SCHENKMAN, M. *et al.* Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Physical Therapy**, v. 70, n. 10, p. 638-648; discussion 648-51, Oct 1990.

SILVA, A. *et al.* Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. **Somatosensory & motor research**, v. 29, n. 3, p. 71-76, 2012.

SILVA, P. *et al.* Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 51, n. 6, p. 717-724, Dec 2015.

SILVA, P. F. *et al.* Trunk kinematics related to generation and transfer of the trunk flexor momentum are associated with sit-to-stand performance in chronic stroke survivors. **NeuroRehabilitation**, v. 40, n. 1, p. 57-67, 2017.

VAN CRIEKINGE, T. *et al.* Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review. **Gait & Posture**, v. 54, p. 133-143, 2017.

WIST, S.; CLIVAZ, J.; SATTELMAYER, M. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 59, n. 2, p. 114-124, Apr 2016.

YOSHIDA, K.; IWAKURA, H.; INOUE, F. Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 15, n. 3, p. 133-140, 1983.

YOSHIOKA, S. *et al.* Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. **Biomedical Engineering Online**, v. 13, n. 1, p. 27, Mar 2014.

## APÊNDICE A – Materiais e Métodos

### 1 Materiais e Métodos

#### 1.1 Delineamento

Trata-se de um estudo transversal exploratório (PORTNEY; WATKINS, 2015), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais sob o parecer CAAE – 01404612.5.0000.5149 (ANEXO A).

#### 1.2 Amostra

A amostra de conveniência foi constituída por indivíduos residentes na comunidade da região metropolitana de Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil. Os indivíduos foram recrutados a partir de contatos com ambulatórios, centros de reabilitação, profissionais da área de neurologia e instituições de ensino superior na área da saúde. Além disso, bancos de dados com o contato de indivíduos que já participaram de outros projetos de pesquisa realizados com a população pós-AVE e concordaram em receber contato para convite de participação em novas pesquisas também foram utilizados.

Os indivíduos pós-AVE foram selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: (1) idade igual ou superior a 20 anos; (2) presença de fraqueza residual e/ou alteração do tônus no membro inferior parético (WIST *et al.*, 2016); (3) estágio crônico de lesão (caracterizado como tempo superior a seis meses do episódio do AVE) (SILVA *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2017) e (4) capazes de executar todos os testes a serem realizados (SILVA *et al.*, 2017).

Os indivíduos saudáveis foram pareados aos indivíduos pós-AVE quanto ao sexo, idade, índice de massa corporal e nível de atividade física. Os indivíduos saudáveis também deveriam ser capazes de executar todos os testes a serem realizados.

Os critérios de exclusão, tanto para indivíduos pós-AVE, quanto para indivíduos saudáveis pareados foram: (1) presença de possíveis alterações

cognitivas identificadas pelo Mini-Exame do Estado Mental classificadas de acordo com os pontos de corte estabelecido por BERTOLUCCI *et al.* (1994) para população brasileira (analfabetos, 13; ensino fundamental ou médio, 18 e nível educacional elevado, 26), (2) presença de doenças associadas e/ou histórico de cirurgia, que pudessem interferir nos resultados ou comprometer a realização dos testes a serem realizados (3) utilização de órteses nos membros inferiores.

O pareamento dos indivíduos saudáveis em relação aos indivíduos pós-AVE foi realizado para eliminação de possíveis fatores de confusão e conseqüentemente, para que a comparação das variáveis entre grupos fosse realizada. Para o pareamento pelo sexo, os indivíduos deveriam ter obrigatoriamente o mesmo sexo dos indivíduos pós-AVE. Considerando o pareamento pela idade, uma faixa de cinco anos anterior e posterior a do indivíduos pós-AVE foi respeitada. Para o pareamento quanto ao índice de massa corporal, os indivíduos deveriam possuir a mesma classificação de acordo com os critérios da WORLD HEALTH ORGANIZATION (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2013), e considerando o pareamento pelo nível de atividade física, os indivíduos deveriam apresentar similaridade entre as classificações, ativo (vigoroso ou moderado) ou insuficiente/sedentário (CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2001).

Todos os indivíduos incluídos no presente estudo leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE – ANEXO B ou C) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG.

### 1.3 Cálculo Amostral

Para o cálculo amostral do estudo principal, foram utilizados os dados fornecidos pelos estudos de DUBOST *et al.* (2005), MALOUIN *et al.* (2004) e MOUREY *et al.* (1998), que compararam, respectivamente, o deslocamento angular máximo de tronco durante o ST-DP e DP-ST em indivíduos jovens e idosos, e a duração das atividades de ST-DP e DP-ST em indivíduos hemiparéticos/saudáveis e jovens/idosos. Foram utilizadas, também, as tabelas de PORTNEY e WATKINS (2015), 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 dos cálculos, foi obtido um valor de  $n=9$ ,  $n=9$  e  $n=7$  indivíduos em cada grupo, respectivamente, para cada estudo investigado. Portanto, o maior valor,  $n=9$  indivíduos em cada grupo, foi utilizado no presente estudo como tamanho amostral inicial. Com os dados já coletados de nove indivíduos em cada grupo, foi realizado novo cálculo amostral para verificar se esta estimativa estava adequada para atender aos objetivos do estudo principal. Esse novo cálculo amostral foi realizado utilizando-se o software G\*Power considerando um *power*=80%, nível de significância=5% e comparação entre grupos considerando o fator atividade (ST-DP e DP-ST) e resultou em  $n=15$  indivíduos em cada grupo.

No estudo secundário, 36 indivíduos (18 indivíduos pós-AVE e 18 indivíduos saudáveis, pareados como no estudo principal) foram incluídos. Este tamanho amostral é similar ou até mesmo maior ao de estudos desenvolvidos com os objetivos semelhantes ao deste estudo (LEITCH *et al.*, 2011; BRUENING; RIDGE, 2014; HENDERSHOT *et al.*, 2016; ECKARDT; KIBELE, 2017).

#### 1.4 Instrumentos e Medidas

Uma ficha de avaliação foi elaborada para detecção e coleta das características clínico-demográficas, antropométricas e verificação dos critérios de inclusão de todos os participantes (APÊNDICE B).

A força muscular de extensores de joelho foi mensurada através do dinamômetro manual (Microfet 2®; Hoggan Health Industries, UT, Estados Unidos da América) para caracterização da hemiparesia (diferença da força muscular isométrica superior a 15% entre as medidas dos músculos extensores dos joelhos do lado parético e não-parético) (FARIA *et al.*, 2013). As deficiências de tronco foram investigadas por meio da Escala de Deficiência de Tronco (EDT) (VERHEYDEN *et al.*, 2007). O Mini-Exame do Estado Mental foi utilizado para rastreamento de possíveis alterações cognitivas (BERTOLUCCI *et al.*, 1994). O “Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira” foi utilizado para caracterização da amostra (SILVA *et al.*, 2014). Apenas os indivíduos pós-AVE foram avaliados pela Escala de Fulg-Meyer (MICHAELSEN *et al.*, 2011) e tiveram o grau de retorno

motor classificados como: graves (0-35 pontos), moderadamente graves (36-55 pontos), moderados (56-79 pontos) e leves (> 79 pontos) (Duncan et al., 1994). As avaliações foram realizadas por fisioterapeutas treinados para administrar todos os testes.

A cinemática do tronco durante o ST-DP e DP-ST foi avaliada por meio do Sistema de Análise de Movimento (SAM) tridimensional *Qualisys - ProReflex* composto por seis câmeras infravermelhas (*Qualisys Medical AB*, Gotemburgo, Suécia) com frequência de captação de 120Hz (SILVA *et al.*, 2014), um sensor de pressão (*footswitch*) que emite um sinal analógico, que identifica contato e perda de contato do indivíduo com outra superfície e uma câmera filmadora digital (*Sony*). Todos os equipamentos e medidas realizadas apresentam adequados valores de propriedades de medida para população investigada (PARDO *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2014) e encontravam-se no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) do Departamento de Fisioterapia/UFMG.

No presente estudo, o sensor de pressão, com frequência de captação de 500Hz (SILVA *et al.*, 2014), foi utilizado para identificar o contato e a perda de contato dos indivíduos com a cadeira, durante a realização do ST-DP e DP-ST e foi posicionado no assento da cadeira na região das nádegas dos indivíduos (SILVA *et al.*, 2015).

A câmera digital filmadora foi utilizada em conjunto com o SAM com o objetivo de registrar, digitalmente, a performance das atividades de ST-DP e DP-ST dos indivíduos. Essas imagens auxiliaram no julgamento da qualidade do movimento realizado e seleção das repetições com menores movimentos dos pés utilizadas para análise de dados (Figura 1).



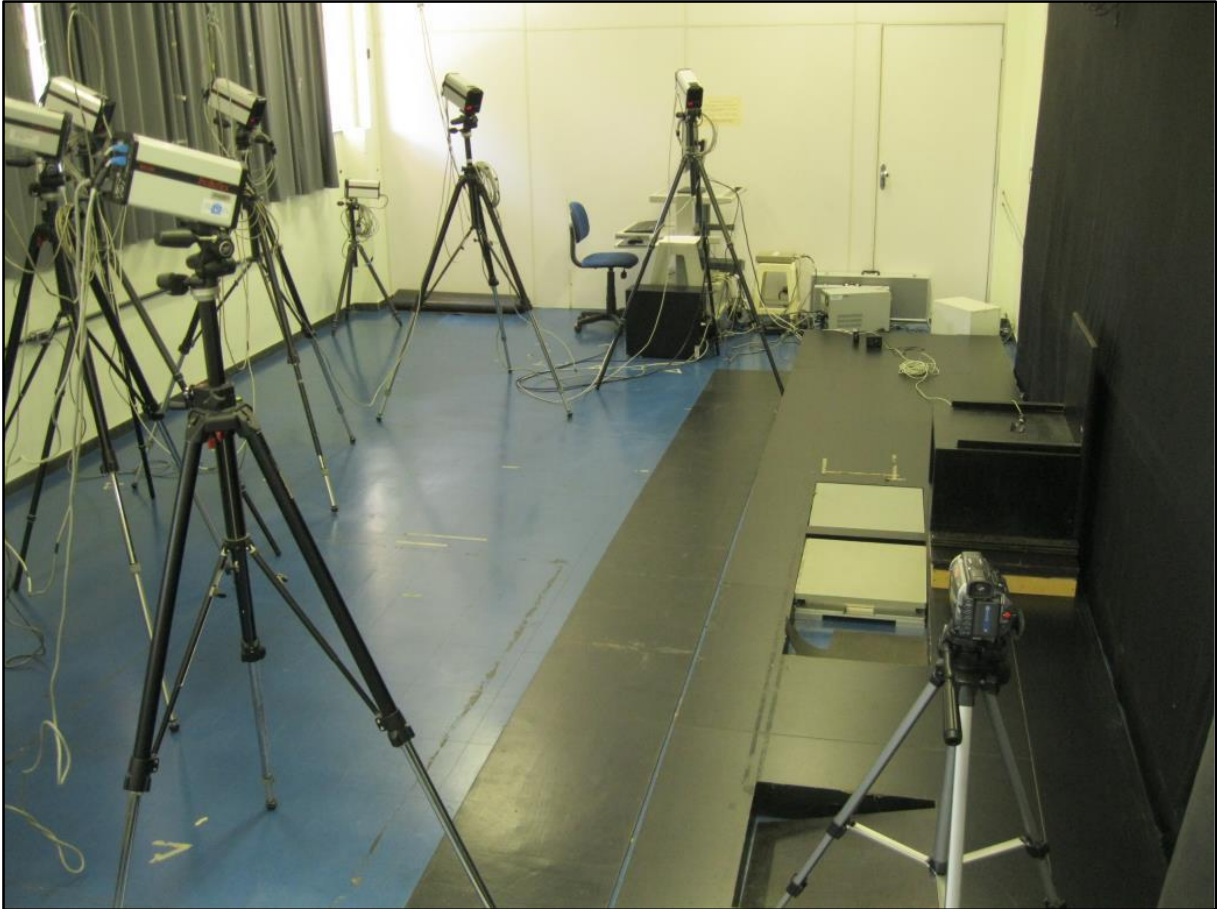


FIGURA 1 – *Set-up* de coleta utilizado para avaliação das atividades, ST-DP e DP-ST, com o sistema de análise de movimento

Fonte: Própria

### 1.5 Procedimentos

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

Após a leitura e assinatura do TCLE, um examinador realizou a avaliação para verificar o atendimento dos critérios de elegibilidade e coleta dos dados clínico-demográficos e antropométricos para caracterização da amostra (APÊNDICE B).

Em seguida, a avaliação biomecânica foi realizada por meio da captura dos movimentos dos seguintes segmentos: pé, perna, coxa, pelve e tronco. Antes da coleta de dados, o volume de interesse das câmeras *Qualisys* foi calibrado, conforme orientações do fabricante (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012), com o

objetivo de determinar as coordenadas de referência global, informar ao sistema a localização e orientação das câmeras no laboratório (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012) e determinar o volume de coleta. Posteriormente, a câmera filmadora digital foi posicionada à esquerda do indivíduo, a uma distância que permitia captar toda sua imagem na posição ereta.

Foi solicitado ao indivíduo já com o vestuário apropriado para realização da coleta de dados, que ficasse em ortostatismo para colocação dos marcadores passivos anatômicos e de referência. Os marcadores anatômicos são utilizados para identificar o comprimento dos segmentos e a orientação das coordenadas de cada segmento (sistema de coordenadas local), ao passo que os marcadores de rastreamento são utilizados para rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento. Foram utilizados 51 marcadores refletivos em cada participante (SILVA *et al.*, 2017). Todos os marcadores foram especificados abaixo de acordo com o segmento corporal (Figura 2):

- Tronco: Marcadores refletivos foram colocados nos acrômios e tubérculos das cristas ilíacas. Além disso, um cluster rígido com quatro marcadores refletivos foi colocado com auxílio de duas faixas elásticas na região esternal (SILVA *et al.*, 2017).
- Pelve: Marcadores refletivos foram colocados nos tubérculos das cristas ilíacas e trocânteres maiores. Além disso, um cluster rígido com três marcadores refletivos foi colocado logo abaixo da porção média da crista ilíaca direita (SILVA *et al.*, 2017).
- Coxas: Marcadores refletivos foram colocados nos trocânteres maiores e côndilos femorais laterais e mediais. Além disso, um cluster com quatro marcadores refletivos foi colocado na região anterior do terço distal da coxa (SILVA *et al.*, 2017).
- Pernas: Marcadores refletivos foram colocados nos côndilos tibiais laterais e mediais e maléolos laterais e mediais. Além disso, um cluster com quatro marcadores refletivos foi colocado na região anterior do terço distal da perna (SILVA *et al.*, 2017).
- Pés: Marcadores refletivos foram colocados nas porções laterais e mediais do calcâneo e cabeças dos primeiros e quintos metatarsos. Enquanto que os marcadores refletivos de rastreamento foram

colocados sobre a falange distal do primeiro dedo projetada no sapato e cabeças do primeiro e do quinto metatarsos (SILVA *et al.*, 2017).

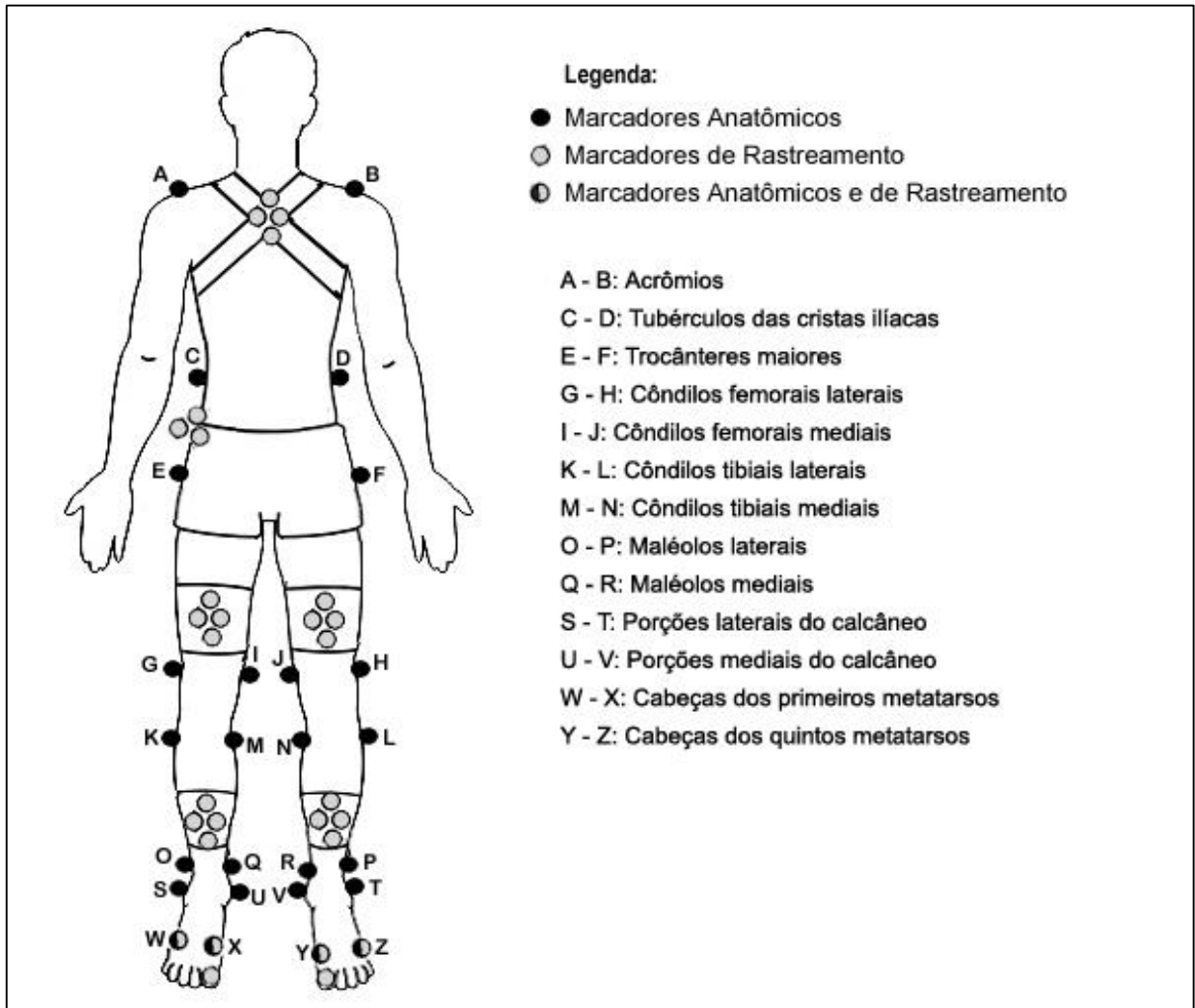


Figura 2 – Marcadores refletivos utilizados nos participantes durante a coleta cinemática das atividades de ST-DP e DP-ST. Os marcadores refletivos representados em preto foram utilizados para definição dos segmentos corporais: tronco, pelve, coxas, pernas e pés. Os marcadores refletivos representados em cinza foram utilizados para rastreamento da trajetória cada segmento durante o movimento. Os marcadores refletivos representados em preto e cinza foram utilizados tanto para definição de segmento (marcadores anatômicos) quanto para rastreamento (marcadores de rastreamento).

Fonte: Própria

Posteriormente a colocação dos marcadores e *clusters*, uma coleta de referência com o participante em ortostatismo foi realizada para que a posição dos marcadores no *software* fosse determinada para criação do modelo biomecânico

(RILEY *et al.*, 1991). Após a coleta estática o participante era posicionado em uma cadeira ajustável às características antropométricas do indivíduo. A altura do assento era ajustada à 100% do comprimento da perna do indivíduo (distância entre o côndilo tibial lateral e o chão) e a profundidade do assento era ajustada à 75% do comprimento da coxa (distância entre o trocânter maior do fêmur e côndilo femoral lateral) (SILVA *et al.*, 2017). Com o indivíduo sentado na cadeira era solicitado que ele mantivesse uma posição confortável com os membros superiores cruzados no tronco e os pés em posição autosselecionada (SILVA *et al.*, 2017) (Figura 3). Os indivíduos foram instruídos sobre os procedimentos e realizavam a familiarização com o protocolo de coleta (SILVA *et al.*, 2017). Antes de começar a coleta de dados, o indivíduo sorteava a ordem das velocidades utilizadas na análise, autosselecionada e máxima (SILVA *et al.*, 2015).



Figura 3: Posicionamento do indivíduo para avaliação do sentado para de pé.  
Fonte: Própria

Os participantes foram instruídos a se levantarem olhando para frente, sem moverem os pés (ROY *et al.*, 2006). Após permanecerem 10 segundos na posição ortostática, eram solicitados a se sentarem (DUBOST *et al.*, 2005). Os comandos verbais foram padronizados e cinco repetições para ambas as atividades

(SILVA *et al.*, 2014) em cada velocidade foi realizada. Um período de repouso de até um minuto entre as repetições das atividades e a troca das velocidades de teste (DUBOST *et al.*, 2005) era permitido.

## 1.6 Processamento dos dados e redução das variáveis

### 1.6.1 Processamento dos dados e redução das variáveis do estudo principal

A captação dos dados, nomeação dos marcadores e estabelecimento das trajetórias de cada marcador de rastreamento foram realizadas por meio do *software Qualisys Track Manager 1.9.254 – QTM* (Qualisys MEDICAL AB, Gotemburgo, Suécia). Em seguida, os dados foram exportados para o *software Visual3D™* (C-Motion, Inc, Rockville, MD, USA) onde os demais processamentos foram realizados. Um modelo biomecânico composto por corpos rígidos foi criado a partir da coleta estática. Cada segmento avaliado foi considerado um corpo rígido com seus respectivos marcadores anatômicos e de rastreamento.

As trajetórias dos marcadores e os dados fornecidos pelo sensor de pressão foram filtrados utilizando filtros passa-baixa Butterworth (com frequência de corte de 6Hz) de quarta ordem (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012). Por meio da análise dos vídeos digitais três das cinco repetições com menor movimentação de pés foram selecionadas para obtenção das variáveis de interesse.

As variáveis duração total, duração da fase I e II, máxima flexão anterior de tronco e tempo gasto até a máxima flexão anterior de tronco foram obtidas para cada uma das atividades (ST-DP e DP-ST, em cada uma das velocidades (autosselecionada e máxima). Todas as variáveis foram especificadas abaixo:

- Duração total de cada atividade (s), determinada para o ST-DP e DP-ST como o tempo gasto do início ao término de cada atividade (SILVA *et al.*, 2017);
- Duração das seguintes fases (s): Para o ST-DP foram determinadas a duração da Fase 1 (do início da atividade até o *seat-off*), duração da Fase II (do *seat-off* até o final da atividade); Para o DP-ST foram determinadas a duração da Fase I (do início da atividade até o *seat-on*), duração da

Fase II (do *seat-on* até o final da atividade) (BOWSER *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2017);

- Máxima flexão anterior de tronco ( $^{\circ}$ ), determinada no sistema de coordenadas global como o ângulo máximo de flexão anterior do tronco em relação ao laboratório no plano sagital (BOWSER *et al.*, 2015);

- Tempo gasto até máxima flexão anterior de tronco (s), determinado pela duração do início das atividades de ST-DP e DP-ST até a máxima flexão anterior de tronco (SILVA *et al.*, 2017);

O início do ST-DP e do DP-ST foi determinado quando a velocidade de deslocamento linear e anterior do centro de massa (CM) do segmento tronco excedesse o valor de 0,01m/s e o término pelo instante em que esta velocidade retornasse ao valor de 0,01m/s e permanecesse inferior a este valor pelo menos seis quadros seguidos (Silva *et al.*, 2017). A perda de contato com o assento (*seat-off*) e o contato com o assento (*seat-on*) foram determinados pelo sensor de pressão posicionado no assento (SILVA *et al.*, 2017).

#### 1.6.2 Processamento dos dados e redução das variáveis do estudo secundário

A captação dos dados, nomeação dos marcadores e estabelecimento das trajetórias de cada marcador de rastreamento foram realizadas por meio do *software Qualisys Track Manager 1.9.254 – QTM* (Qualisys MEDICAL AB, Gotemburgo, Suécia). Em seguida, os dados foram exportados para o *software Visual3D™* (C-Motion, Inc, Rockville, MD, USA) onde os demais processamentos foram realizados. Um modelo biomecânico composto por corpos rígidos foi criado a partir da coleta estática. Cada segmento avaliado foi considerado um corpo rígido com seus respectivos marcadores anatômicos e de rastreamento.

As trajetórias dos marcadores e os dados fornecidos pelo sensor de pressão foram filtrados utilizando filtros passa-baixa Butterworth (com frequência de corte de 6Hz) de quarta ordem (QUALISYS TRACK MANAGER, 2012). Por meio da análise dos vídeos digitais três das cinco repetições com menor movimentação de pés foram selecionadas para obtenção das variáveis de interesse.

Para investigar se diferentes limiares de velocidade linear do CM do tronco afetam as variáveis cinemáticas das atividades de ST-DP e DP-ST a tal ponto que a detecção de eventos da atividade é comprometida, dois algoritmos baseados em cinemática do tronco foram adicionados ao Visual 3D e aplicados aos dados:

- (1) Identificava o início das atividades pelo instante em que a velocidade linear do CM do tronco excedesse o valor de 0,01 m/s, e o final pelo instante em que a velocidade retornasse ao valor de 0,01m/s e permanecesse abaixo desse valor por pelo menos seis quadros consecutivos (BOWSER *et al.*, 2015);
- (2) Identificava o início das atividades pelo instante em que a velocidade linear do CM do tronco excedesse o valor de 0,05 m/s, e o final pelo instante em que a velocidade retornasse ao valores de 0,05m/s e permanecesse abaixo desse valor por pelo menos seis quadros consecutivos (SILVA *et al.*, 2017);

As variáveis duração total, duração da fase I e II, pico de flexão anterior de tronco, tempo gasto até a máxima flexão anterior de tronco e deslocamento angular do tronco foram obtidas para cada uma das atividades (ST-DP e DP-ST), em cada uma das velocidades (autosselecionada e máxima). Todas as variáveis foram especificadas abaixo:

- Duração total de cada atividade (s), determinada para o ST-DP e DP-ST como o tempo gasto do início ao término de cada atividade (SILVA *et al.*, 2017);
- Duração das seguintes fases (s): Para o ST-DP foram determinadas a duração da Fase 1 (do início da atividade até o *seat-off*), duração da Fase II (do *seat-off* até o final da atividade); Para o DP-ST foram determinadas a duração da Fase I (do início da atividade até o *seat-on*), duração da Fase II (do *seat-on* até o final da atividade) (BOWSER *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2017);
- Máxima flexão anterior de tronco (°), determinada no sistema de coordenadas global como o ângulo máximo de flexão anterior do tronco em relação ao laboratório no plano sagital (BOWSER *et al.*, 2015);

- Tempo gasto até máxima flexão anterior de tronco (s), determinado pela duração do início das atividades de ST-DP e DP-ST até a máxima flexão anterior de tronco (BOWSER *et al.*, 2015);
- Deslocamento angular do tronco (°), determinado pelo o cálculo da diferença entre os valores máximo e mínimo de flexão anterior do tronco no plano sagital durante as atividades (CIMOLIN *et al.*, 2012; BUSTRÉN *et al.*, 2017);

A fim de avaliar a capacidade de detecção de eventos dos algoritmos baseados em cinemática, um avaliador experiente (CCI=0,99;  $p \leq 0,001$ ) determinou manualmente, por análises de movimento do modelo biomecânico através do Visual 3D™ v6 (C- Motion, Inc, Rockville, EUA), os eventos das atividades de ST-DP e DP-ST. Este procedimento foi considerado um padrão ouro para comparações subsequentes (BRUENING; RIDGE, 2014). As seguintes definições foram usadas para definições dos eventos:

- ST-DP: Início: início do movimento de flexão anterior do tronco (KRALJ *et al.*, 1990; SCHENKMAND *et al.*, 1990).  
Fim: indivíduo alcança a postura em pé (KRALJ *et al.*, 1990).
- DP-ST: Início: início do movimento de flexão anterior do tronco (KRALJ *et al.*, 1990; SCHENKMAN *et al.*, 1990).  
Fim: indivíduo alcança a postura sentada (KRALJ *et al.*, 1990).

## 1.7 Análise estatística

Após análise da distribuição dos dados (*Shapiro-Wilk* teste), os grupos foram caracterizados quanto às medidas clínico-demográficas e antropométricas. Os grupos foram comparados quanto às seguintes variáveis: sexo (teste de qui-quadrado), índice de massa corpórea (Teste t de *Student* para amostras independentes), nível de atividade física e comprometimento de tronco (teste de *Mann-Whitney*).

Para o estudo principal, análise de variância com dois fatores (*Two-Way ANOVA*) foi utilizada para comparar as características biomecânicas do tronco entre



às atividades de ST-DP e DP-ST (fator atividade), considerando os indivíduos pós-AVE e saudáveis pareados (fator grupo). Uma análise de variância para cada uma das velocidades investigadas (autosselecionada e máxima) foi realizada. Todas as análises estatísticas foram realizadas considerando um nível de significância de  $\alpha=0,05$ .

Para o estudo secundário, Teste t pareado ou Teste de Wilcoxon (*Wilcoxon signed-ranks test*) foi utilizado para comparação das variáveis cinemáticas das atividades ST-DP e DP-ST em relação aos dois algoritmos cinemáticos aplicados para a detecção de eventos (limiares de 0,01m/s e 0,05 m/s), de acordo com os resultados do teste de normalidade. O nível de significância foi estabelecido em  $\alpha=0,05$ . A capacidade de detecção de eventos foi definida como a diferença (em quadros) entre os eventos detectados pelos algoritmos baseados em cinemática e os eventos determinados manualmente (padrão ouro) (BRUENING; RIDGE, 2014). Diferenças maiores foram consideradas como pior capacidade de detecção de eventos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BERTOLUCCI, P.H.F. *et al.* The mini-mental state examination in na outpatient populations influence of literacy. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 52, p. 01-07, 1994.

BOWSER, B. *et al.* Sit-to-stand biomechanics of individuals with multiple sclerosis. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 8, p. 788-794, Oct 2015.

BRUENING, D. A.; RIDGE, S. T. Automated event detection algorithms in pathological gait. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 472-477, 2014.

BUSTRÉN, E. L. *et al.* Movement Kinematics of the Ipsilesional Upper Extremity in Persons With Moderate or Mild Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 4, p. 376-386, 2017.

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.

CIMOLIN, V. *et al.* Constraint-induced movement therapy for children with hemiplegia after traumatic brain injury: a quantitative study. **The Journal of Head Trauma Rehabilitation**, v. 27, n. 3, p. 177-87, May-Jun 2012.

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

DUNCAN, P.W. *et al.* Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke. **Stroke**, v. 25, n.6, p. 1181-1188, 1994.

ECKARDT, N.; KIBELE, A. Automatic identification of gait events during walking on uneven surfaces. **Gait & Posture**, v. 52, n. 2, p. 83-86, 2017.

FARIA, C. D.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; NADEAU, S. Predicting levels of basic functional mobility, as assessed by the Timed "Up and Go" test, for individuals with stroke: discriminant analyses. **Disability and Rehabilitation**, v. 35, n. 2, p. 146-152.

HENDERSHOT, B. D.; WOLF, E. J. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. **Gait & Posture**, v. 42, n. 2, p. 204-209, Jul 2015.

KRALJ, A.; JAEGER, R. J.; MUNIH, M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. 11, p. 1123-1138, 1990.

LEITCH, J. *et al.* Identifying gait events without a force plate during running: a comparison of methods. **Gait & Posture**, v. 33, n. 1, p. 130-132, Jan 2011.

MALOUIN, F. *et al.* Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 18, n. 2, p. 66-75, Jun 2004.

MICHAELSEN, S. M. *et al.* Translation, adaptation and inter-rater reliability of the administration manual for the Fugl-Meyer assessment. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 15, n. 1, p. 80-88, 2011 Jan-Feb 2011.

MOUREY, F. *et al.* A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **Age and Ageing**, v. 27, n. 2, p. 137-146, Mar 1998.

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.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of clinical research : applications to practice**. 3rd edition, revised . Upper Saddle River, N.J.: Pearson/Prentice Hall, 2015.

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 position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 6, p. 585-593, Jul 2006.

SCHENKMAN, M. *et al.* Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Physical Therapy**, v. 70, n. 10, p. 638-651, Oct 1990.

SILVA, P. **Cinemática e desempenho muscular do tronco e a atividade de sentado para de pé em indivíduos pós-Acidente Vascular Encefálico e saudáveis.** Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte (MG). 2014.

SILVA, P. F. *et al.* Measurement properties and feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological disease: a systematic review. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, n. 2, p. 99-110, 2014 Mar-Apr 2014.

SILVA, P. *et al.* Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 51, n. 6, p. 717-724, Dec 2015.

SILVA, P. F. *et al.* Trunk kinematics related to generation and transfer of the trunk flexor momentum are associated with sit-to-stand performance in chronic stroke survivors. **NeuroRehabilitation**, v. 40, n. 1, p. 57-67, 2017.

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

WIST, S.; CLIVAZ, J.; SATTELMAYER, M. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 59, n. 2, p. 114-124, Apr 2016.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global database on Body Mass Index.** Geneva, 20013.

## APÊNDICE B – Ficha de Avaliação

**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: \_\_\_\_\_ Telefones: \_\_\_\_\_  
 Sexo: \_\_\_\_\_ Estado civil: \_\_\_\_\_  
 Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Grau de escolaridade: \_\_\_\_\_  
 Idade (anos): \_\_\_\_\_ Ocupação: \_\_\_\_\_  
 Endereço: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Dados do acompanhante, se necessário.

Nome: \_\_\_\_\_ Grau de escolaridade: \_\_\_\_\_  
 Endereço: \_\_\_\_\_ Ocupação: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 Telefones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

### 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 no 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

**Orientação Temporal Espacial** – questão 2.a até 2.j pontuando 1 para cada resposta

correta, máximo de 10 pontos.

**Registros** – questão 3.1 até 3.d pontuação máxima de 3 pontos.

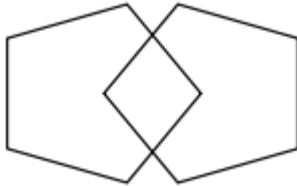
**Atenção e cálculo** – questão 4.1 até 4.f pontuação máxima 5 pontos.

**Lembrança ou memória de evocação** – 5.a até 5.d pontuação máxima 3 pontos.

**Linguagem** – questão 5 até questão 10, pontuação máxima 9 pontos.

Orientação Temporal (05 pontos)	Qual a hora aproximada?
	Em que dia da semana estamos?
	Que dia do mês estamos?
	Em que mês estamos?
	Em que ano estamos?
Orientação Espacial (05 pontos)	Em que local estamos?
	Que local é este?
	Em que local ou endereço estamos?
	Em que cidade estamos?
	Em que estado estamos?
Registro (peça para repetir e memorizar) (03 pontos)	CARRO, VASO, TIJOLO
Atenção e cálculo (05 pontos)	Subtraia: $100-7=93$ ; $93-7=86$ ; $86-7=79$ ; $79-7=72$ ; $72-7=65$ .  Ou soletrar a palavra MUNDO de trás para frente

Memória e evocação (03 pontos)	Quais foram os três objetos perguntados anteriormente?
Nomear dois objetos (02 pontos)	Caneta e relógio
Repetir a frase (01 ponto)	“Nem aqui, nem ali, nem lá”
Comando de estágios (03 pontos)	Pegue este papel com a mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o sobre o chão
Escrever uma frase completa (01 ponto)	Escrever uma frase com sentido
Ler e executar (01 ponto)	“FECHE OS OLHOS”
Copiar o diagrama (01 ponto)	Copiar o desenho abaixo



**Pontuação total: /30**

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

Peso: \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_

Índice de massa corpórea (IMC): \_\_\_\_\_

Comprimento de tronco (acrômio ao trocânter maior): D \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_

Cabeça (Canal auditivo – Primeira costela): D \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_

Comprimento de tronco (C7-T1 – L4-L5): D \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_

Membro superior (acrômio ao processo estilóide da ulna): D \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_

Pressão sanguínea chegada: \_\_\_\_\_

### **ESTÁGIO DE RETORNO MOTOR - ESCALA DE FUGL MEYER**

<b>TESTE</b>	<b>PONTUAÇÃO</b>
<p><b>III. Função Motora do Membro Superior (66 pts):</b></p> <p>1) <u>Motricidade reflexa</u>: bíceps e tríceps</p> <p>( ) Pont. máx: (4) separado bíceps e tríceps</p>	<p><b>0</b>-sem atividade reflexa</p> <p><b>2</b>-atividade reflexa presente</p>
<p>2) <u>Atividade reflexa normal</u>: bíceps, tríceps, flexores dos dedos</p> <p>( ) Pont. máx: (2)</p>	<p><b>0</b>-2 ou 3 reflexos são hiperativos</p> <p><b>1</b>-1 reflexo está marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos</p> <p><b>2</b>-não mais que 1 reflexo está vivo e nenhum hiperativo</p>
<p>3) <u>Sinergia flexora</u>: elevação, retração de ombro, abdução, rot. externa, flexão de cotovelo, supinação</p> <p>( ) Pont. máx: (12)</p>	<p><b>0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p><b>1</b>-tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p><b>2</b>-tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p>4) <u>Sinergia extensora</u>: adução do ombro+rot.interna, extensão cotovelo, pronação</p> <p>( ) Pont. máx: (6) ombro pontua uma vez (inclui add + rot.inter.)</p>	<p><b>0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p><b>1</b>-tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p><b>2</b>-tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p>5) <u>Movimentos com e sem sinergia</u>:</p> <p>a) Mão a coluna lombar ( )</p>	<p><b>a) 0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p><b>1</b>-tarefa pode ser realizada</p>



<p>b) Flexão de ombro a 90° ( )</p>	<p>parcialmente</p> <p><b>2</b>-tarefa é realizada perfeitamente</p> <p><b>b) 0</b>-se no início do movimento o braço é abduzido ou cotovelo fletido</p> <p><b>1</b>-se na fase final do movimento o ombro abduz e/ou cotovelo flete</p>
<p>c) Prono-supinação (cotovelo 90° e ombro 0°) ( )</p>	<p><b>2</b>-tarefa realizada perfeitamente</p> <p><b>c) 0</b>-não ocorre posicionamento correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada completamente</p> <p><b>1</b>-prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo ombro e cotovelo estejam corretamente posicionados</p>
<p>d) Abdução ombro a 90° com cotovelo estendido e pronado ( )</p>	<p><b>2</b>-tarefa realizada completamente</p> <p><b>d) 0</b>-não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação no INÍCIO do movimento</p> <p><b>1</b>-realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e antebraço não se mantém pronado na fase TARDIA do movimento</p>
<p>e) Flexão de ombro de 90° a 180° ( )</p>	<p><b>2</b>-tarefa pode ser realizada sem desvio</p> <p><b>e) 0</b>-braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento</p> <p><b>1</b>-ombro abduz e/ou ocorre flexão cotovelo na fase final do movimento</p>
<p>f) Prono-supinação (cotovelo estendido e ombro fletido de 30° a 90°) ( )</p> <p>Pont. máx: (12)</p>	<p><b>2</b>-tarefa realizada perfeitamente</p> <p><b>f) 0</b>-posição não pode ser obtida e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente</p> <p><b>1</b>-atividade de prono-supinação pode</p>

	<p>ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e cotovelo estejam corretamente posicionados</p> <p><b>2-tarefa é realizada perfeitamente</b></p>
<p>6) <u>Controle de punho:</u></p> <p>a) Cotovelo a 90°, ombro a 0° e pronação, com resistência (assistência se necessário) ( )</p> <p>b) Máxima flexão-extensão de punho, cotovelo a 90°, ombro a 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) ( )</p> <p>c) Extensão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) ( )</p> <p>d) Máxima flexão-extensão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) ( )</p> <p>e) Circundução ( )</p> <p>Pont. máx: (10)</p>	<p><b>a) 0</b>-não pode estender o punho na posição requerida</p> <p><b>1</b>-extensão pode ser realizada, mas sem resistência</p> <p><b>2</b>-posição mantida contra resistência</p> <p><b>b) 0</b>-não ocorre movimento voluntário</p> <p><b>1</b>-não move ativamente o punho em todo grau de movimento</p> <p><b>2</b>-tarefa pode ser realizada</p> <p><b>c) 0</b>-não pode estender o punho na posição requerida</p> <p><b>1</b>-extensão pode ser realizada, mas sem resistência</p> <p><b>2</b>-posição mantida contra resistência</p> <p><b>d,e) 0</b>-não ocorre movimento voluntário</p> <p><b>1</b>-não move ativamente o punho em todo grau de movimento</p> <p><b>2</b>-tarefa pode ser realizada</p>
<p>7) <u>Mão:</u></p> <p>a) Flexão em massa dos dedos ( )</p> <p>b) Extensão em massa dos dedos ( )</p> <p>c) <u>Prensão</u> <u>1</u>: art. Metacarpofalangeanas (II a V)</p>	<p><b>a) 0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p><b>1</b>-tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p><b>2</b>-tarefa é realizada perfeitamente</p> <p><b>b) 0</b>-nenhuma atividade ocorre</p> <p><b>1</b>-ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa</p>

<p>estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência ( ) livro</p> <p>d) <u>Preensão 2</u>: paciente instruído a aduzir o polegar e segurar o papel interposto entre o polegar e o dedo indicador ( ) carta</p> <p>e) <u>Preensão 3</u>: paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto ( ) lápis</p> <p>f) <u>Preensão 4</u>: segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais ( ) garrafa</p> <p>g) <u>Preensão 5</u>: paciente segura com firmeza uma bola de tênis ( ) bola</p> <p>Pont. máx: (14)</p>	<p>2-extensão completa (comparado com lado não parético)</p> <p>c) 0-posição requerida não pode ser realizada</p> <p>1-preensão é fraca</p> <p>2-preensão contra resistência</p> <p>d) 0-função não pode ser realizada</p> <p>1-papel pode ser mantido, mas não contra resistência</p> <p>2-preensão contra resistência</p> <p>e) 0-função não pode ser realizada</p> <p>1-lápis pode ser mantido, mas não contra resistência</p> <p>2-preensão contra resistência</p> <p>f) 0-função não pode ser realizada</p> <p>1-objeto pode ser mantido, mas não contra resistência</p> <p>2-preensão contra resistência</p> <p>g) 0-função não pode ser realizada</p> <p>1-objeto pode ser mantido, mas não contra resistência</p> <p>2-preensão contra resistência</p>
<p><b>IV. Coordenação/Velocidade MS:</b></p> <p>a) <u>Tremor</u> ( )</p> <p>b) <u>Dismetria</u> ( )</p> <p>c) <u>Velocidade</u>: index-nariz 5 vezes o mais rápido possível ( )</p> <p>Pont. máx: (6)</p>	<p>a) 0-tremor marcante/1-tremor leve/2-sem tremor</p> <p>b) 0-dismetria marcante/1-dismetria leve/2-sem dismetria</p> <p>c) 0-6s mais lento que o lado não parético/1-2 a 5s mais lento que o lado não parético/2-menos de 2s de diferença</p>
<p><b>V. Função Motora de Membro Inferior (34pts):</b></p>	

<p>1)<u>Movimento com e sem sinergia:</u></p> <p>a) A partir de leve extensão joelho, realizar flexão de joelho além de 90° (sentado) ( )</p> <p>b) Dorsiflexão (sentado) ( )</p> <p>c) Quadril a 0°, realizar flexão de joelho mais que 90° (em pé) ( )</p> <p>d) Dorsiflexão (em pé) ( )</p> <p>Pont. máx: (8)</p>	<p><b>a) 0</b>-sem movimento</p> <p>1-joelho pode ser fletido ativamente até 90°(palpar tendões dos flexores joelho)</p> <p>2-joelho pode ser fletido além de 90°</p> <p><b>b) 0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p>1-tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p>2-tarefa é realizada perfeitamente</p> <p><b>c) 0</b>-joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido</p> <p>1-inicia flexão joelho ou flete quadril no término do movimento</p> <p>2-tarefa é realizada completamente</p> <p><b>d) 0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p>1-tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p>2-tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p>2)<u>Motricidade reflexa:</u> Aquileu e patelar</p> <p>( ) Pont. máx: (4)</p>	<p><b>0</b>-sem atividade reflexa</p> <p><b>2</b>-atividade reflexa presente</p>
<p>3)<u>Atividade reflexa normal:</u> Aquileu, patelar, adutor</p> <p>( ) Pont. máx: (2)</p>	<p><b>0</b>-2 ou 3 reflexos são hiperativos</p> <p><b>1</b>-1 reflexo está hiperativo ou 2 estão vivos</p> <p><b>2</b>-nenhum hiperativo</p>
<p>4)<u>Sinergia flexora:</u> flexão de quadril, joelho e dorsiflexão</p> <p>( ) Pont. máx: (6)</p>	<p><b>0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p><b>1</b>-tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p><b>2</b>-tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p>5)<u>Sinergia extensora:</u> extensão de quadril, adução de quadril, extensão de</p>	<p><b>0</b>-tarefa não pode ser realizada completamente</p>

joelho, flexão plantar  ( ) Pont. máx: (8)	<b>1</b> -tarefa pode ser realizada parcialmente <b>2</b> -tarefa é realizada perfeitamente
<b>VI. Coordenação/Velocidade de MI:</b> a) <u>Tremor</u> ( ) b) <u>Dismetria</u> ( ) c) <u>Velocidade</u> : calcanhar-joelho 5 vezes, rápido ( )  Pont. máx: (6)	<b>a) 0</b> -tremor marcante/ <b>1</b> -tremor leve/ <b>2</b> -sem tremor <b>b) 0</b> -dismetria marcante/ <b>1</b> -dismetria leve/ <b>2</b> -sem dismetria <b>c) 0</b> -6s mais lento que o lado não parético/ <b>1</b> -2 a 5s mais lento que o lado não parético/ <b>2</b> -menos de 2s de diferença
<b>PONTUAÇÃO TOTAL: 100</b> <b>PONTUAÇÃO OBTIDA: _____</b>	

### Escala de Deficiências de Tronco

*Verheyden G et al. The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. Clinical Rehabilitation 2004, 18: 326-433.*

A posição inicial para cada item é a mesma. O paciente está sentado na beira de uma cama ou mesa de tratamento sem suporte de costas ou braços. As coxas têm total contato com a cama ou mesa, os pés estão na mesma largura do quadril e colocados planos no chão. O ângulo do joelho é de 90°. Os braços descansam sobre as pernas. Se a hipertonia está presente, a posição do braço hemiplégico é considerada como posição inicial. A cabeça e o tronco estão na posição de linha média. Se a pontuação do paciente é 0 no primeiro item, a pontuação total da EDT é 0.

Cada item do teste pode ser realizado 3 vezes. Será considerada ao maior pontuação. Nenhum treino é permitido.

O paciente pode ser corrigido entre as tentativas.

Os testes são explicados verbalmente para o paciente e podem ser demonstrados, se necessário.

<b>Equilíbrio sentado estático</b>		
1 – Posição inicial	Paciente cai ou não consegue manter a posição	<b>0</b>

	<p>inicial por 10 segundos sem suporte de braço.</p> <p>Paciente consegue manter-se na posição inicial por 10 segundos</p> <p><b>Se a escore = 0, então o escore total da EDT = 0.</b></p>	<b>2</b>
2 - Posição inicial Terapeuta cruza a perna não afetada sobre a perna hemiplégica	<p>Paciente cai ou não consegue manter-se sentado por 10 segundos sem o suporte de braço.</p> <p>Paciente consegue manter-se sentado por 10 segundos.</p>	<b>0</b> <b>2</b>
3 - Posição inicial Paciente cruza a perna não afetada sobre a perna hemiplégica	<p>Paciente cai.</p> <p>Paciente não consegue cruzar as pernas sem o suporte do braço na cama ou na mesa</p> <p>Paciente cruza a perna, mas desloca o tronco mais de 10 cm para trás ou facilita o cruzamento com a mão.</p> <p>Paciente cruza a perna sem deslocamento do tronco ou assistência.</p>	<b>0</b> <b>1</b> <b>2</b> <b>3</b>
<b>Total - Equilíbrio sentado estático</b>		<b>/7</b>
<b>Equilíbrio sentado dinâmico</b>		
1 - Posição inicial Paciente é instruído a tocar a cama ou mesa com o cotovelo do lado hemiplégico (com alongamento do lado são e encurtamento do lado hemiplégico) e retornará	<p>Paciente cai, precisa de ajuda do membro superior ou o cotovelo não toca a cama ou mesa.</p> <p>Paciente se move ativamente sem auxílio, o cotovelo toca a cama ou mesa.</p> <p><b>Se escore = 0, então o escore dos itens 2 e 3 = 0.</b></p>	<b>0</b> <b>1</b>

posição inicial.		
2 – Repetir o item 1	<p>Paciente não demonstra alongamento/encurtamento ou apresenta movimento oposto.</p> <p>Paciente demonstra apropriado alongamento/encurtamento</p> <p><b>Se o score = 0, então o score do item 3 = 0.</b></p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
3 – Repetir o item 1	<p>Paciente se compensa. Possíveis compensações são: (1) uso da extremidade superior,(2) abdução do quadril contralateral (3) flexão do quadril (se o cotovelo toca a cama ou mesa além da metade proximal do fêmur) (4) flexão do joelho (5) deslizamento do pé.</p> <p>Paciente se move sem compensação.</p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
4 - Posição inicial Paciente é instruído a tocar a cama ou mesa com o cotovelo não afetado (pelo encurtamento do lado não afetado e alongamento do lado plégico) e retornar à posição inicial	<p>Paciente cai, precisa de ajuda do membro superior ou o cotovelo não toca a cama ou mesa.</p> <p>Paciente se move ativamente sem auxílio, o cotovelo toca a cama ou mesa.</p> <p><b>Se score = 0, então o score dos itens 5 e 6 = 0.</b></p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
5 – Repetir o item 4	<p>Paciente não demonstra alongamento/encurtamento ou apresenta movimento oposto.</p> <p>Paciente demonstra apropriado alongamento/encurtamento</p> <p><b>Se o score = 0, então o score do item 6 = 0.</b></p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>

6 – Repetir o item 4	<p>Paciente se compensa. Possíveis compensações são: (1) uso da extremidade superior, (2) abdução do quadril contralateral (3) flexão do quadril (se o cotovelo toca a cama ou mesa além da metade proximal do fêmur) (4) flexão do joelho (5) deslizamento do pé.</p> <p>Paciente se move sem compensação.</p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
<p>7 - Posição inicial</p> <p>Paciente é instruído a elevar a pelve da cama ou mesa no lado plégico (pelo encurtamento do lado plégico e alongamento do lado não afetado) e retornar à posição inicial.</p>	<p>Paciente não demonstra alongamento/encurtamento ou apresenta movimento oposto.</p> <p>Paciente demonstra apropriado alongamento/encurtamento</p> <p><b><i>Se o score = 0, então o score do item 8 = 0.</i></b></p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
8 – Repetir o item 7	<p>Paciente se compensa. Possíveis compensações são: (1) uso da extremidade superior, (2) empurra com pé ipsilateral (calcanhar perde o contato com o chão).</p> <p>Paciente se move sem compensação.</p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
<p>9 - Posição inicial</p> <p>Paciente é instruído a levantar a pelve da cama ou mesa do lado não afetado (pelo encurtamento do lado não afetado e alongamento do lado plégico) e retornar à posição inicial.</p>	<p>Paciente não demonstra alongamento/encurtamento ou apresenta movimento oposto.</p> <p>Paciente demonstra apropriado alongamento/encurtamento.</p> <p><b><i>Se o score = 0, então o score do item 10 = 0.</i></b></p>	<p><b>0</b></p> <p><b>1</b></p>
10 – Repetir o item 9	<p>Paciente se compensa. Possíveis compensações são: (1) uso da extremidade superior, (2)</p>	<p><b>0</b></p>



	empurra com pé ipsilateral (calcanhar perde o contato com o chão).  Paciente se move sem compensação.	<b>1</b>
<b>Total - Equilíbrio sentado dinâmico</b>		<b>/10</b>
<b>Coordenação</b>		
1 - Posição inicial Paciente é instruído a rodar o tronco superior 6 vezes (cada ombro deve ser movido para frente 3 vezes), o primeiro lado a ser movido deve ser o hemiplégico, a cabeça deve ser fixada na posição inicial.	O lado hemiplégico não é movido 3 vezes  A rotação é assimétrica  A rotação é simétrica  <b>Se o score é = 0, então o item 2 = 0.</b>	<b>0</b>  <b>1</b>  <b>2</b>
2 – Repetir o item 1 em 6 segundos	A rotação é assimétrica  A rotação é simétrica	<b>0</b>  <b>1</b>
3 - Posição inicial Paciente é instruído a rodar o tronco inferior 6 vezes (cada joelho deve ser movido para frente 3 vezes), o primeiro lado a ser movido deve ser o hemiplégico, o tronco superior deve ser fixado na posição inicial.	O lado hemiplégico não é movido 3 vezes  A rotação é assimétrica  A rotação é simétrica  <b>Se o score é = 0, então o item 4 = 0.</b>	<b>0</b>  <b>1</b>  <b>2</b>
4 – Repetir o item 3 em 6 segundos	A rotação é assimétrica  A rotação é simétrica	<b>0</b>  <b>1</b>
<b>Total - Coordenação</b>		<b>/6</b>

<b>Total - Escala de Deficiências de Tronco</b>	<b>/23</b>
---	------------

### 5) Desempenho do teste de cinco repetições do sentado para de pé

	1ª rep	2ª rep	3ª rep	Média
Tempo (s)				

### 6) Força muscular isométrica do tronco (TEM)

Flexores \_\_\_\_\_ Extensores \_\_\_\_\_

### 7) MEDIDAS ESPAÇO-TEMPORAIS (SAM)

	Velocidade autosselecionada	Velocidade máxima
Desempenho ST-DP (s)	1ª _____ 2ª _____ 3ª _____ 4ª _____ 5ª _____ 6ª _____	1ª _____ 2ª _____ 3ª _____ 4ª _____ 5ª _____ 6ª _____
Desempenho DP-ST (s)	1ª _____ 2ª _____ 3ª _____ 4ª _____ 5ª _____ 6ª _____	1ª _____ 2ª _____ 3ª _____ 4ª _____ 5ª _____ 6ª _____
<i>Momentum</i> do tronco ST-DP	1ª _____ 2ª _____ 3ª _____ 4ª _____ 5ª _____ 6ª _____	1ª _____ 2ª _____ 3ª _____ 4ª _____ 5ª _____ 6ª _____
<i>Momentum</i> do tronco DP-ST	1ª _____ 2ª _____	1ª _____ 2ª _____

	3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____	3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____
Ângulo de flexão anterior de tronco (ST-DP)	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____
Ângulo de flexão anterior de tronco (DP-ST)	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____
Velocidade anterior de tronco (ST-DP)	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____
Velocidade anterior de tronco (DP-ST)	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____ 6 <sup>a</sup> _____
Aceleração anterior de tronco (ST-DP)	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ 4 <sup>a</sup> _____ 5 <sup>a</sup> _____

	6 <sup>a</sup> _____	6 <sup>a</sup> _____
Aceleração anterior de tronco (DP-ST)	1 <sup>a</sup> _____	1 <sup>a</sup> _____
	2 <sup>a</sup> _____	2 <sup>a</sup> _____
	3 <sup>a</sup> _____	3 <sup>a</sup> _____
	4 <sup>a</sup> _____	4 <sup>a</sup> _____
	5 <sup>a</sup> _____	5 <sup>a</sup> _____
	6 <sup>a</sup> _____	6 <sup>a</sup> _____
Desempenho do teste de cinco repetições (s)	<b>###</b>	1 <sup>a</sup> _____ 2 <sup>a</sup> _____ 3 <sup>a</sup> _____ Média: _____

### 8) PERFORMANCE DO TRONCO – DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO *BIODEX*

Pressão sanguínea antes da medida: \_\_\_\_\_

Pressão sanguínea depois de mensurar flexores: \_\_\_\_\_

Pressão sanguínea depois de mensurar extensores: \_\_\_\_\_

Melhor set	Flexores	Extensores
Trabalho concêntrico (60°)		
Trabalho excêntrico (60°)		
Trabalho concêntrico (120°)		
Trabalho excêntrico (120°)		

## ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



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.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Christina Danielli Coelho de Moraes Faria", is positioned above the name of the coordinator.

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral**  
Coordenadora do COEP-UFMG

## **ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Saudáveis**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Nº \_\_\_\_\_**

**Investigadoras:** Prof.<sup>a</sup> 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 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 Livre e Esclarecido - AVE****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Nº \_\_\_\_\_**

**Investigadoras:** Prof.<sup>a</sup> 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 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.

## MINICURRÍCULO

### Formação acadêmica / titulação

- 2017 - Atual** Mestrado em andamento em Ciências da reabilitação (Conceito CAPES 6).  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.  
Título: Comparação da cinemática do tronco das atividades de sentado para de pé e de pé para sentado considerando indivíduos pós-acidente vascular encefálico e saudáveis, Orientador: Christina Danielle Coelho de Moraes Faria. Bolsista da: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, CAPES.
- 2016 - 2017** Practitioner of Pilates for Rehabilitation. (Carga Horária: 450h).  
Polestar® Pilates Education, POLESTAR®, Estados Unidos.
- 2010 - 2016** Graduação em Fisioterapia.  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.  
com **período sanduíche** em Monash University (Orientador: Mark A. Bellgrove).  
Título: Teste de cinco repetições de levantar/sentar em cadeira em indivíduos pós-acidente vascular encefálico e saudáveis: Uso de diferentes cadeiras e formas de operacionalização. Orientador: Christina Danielli Coelho de Moraes Faria. Bolsista do: Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq.

### Formação Complementar

- 2019 – 2019** Workshop de Redação Científica. (Carga horária: 15h).  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.
- 2019 – 2019** Oficina Gamificação e tecnologias no ensino superior. (Carga horária: 3h).  
Diretoria de Inovação e Metodologias de Ensino, GIZ UFMG, Brasil.
- 2019 – 2019** Minicurso Metodologias de ensino em tempos de convergência de mídias. (3h)  
Diretoria de Inovação e Metodologias de Ensino, GIZ UFMG, Brasil.
- 2018 – 2018** Métodos práticos de realização de exercícios de maior intensidade para melhorar a função das extremidades inferiores após AVC. (Carga horária: 4h).  
Associação Brasileira de Fisioterapia Neurofuncional, ABRAFIN, Brasil.
- 2018 – 2018** Análise de Variância - Mini-curso de Estatística Aplicada. (Carga horária: 12h).  
Fundação de Apoio ao Ensino, Pesquisa e Extensão, FAEPE, Brasil.
- 2017 – 2017** Curso Atendimento Cardiovascular Emergencial. (Carga horária: 4h).  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.
- 2017 – 2017** Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. (20h)  
Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, COFFITO, Brasil.
- 2017 – 2017** Recent Advances in Applied Biomechanics. (Carga horária: 15h).  
Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.

### Artigos completos publicados em periódicos

1. Quintino, L.F.; **Franco, J.**; Gusmão, A.F.M.; Silva, P.F.S.; Faria, C.D.C.M. Trunk flexor and extensor muscle performance in chronic stroke patients: a case-control study. *Brazilian Journal of Physical Therapy JCR*, v. 22, p. 231-237, 2018.

### Artigos completos submetidos em periódicos

1. **Franco, J.**; Quintino, L.F.; Faria, C.D.C.M. Does grip strength correlates to lower limb global strength post stroke? *Fisioterapia em Movimento*, 2019.
2. **Franco, J.**; Quintino, L.F.; Faria, C.D.C.M. Five-repetition sit-to-stand test completion times among chronic stroke patients and healthy subjects: the use of different chair types and source of outcome values. *Physiotherapy Theory and Practice*, 2019.

### Resumos publicados em anais de congressos

1. Peniche P.C.; **Franco, J.**; Gusmão, A.F.M.; Quintino, L.F.; Martins, J.C.; Aguiar, L.T.; Faria, C.D.C.M. Força de preensão palmar e força global de membros inferiores pós acidente vascular encefálico. In: XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2018, Belo Horizonte. XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia (COBRAFIN), 2018.
2. **Franco, J.**; Quintino, L.F.; Gusmão, A.F.M.; Silva, P.F.S.; Faria, C.D.C.M. Desempenho dos músculos flexores e extensores do tronco pós acidente vascular encefálico (fase crônica). In: XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2018, Belo Horizonte. Anais do XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2018.
3. **Franco, J.**; Aguiar, L.T.; Camargo, L.B.A.; Estarlino, L.D.; Salmela, L.F.T.; Faria, C.D.C.M. A força muscular está associada à velocidade da marcha pós acidente vascular encefálico (fase subaguda). In: XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2018, Belo Horizonte. Anais do XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2018.
4. **Franco, J.**; Benfica, P.A. ; Brito, S.A.F.; Bernardino, L.H.N.; Santana, M.M.; Faria, C.D.C.M. Valores de referência do Teste Esfigmomanômetro Modificado para avaliação da força muscular. In: V Congresso Brasileiro de Fisioterapia Neurofuncional (COBRAFIN), 2018, Florianópolis. Anais do V COBRAFIN, 2018.
5. **Franco, J.**; Martins, J.C.; Aguiar, L.T.; Nadeau, S.; Scianni, A.A.; Faria, C.D.C.M. Propriedades de medida dos instrumentos de avaliação nível de atividade pós-AVE: revisão sistemática. In: V Congresso Brasileiro de Fisioterapia Neurofuncional (COBRAFIN), 2018, Florianópolis. Anais do V COBRAFIN, 2018.
6. **Franco, J.**; Quintino, L.F.; Aguiar, L.T.; Brito, S.A.F.; Pereira, A.S.; Faria, C.D.C.M. Confiabilidade e validade do Shuttle Walk Test para avaliação pós-acidente vascular

encefálico. In: V Congresso Brasileiro de Fisioterapia Neurofuncional (COBRAFIN), 2018, Florianópolis. Anais do V COBRAFIN, 2018.

7. Menezes, A.R.; **Franco, J.**; Silva, P.F.S.; Faria, C.D.C.M. Comparação de Cinemática do tronco entre indivíduos pós-acidente vascular encefálico e saudáveis no desempenho das atividades de sentado para de pé e de pé para sentado: Resultados preliminares. In: XXVII Semana de Iniciação Científica / PRPQ, 2018, Belo Horizonte. Anais da XXVII Semana de Iniciação Científica/PRPQ, 2018.

### **Apresentações de Trabalho**

1. **Franco, J.**; Quintino, L.F.; Gusmão, A.F.M.; Silva, P.F.S.; Faria, C.D.C.M. Desempenho dos músculos flexores e extensores do tronco pós acidente vascular encefálico (fase crônica). 2018.
2. **Franco, J.**; Aguiar, L.T.; Salmela, L.F.T.; Martins, J.C.; Faria, C.D.C.M. A força muscular está associada à velocidade da marcha pós-acidente vascular encefálico (fase subaguda). 2018.
3. **Franco, J.**; Benfica, P.A.; Brito, S.A.F.; Santana, M.M.; Faria, C.D.C.M. Valores de referência do Teste Esfigmomanômetro Modificado para avaliação da força muscular. 2018.
4. **Franco, J.**; Martins, J.C.; Aguiar, L.T.; Nadeau, S.; Scianni, A.A.; Faria, C.D.C.M. Propriedades de medida dos instrumentos de avaliação nível de atividade pós AVE: revisão sistemática. 2018.
5. **Franco, J.**; Quintino, L.F.; Aguiar, L.T.; Brito, S.A.F.; Faria, C.D.C.M. Confiabilidade e validade do Shuttle Walk Test para avaliação pós-acidente vascular encefálico. 2018.

### **Participação em bancas de trabalhos de conclusão**

1. **Franco, J.** Participação em banca de Fernanda Meirelles Martins de Araújo. Treinamento Cardiorrespiratório em indivíduos após AVE: revisão da Literatura. 2017. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Curso de Especialização Avanços Clínicos em Fisioterapia) - Universidade Federal de Minas Gerais.
2. **Franco, J.** Participação em banca de Isabella Aparecida Nogueira Laktini Lima. Propriedades de medida dos instrumentos de avaliação do nível de atividade física em indivíduos com doença de Parkinson: uma revisão bibliográfica. 2017. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Curso de Especialização Avanços Clínicos em Fisioterapia) - Universidade Federal de Minas Gerais.



3. **Franco, J.** Participação em banca de Letícia Costa Queiroz. Efeitos do treino de realidade virtual na participação social de indivíduos hemiparéticos: uma revisão da literatura. 2017. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Curso de Especialização Avanços Clínicos em Fisioterapia) - Universidade Federal de Minas Gerais.

4. **Franco, J.** Participação em banca de Priscila de Lima. Treino de Equilíbrio promove mudanças na velocidade de marcha e participação social de indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico? Uma revisão sistemática da literatura. 2017. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Curso de Especialização Avanços Clínicos em Fisioterapia) - Universidade Federal de Minas Gerais.

### **Participação em eventos, congressos, exposições e feiras**

1. Projeto ADES - FIT – Aprimoramento Didático do Ensino Superior, Tema: Comunicação Não Violenta em Sala de Aula. 2019.

2. IV CIM - Congresso de Inovação e Metodologias no Ensino Superior. 2019.

3. Congresso Brasileiro de Fisioterapia em Saúde da Mulher. 2018.

4. I Congresso Internacional Da ABRAFIN. Valores de referência do Teste Esfigmomanômetro Modificado para avaliação da força muscular. 2018.

5. IV Seminário de Fundamentos de Fisioterapia - Fisioterapia Muito Além do Movimento. 2018.

6. Projeto ADES-FIT - Aprimoramento Didático do Ensino Superior; Tema: Aprendizagem Baseada em Equipes e Instrução por Pares. 2018.

7. V Congresso Brasileiro De Fisioterapia Neurofuncional. Propriedades de medida dos instrumentos de avaliação nível de atividade pós-AVE: revisão sistemática. 2018.

8. XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia. A força muscular está associada à velocidade da marcha pós acidente vascular encefálico (fase subaguda). 2018.

9. VIII Seminário Mineiro de Comportamento Motor. 2017.

### **Organização de eventos, congressos, exposições e feiras**

1. **Franco, J.** XVII Semana de Iniciação Científica. PRPq/UFMG. 2018.

2. **Franco, J.** Mutirão Ecocardiográfico do PROVAR – Programa de Rastreamento da Valvulopatia Reumática e outras Doenças Cardiovasculares. Prefeitura de Sabará e Programa de Rastreamento da Valvulopatia Reumática e outras Doenças Cardiovasculares - PROVAR. 2019