



ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS EM SAÚDE

CLAUDIA COSTA PINTO FURTADO MACHADO

**RELAÇÃO ENTRE O PASSAR DE SENTADO PARA DE PÉ E A MARCHA EM
HEMIPARÉTICOS APÓS AVC**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Salvador/Bahia

2016

CLAUDIA COSTA PINTO FURTADO MACHADO

**RELAÇÃO ENTRE O PASSAR DE SENTADO PARA DE PÉ E A MARCHA EM
HEMIPARÉTICOS APÓS AVC**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Tecnologias em Saúde da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública como requisito parcial para obtenção de título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Orientadora: Profa. Dra. Elen Beatriz Carneiro Pinto

Salvador/Bahia

2016

Ficha Catalográfica
Sistema Integrado de Bibliotecas da EBMSP

M149 Machado, Claudia Costa Pinto Furtado

Relação entre o passar de sentado para de pé e a marcha em hemiparéticos após AVC. / Claudia Costa Pinto Furtado Machado. – 2016. 80 f.: il.; 30cm

Orientador: Profa. Dra. Elen Beatriz Carneiro Pinto

Dissertação (Mestrado) – Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública.
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias em Saúde, 2016.

1. Acidente vascular cerebral. 2. Fenômenos biomecânicos. 3. Marcha

I. Título.

CDU 616.831

MACHADO, Claudia Costa Pinto Furtado. Relação entre o passar de sentado para de pé e a marcha em hemiparéticos após AVC. Dissertação apresentada à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública para obtenção do título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Aprovado em 18 de março de 2016

Banca Examinadora

Profa. Dra. Adriana Campos Sasaki

Titulação: Doutora em Ciências da Saúde pela Faculdade de Medicina da Universidade Federal da Bahia

Instituição: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Profa. Dra. Katia Nunes Sá

Titulação: Doutora em Medicina e Saúde Humana pela Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Instituição: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Prof. Dr. Nildo Manoel da Silva Ribeiro

Titulação: Doutor em Neurologia / Neurociências pela Universidade Federal de São Paulo

Instituição: Universidade Federal da Bahia

AGRADECIMENTOS

À Dra Elen Beatriz Pinto pela orientação, disponibilidade, carinho e cuidado dispensados a mim em todos os momentos da minha trajetória profissional

Ao Dr. Jamary Oliveira Filho e equipe do ambulatório de Doenças Cerebrovasculares da UFBA pela parceria para a realização deste trabalho

À equipe da Clínica Avançada em Fisioterapia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Às queridas amigas Moema Guimarães, Kaliane Pamponet e Mayra Castro pela amizade incondicional e colaboração desde sempre

À Mayana Souza pela amizade, apoio incondicional e companheirismo em todos os momentos

À Ana Paula Quixadá, Cristina Brasil, Amanda Queiroz e Consuelo Nunez pela contribuição e aprendizado, fundamentais, para construção desta pesquisa

Às alunas Marina Lemos e Gabriela Rosier por estarem sempre dispostas a colaborar para a melhoria deste trabalho

Aos queridos pacientes que contribuíram para o meu crescimento profissional

À Afranio pelo companheirismo e compreensão durante esta longa jornada

À Felipe pela sua doce e imprescindível presença na minha vida

Emfim...a todos que participaram direta ou indiretamente para a concretização deste trabalho

RESUMO

Referência: MACHADO, Claudia Costa P. F; PINTO, Elen. TÍTULO: Relação entre o passar de sentado para de pé e a marcha em hemiparéticos após AVC.

Introdução: As alterações apresentadas por indivíduos hemiparéticos após acidente vascular cerebral (AVC) comprometem as atividades, como o passar de sentado para de pé e a marcha, impactando negativamente na independência funcional destes indivíduos. Estudos discutem a hipótese de que o melhor desempenho no passar de sentado para de pé pode favorecer uma marcha mais funcional. **Objetivo:** Verificar a relação entre o passar de sentado para de pé e a marcha em indivíduos hemiparéticos após AVC. **Métodos:** Trata-se de um estudo transversal e analítico, cuja amostra foi composta por indivíduos após AVC, maiores de 21 anos, provenientes de dois ambulatorios de referência, capazes de se levantar de uma cadeira e com marcha ambulatorial independente. Foram coletados dados sociodemográficos e clínicos, a gravidade do AVC através da *National Institutes Of Health Stroke Scale* (NIHSS), a mobilidade funcional através do *Timed up and Go test* (TUG) e os parâmetros cinemáticos angulares, temporais e o espacial do passar de sentado para de pé e marcha através do software livre CvMob. Na análise estatística, foram utilizados, para a comparação entre os grupos, os testes t Student independente para as variáveis que apresentaram distribuição normal, e o teste Mann-Whitney para aquelas que apresentaram uma distribuição não normal. Para a comparação entre variáveis categóricas, utilizou-se o teste Qui-quadrado. Nas correlações entre o TUG e os parâmetros cinemáticos temporais e o espacial do passar de sentado para de pé e da marcha utilizou-se teste de Spearman. **Resultados:** Foram incluídos na análise 22 indivíduos, com maioria do sexo masculino, média de idade de 49 (\pm 9) anos, com mediana do NIHSS de 5 pontos (variando de 4-7) e todos com a mobilidade funcional comprometida (TUG > 14seg). Houve diferença estatística entre a extensão do quadril com a dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio final da marcha e a dorsiflexão no início ($p=0,04$) e durante o passar de sentado para de pé ($p=0,01$), bem como com a velocidade ($p<0,01$), cadência ($p=0,03$) e comprimento da passada ($p<0,01$) na marcha. Encontraram-se correlações significativas entre a cadência ($r^2 -0,72$), velocidade ($r^2 -0,87$) e comprimento da passada ($r^2 -0,71$) e o comprometimento da mobilidade funcional. **Conclusão:** Entre os parâmetros cinemáticos angulares, apenas a dorsiflexão do tornozelo no passar de sentado para de pé esteve associada à extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha, e aqueles que apresentaram este posicionamento, nesta fase da marcha, cursaram com parâmetros têmporo-espaciais da marcha mais adequados; apenas esses parâmetros apresentaram correlações com a mobilidade funcional comprometida.

Descritores: Acidente Vascular Cerebral. Fenômenos biomecânicos. Marcha.

ABSTRACT

Reference: MACHADO, Claudia Costa P. F; PINTO, Elen. TITLE: Relationship between sit to stand and gait in hemiplegic after Stroke

Introduction: The alterations tabled by hemiparetic individuals after stroke damage negatively functional activities such as sit to stand and walking, negatively affecting the functional independence of individuals. Studies discuss the hypothesis that the best performance in the move to standing may favor a more functional gait. **Objective:** To investigate the relationship between sit to stand and the gait in individuals hemiplegic after stroke. **Methods:** This is a cross-sectional analytical study, whose sample was composed of individuals after stroke, with 21 years or more, from two ambulatory reference, able to rise from a chair and independent ambulatory gait. Sociodemographic and clinical data were collected, stroke severity by National Institutes Of Health Stroke Scale (NIHSS), functional mobility through the Timed Up and Go (TUG) and the kinematic angular, temporal and the spacial parameters, of sit to stand and walking through free software CvMob. Statistical analysis were used to comparison between groups, the independent Student t test for the variables with normal distribution and the Mann-Whitney test for those who had a non-normal distribution. To compare categorical variables we used the chi-square test. The correlations between the TUG and kinematic spatial and the temporal parameters of gait and sit to stand we used Spearman test. **Results:** The analysis included 22 individuals, mostly male, mean age of 49 (\pm 9) years, with median NIHSS of 5 points (range 4-7) and all with impaired functional mobility (TUG > 14seg). There were statistical difference between the hip extension with the ankle dorsiflexion in the final support of the motion phase and dorsiflexion at baseline ($p = 0.04$) and during ($p = 0.01$) goes for standing as well as speed ($p < 0.01$), rate ($p = 0.03$) and stride length ($p < 0.01$) in gait. It was found significant correlations between the cadence ($r^2 -0.72$), speed ($r^2 -0.87$) and stride length ($r^2 -0.71$) and impaired functional mobility. **Conclusion:** Among the angular kinematic parameters, just ankle dorsiflexion in sit to stand was associated with hip extension and with ankle dorsiflexion at the end support of the gait and those who had this position in this gait phase showed the most appropriate temporo-spatial parameters; Only these parameters showed correlations with impaired functional mobility.

Key words: Stroke. Biomechanical phenomena. Gait.

INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública – EBMSP

Universidade Federal da Bahia - UFBA

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Fases do passar de sentado para de pé	23
---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Comparação das características sociodemográficas e clínicas dos indivíduos hemiparéticos após AVC de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé	29
Tabela 02 - Comparação das características cinemáticas angulares, temporais e espacial do passar de sentado para de pé e da marcha de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé	31
Tabela 03 - Correlações entre os parâmetros têmporo-espaciais da marcha e do passar de sentado para de pé e a mobilidade funcional comprometida dos indivíduos hemiparéticos após AVC	33
Tabela 04 - Correlações entre a duração total e as durações das fases do passar de sentado para de pé e os parâmetros têmporo-espaciais da marcha dos indivíduos hemiparéticos após AVC.....	33

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente vascular cerebral
AVDs	Atividades de vida diária
AVI	<i>Audio video interleave</i>
CIF	Classificação internacional de funcionalidade
CM	Centro de massa
CvMob	<i>Computation vision mobility</i>
DT	Dorsiflexão do tornozelo
EBMSP	Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
EQ	Extensão do quadril
HAS	Hipertensão arterial sistêmica
LEE	Laboratório de epidemiologia e estatística
NIHSS	<i>National institutes of health stroke scale</i>
RNM	Ressonância nuclear magnética
TUG	<i>Timed up and go</i>
TC	Tomografia computadorizada
UFBA	Universidade Federal da Bahia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
2	OBJETIVOS.....	13
2.1	Objetivo geral.....	13
2.2	Objetivo específico.....	13
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	14
3.1	Acidente Vascular Cerebral.....	14
3.2	Impacto do AVC nas atividades funcionais do passar de sentado para de pé e da marcha.....	16
3.2.1	Atividade de passar de sentado para de pé.....	16
3.2.2	Marcha.....	19
3.3	Ferramenta para análise cinemática do movimento humano.....	21
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
4.1	Desenho.....	22
4.2	Característica da população-alvo.....	22
4.3	Aspectos clínicos e métodos de avaliação.....	22
4.4	Aspectos Éticos.....	26
5	ESTATÍSTICA.....	27
6	RESULTADOS.....	28
7	DISCUSSÃO.....	34
8	LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS.....	39
9	CONCLUSÕES.....	40
	REFERÊNCIAS.....	41
	APÊNDICES	52
	ANEXOS	69

1 INTRODUÇÃO

O acidente vascular cerebral (AVC) acomete, anualmente, milhares de pessoas, e é uma das principais causas de morte e incapacidade em todo mundo^{1,2,3}. As restrições funcionais resultam em estilo de vida sedentário⁴, descondicionamento físico⁵ e redução da participação social⁴. Mesmo aqueles que são considerados independentes funcionalmente ainda permanecem com algum grau de comprometimento na função física geral e na qualidade de vida^{6,7}.

A manifestação clínica mais frequente é a hemiparesia, a qual se caracteriza por fraqueza muscular, alterações sensório-perceptuais^{8,9,10}, distribuição assimétrica de peso¹¹ e comprometimento do equilíbrio¹². Essas alterações, por sua vez, comprometem atividades funcionais, como o passar de sentado para de pé¹³ e a marcha¹⁴, impactando, negativamente, na independência funcional do indivíduo¹⁵. O passar de sentado para de pé é uma tarefa simples, fácil e fundamental na vida diária dos indivíduos¹⁶, no entanto pode-se tornar desafiadora após comprometimento neurológico¹⁷. A capacidade de mover o centro de massa da posição sentado para de pé, de forma estável¹⁸, requer, além de força muscular, a interação entre os movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo durante as direções horizontais e verticais dessa tarefa¹⁹.

Indivíduos hemiparéticos demoram duas vezes mais para completar a tarefa de passar de sentado para de pé quando comparados a indivíduos saudáveis²⁰ e apresentam desvio do centro de pressão do corpo para o lado não afetado, comprometendo, assim, a estabilidade postural durante a tarefa^{21,22}. Autores relatam que a menor velocidade na execução da tarefa em indivíduos mais comprometidos pelo AVC é consequência da paresia em membros inferiores, por outro lado, os indivíduos que foram capazes de aumentar a velocidade durante a execução apresentaram maiores níveis de mobilidade²³.

A literatura mostra requisitos biomecânicos semelhantes para o passar de sentado para de pé e a marcha^{24,25}, porém oferece poucos estudos que relacionam diretamente essas atividades entre si. Além disso, na prática clínica, frequentemente, discute-se a hipótese de que o melhor desempenho no passar de sentado para de pé possa favorecer uma marcha mais adequada, portanto conhecer os parâmetros biomecânicos que caracterizam essas duas atividades e suas correlações com a mobilidade funcional podem favorecer um diagnóstico funcional mais fidedigno e nortear a escolha de condutas mais específicas no tratamento fisioterapêutico.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Verificar a relação entre o passar de sentado para de pé e a marcha em hemiparéticos após AVC.

2.2 Objetivos específicos

- Diferenciar os parâmetros cinemáticos angulares, temporais e o espacial na duração do passar de sentado para de pé e na marcha em indivíduos hemiparéticos após AVC.
- Correlacionar a duração do passar de sentado para de pé com os parâmetros têmporo-espaciais da marcha.
- Correlacionar a duração do passar de sentado para de pé e os parâmetros têmporo-espaciais da marcha com a mobilidade funcional em indivíduos hemiparéticos após AVC.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Acidente Vascular Cerebral

O acidente vascular cerebral (AVC) é um comprometimento neurológico focal ou global das funções cerebrais, de início súbito com provável origem vascular, que persiste por mais de 24 horas, podendo levar à morte antes desse período²⁶. Representa alto grau de mortalidade e morbidade em todo o mundo^{2,27}, sendo considerado importante problema de saúde pública^{28,29}. Dados estatísticos da *American Heart Association*, coletados entre 2009 e 2012, mostram que 6.600.000 americanos, maiores de 20 anos, tiveram AVC com prevalência geral durante este período de 2,6%, e estima-se que, em 2030, um acréscimo de 3.400.000 pessoas, maiores de 18 anos, terão AVC³⁰. Além disso, de acordo com pesquisas realizadas na América Latina e na China, a prevalência do AVC é considerada tão alta quanto em países industrializados³¹. No Brasil, a incidência do primeiro AVC, no período de uma década, foi de 105 por 100 mil habitantes quando adaptada para a população mundial³².

A proporção de mortalidade associou-se, significativamente, à desigualdade social e apresentou-se diferente entre as regiões do Brasil sendo maior no Norte e Nordeste³³. Estudos nacionais encontraram uma taxa de fatalidade para AVC hemorrágico mais alta do que para o AVC isquêmico^{34,35} e um declínio da mortalidade para AVC entre os anos de 2000 e 2009, evidenciando maior redução em relação ao sexo masculino^{36,32}. Esse declínio, por sua vez, pode ser devido ao controle dos fatores de risco, como as prevenções, e a otimização das condições socioeconômicas da população³⁶.

A probabilidade de desenvolver um AVC depende da presença de fatores de risco que podem ser classificados como modificáveis (hipertensão arterial, hiperlipidemia, fumo, sobrepeso, sedentarismo, diabetes melitus e cardiopatias)^{37,38} e não modificáveis (herança genética, gênero e idade)³⁹, sendo os cinco primeiros modificáveis responsáveis por mais de 80% do risco total das isquemias e hemorragias intracerebrais³⁷. A hipertensão arterial sistêmica (HAS) é considerada o mais importante e frequente fator de risco^{40,41,42}, porém um estudo multicêntrico realizado na Europa com adultos jovens após AVC encontrou o fumo como fator mais prevalente⁴³. Já a fibrilação atrial apresentou associação com o AVC cardioembólico, e a hiperlipidemia e o tabagismo com o AVC causado por doenças de pequenos vasos³⁸.

Em relação aos não modificáveis, a *American Heart Association* revela que durante o período de uma década as proporções de AVC isquêmico reduziram-se, expressivamente, em indivíduos com idade ≥ 60 anos, mantendo-se, por outro lado, sem alteração neste período da faixa etária de 45 a 59 anos³⁰. O AVC é considerado mais comum no gênero masculino do que feminino⁴², porém, com o avanço da idade, essa associação é modificada^{44,45}. Por outro lado, a genética familiar aumentou em 60% o risco de desenvolver um AVC isquêmico independente do sexo³⁹.

A gravidade do AVC pode ser mensurada pela *National Institutes of Health Stroke Scale* (NIHSS) que consiste em onze itens, incluindo nível de consciência, movimentos oculares, campo visual, movimentos faciais, função motora e ataxia de membros superiores e inferiores, bem como sensibilidade, linguagem, presença de disartria e de negligência espacial^{46,47}. O escore varia de 0 a 42 pontos sendo que uma maior pontuação indica uma maior gravidade⁷.

A disfunção mais evidente após AVC é a hemiparesia^{48,3}, caracterizada por alterações sensoriais e perceptuais⁴⁹, fraqueza muscular¹⁰, controle postural comprometido, assimetria na distribuição do peso corporal¹¹, diminuição da capacidade aeróbica⁵, redução da mobilidade e deficiência na execução das atividades básica⁶ e instrumentais⁵⁰ da vida diária. Todas essas alterações convergem para o desenvolvimento da incapacidade funcional²⁸, como o comprometimento do passar de sentado para de pé e marcha^{17, 51}.

Entre as escalas para mensurar o impacto funcional do AVC está o teste *Timed Up and Go* (TUG)^{52,7} que é uma ferramenta prática, validada e confiável e tem como objetivo medir, através do escore de tempo, a mobilidade funcional e risco de queda em indivíduos idosos e após AVC^{52,53,54}. O instrumento apresenta bom constructo e sensibilidade suficiente para detectar pequenas mudanças na mobilidade funcional básica, sendo útil, portanto, para monitorar a evolução dessa mobilidade em indivíduos após AVC^{55,56,57}. Um tempo maior que 14 segundos para executar o TUG está associado ao comprometimento da mobilidade funcional e a um maior risco de quedas em indivíduos após AVC⁵².

Comprometimento das sensações cutâneas e proprioceptivas após AVC podem impactar negativamente, no padrão de marcha desses indivíduos⁵⁸. Estudos relatam que essas sensações combinadas e a fraqueza muscular comprometem as atividades de vida diária (AVDs), mobilidade e equilíbrio, porém a maior influência é por parte da fraqueza muscular⁵⁹. Além do comprometimento sensorial, os hemiparéticos apresentam *déficit* na ativação voluntária central

e danos nas propriedades neuromusculares periféricas, como atrofia das fibras e alteração das estruturas contráteis que, por sua vez, contribuem para um decréscimo na geração de força do membro acometido, no entanto a maior contribuição é por parte do mecanismo central⁶⁰. O aumento da inibição recorrente de motoneurônios espinhais e os *défects* dos *inputs* descendentes aos músculos contribuem para a redução dos disparos das unidades motoras, gerando, assim, um comprometimento do controle motor com conseqüente produção de força lenta, precária e imprecisa, além de desajustes posturais⁶¹.

3.2 Impacto do AVC nas atividades funcionais do passar de sentado para de pé e da marcha

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), o termo mobilidade refere-se ao movimento de mudança da posição ou da localização do corpo (como levantar-se de uma cadeira para se deitar na cama), de levar ou mover algo de um lugar para outro, de se deslocar através do andar, correr ou subir/descer e também ao movimento que utiliza diversas formas de transporte⁶². A habilidade de desenvolver essas atividades, levando em consideração a interação dinâmica do funcionamento do corpo, participação social e fatores ambientais (ambiente físico, social e atitudinal) é definida como funcionalidade⁶³. A condição física após AVC afeta tanto a mobilidade quanto as atividades habituais e de auto-cuidado, comprometendo, assim, a funcionalidade e a qualidade de vida desses indivíduos^{64,6,50}.

Nesses sujeitos, a execução da tarefa do passar de sentado para de pé é uma das atividades mais comprometidas, podendo ser realizada de forma assimétrica e lenta^{11,65,25}. Além disso, autores sugerem que essa tarefa esteja relacionada ao desempenho da marcha^{24,16}.

3.2.1 Atividade de passar de sentado para de pé

O movimento de passar de sentado para de pé é uma das atividades funcionais essenciais mais executada na vida diária do indivíduo^{66,16}. Adultos saudáveis realizam, em média, sessenta repetições dessa tarefa por dia⁶⁶. Sua finalidade é mover o centro de massa corporal para a posição vertical de forma equilibrada⁶⁷, e isto requer um adequado controle postural, uma vez que ocorre transferência de uma base de suporte de três pontos de apoio (posição sentada) para uma base de dois pontos (ortostase)⁶⁸.

Para a análise dos parâmetros cinemáticos, alguns estudos dividem essa tarefa funcional em fases^{68,69,70,67,71}. De acordo com Galli e colaboradores o movimento pode ser dividido em três fases: preparação (quando o indivíduo se prepara para a perda do contato com o assento anteriorizando o tronco); ascensão (que envolve a perda do contato do assento e a conversão da aceleração vertical em desaceleração com o centro de massa em uma posição mais superior); e a estabilização (que é caracterizada pela posição estável de pé)⁶⁸.

Roebroek e colaboradores definiram as fases de acordo com a velocidade horizontal e vertical do centro de massa (CM), tendo como objetivo conduzi-lo para frente e para cima durante a transferência. Na fase de aceleração, há o alcance da velocidade horizontal máxima do CM enquanto o tronco é anteriorizado; na fase de transição, o CM desacelera horizontalmente, acelera verticalmente e o corpo ascende e, na fase de desaceleração, o CM desacelera verticalmente⁶⁷. Essa definição das fases apresenta semelhança com as relatadas por Galli e colaboradores⁶⁸.

A fase de preparação descrita por Galli e colaboradores⁶⁸ corresponde à fase de flexão abordada por Kotake em que se destacaram os seguintes estágios: início da flexão de tronco, máxima flexão do quadril e máxima dorsiflexão do tornozelo e perda de contato com o assento⁷¹. Já as fases de ascensão e estabilização⁶⁸ correspondem ao deslocamento vertical do tronco, deslocamento angular do joelho e recuperação da estabilidade descritas por Kerr⁶⁹. Shepherd, em seu estudo, dividiu essa tarefa em apenas 2 fases: pré-extensão e extensão, sendo ambas demarcadas pela perda do contato com o assento⁷⁰.

A tarefa envolve, principalmente, as articulações do quadril, joelho e tornozelo, contudo a variação na posição inicial do tronco interfere na organização do movimento, bem como na ordem de ação das articulações supracitadas^{69,70}. A interação da extensão do quadril e do joelho, observadas durante deslocamento vertical do tronco, é essencial para o alcance da postura de pé, portanto o tronco e os membros inferiores atuam como uma cadeia de articulações interdependentes fornecendo suporte durante toda a atividade²⁴.

O conjunto de articulações envolvido nessa tarefa atua como uma cadeia cinética fechada⁷², com os pés fixos em uma base estável desenvolvendo forças compressivas neste conjunto articular⁷³. Além do aumento das aferências sensoriais causado por essas forças compressivas, as atividades que envolvem cadeia cinética fechada otimizam a ativação muscular

possibilitando, assim, um controle neuromuscular mais eficaz^{73,74,75}. Estudos referem melhoria da capacidade e da velocidade da marcha após treino em cadeia cinética fechada, inclusive na população acometida por AVC^{74,76}. Esse fato sugere efeito de transferência de ações com dinâmica análoga, visto que a fase de apoio da marcha envolve também cadeia cinética fechada^{77,78}.

Assim como a posição inicial do tronco⁷⁰, o posicionamento dos pés²¹ e o uso dos braços⁷⁹ podem ser determinantes que influenciam o desempenho do levantar. Além disso, a idade⁸⁰ e a presença de alterações neurológicas secundárias ao AVC, como anormalidades neuromusculares, podem comprometer a execução dessa habilidade motora^{81,82}.

Os hemiparéticos apresentam uma duração do passar de sentado para de pé mais longa do que indivíduos saudáveis^{68,83}, principalmente aqueles com histórico de queda²⁵. Este fato pode ser explicado pela necessidade de maior tempo para estabilizar a oscilação do corpo sobre o centro de força, pela assimetria de distribuição de peso⁸⁴ e pela função motora do membro parético²⁵. Camargo e colaboradores encontraram uma duração menor no passar de sentado para de pé quando o membro parético foi posicionado atrás do não comprometido⁸⁵. Por outro lado, um estudo encontrou uma menor duração dessa tarefa quando os pés estavam em posição espontânea, ou seja, determinada pelo próprio indivíduo⁸⁶.

Além da maior duração para passar de sentado para de pé, hemiparéticos apresentaram um padrão de ativação muscular diferente do encontrado em indivíduos saudáveis. Enquanto essa população apresentou, inicialmente, a ativação do tibial anterior, seguida pelo quadríceps, isquiotibiais e, por último, o sóleo, os hemiparéticos apresentaram retardo na ativação do tibial anterior e ativação desses músculos quase que simultaneamente, demonstrando, assim, o predomínio da sinergia extensora²⁵. Silva e colaboradores, no estudo que analisou a participação do sóleo durante o levantar, encontraram uma ativação antecipada deste músculo antes mesmo do início da tarefa e em tempo muito próximo à ativação do tibial anterior homolateral⁸⁷.

Indivíduos hemiparéticos deslocam o tronco e o centro de pressão para o lado não comprometido, antes e após a perda de contato com o assento e com o posicionamento espontâneo dos pés, determinando, assim, uma transferência mais assimétrica da distribuição de peso no plano frontal quando comparados aos indivíduos saudáveis²². O estudo de Lecours e colaboradores mostrou também essa associação do deslocamento do tronco e a assimetria com

os pés na posição espontânea, simétrica e assimétrica⁶⁵. Erros na percepção da distribuição de peso também são relatados em hemiparéticos durante o passar para de pé¹¹.

Após treino da tarefa de levantar, hemiparéticos apresentaram uma associação entre cinemática temporal (menor tempo de execução do levantar e maior velocidade angular no quadril e joelho) e otimização na habilidade do levantar⁸⁸. Em relação à cinemática angular, um ensaio clínico randomizado mostrou que a mobilização articular do tornozelo associada à prática de tarefas funcionais diminuiu a duração do levantar, demonstrando, assim, o impacto da amplitude articular no desempenho temporal dessa tarefa⁸⁹.

3.2.2 Marcha

A marcha é uma habilidade fundamental para a espécie humana e envolve uma série de interações entre os segmentos corporais⁹⁰. Considerada um fator determinante para independência funcional⁹¹, a marcha deriva da integração dinâmica entre mecanismos centrais e periféricos onde os mecanismos centrais envolvem redes neurais espinhais, capazes de desencadear padrões coordenados de atividade rítmica (gerador de padrão central), e em comandos motores encefálicos descendentes que podem influenciar a locomoção de acordo com as condições ambientais^{92,93}.

Estímulos proprioceptivos musculares influenciam a atividade dos geradores de padrão central^{93,94}, regulando o tempo de transição entre as fases de apoio e balanço da marcha⁹⁴. O alongamento dos músculos flexores (iliopsoas, tibial anterior e extensor longo de dedos) na fase de apoio da marcha promove o início da atividade explosiva flexora e facilita, portanto, o início da fase de balanço⁹⁵. Corroborando esses achados, um estudo revela que a extensão do quadril demonstrou ser um estímulo eficiente e poderoso para desencadear a fase de balanço⁹⁶.

O ciclo da marcha corresponde ao intervalo entre dois contatos do mesmo pé no solo. Este intervalo, por sua vez, compreende dois períodos do ciclo: apoio e balanço; cada um deles envolve fases nas quais a associação dessas permite desempenhar tarefas como aceitação de peso, apoio simples e avanço do membro⁷⁷. As fases envolvidas em cada tarefa incluem: contato inicial; resposta à carga ou duplo apoio inicial; apoio médio e apoio final, que consistem em um apoio único do membro, sendo o apoio final a fase de amplitude articular máxima, com

extensão do quadril e joelho e dorsiflexão do tornozelo; pré-balanço ou duplo apoio final; balanço inicial ou aceleração; balanço médio e balanço terminal ou desaceleração^{97,98,77}.

Os parâmetros temporais e espaciais são fundamentais para a análise quantitativa da marcha^{99,100}, além de possibilitarem a monitorização da recuperação ou deterioração desta função⁹¹. Indivíduos saudáveis apresentam em média uma velocidade da marcha de 1,26 metros por segundos (m/s), 1,32 metros (m) de comprimento da passada e 114,8 passos por minuto¹⁰¹. Variáveis como a idade, sexo, morbidade, histórico de queda e alterações neurológicas como AVC podem impactar nesses parâmetros e, assim, no desempenho da marcha^{99,102}. Adultos idosos apresentam características peculiares na cinemática do pé que contribuem para uma menor velocidade da marcha bem como um tempo de apoio maior e menor largura do passo, quando comparado com adultos jovens, representando, assim, uma redução na propulsão da marcha¹⁰³.

A marcha hemiparética é caracterizada por um padrão assimétrico¹⁰⁴, menor duração do tempo de apoio simples no membro comprometido⁹⁸ e redução dos parâmetros têmporo-espaciais⁵³. Em média, esses indivíduos apresentam 77.6 passos por minuto¹⁰⁵, velocidade de 0.52 m/s¹⁰⁶, comprimento do passo de 37.4 cm⁵³ e 0.78 m de comprimento de passada¹⁰⁷. Os parâmetros apresentam associações entre si, como demonstrado no estudo que avaliou a relação entre variáveis biomecânicas e desempenho da marcha após reabilitação. Esse estudo demonstrou que a simetria do comprimento do passo e uma caminhada diária foram associadas a maiores velocidades da marcha seis meses após o término do programa de reabilitação¹⁰⁵.

Alterações de tônus, força muscular, sensação e mobilidade propiciam um tempo de apoio único reduzido, menor comprimento da passada e menor velocidade, resultando, assim, em uma marcha assimétrica^{108,109}. A hipertonia muscular em quadríceps e tríceps sural e a amplitude de movimento em quadril e tornozelo apresentaram, respectivamente, correlações inversas e diretas com o teste de caminhada de 6 minutos refletindo, de forma negativa sobre a distância percorrida⁵. Chisholm e colaboradores relatam que uma maior força muscular em musculatura dorsiflexora possibilita uma maior dorsiflexão máxima na fase de balanço¹¹⁰.

Comparando com a marcha de indivíduos saudáveis que exige movimentos rápidos, geração de força e equilíbrio, os hemiparéticos cursam com um atraso na ativação muscular dos flexores e extensores do joelho, e este fato tem sido relacionado ao comprometimento da coordenação

articular e disfunção da marcha¹¹¹. Otter e colaboradores também identificaram, em seu estudo, alterações temporais na ativação e coativação dos músculos reto e bíceps femoral, gastrocnemios e tibial anterior durante o ciclo da marcha, podendo essas alterações serem atribuídas ao déficit no controle da atividade ou a uma estratégia de compensação⁹⁸.

3.3 Ferramenta para a análise cinemática do movimento humano

Aspectos cinemáticos do movimento humano podem ser analisados através de diversas tecnologias, como vídeo-análise²⁴, sistema opticoeletrônico⁶⁸, giroscópio¹¹² e acelerômetro^{113,114}. O CvMob é um software de licença livre desenvolvido no Instituto de Física da Universidade Federal da Bahia que, através de técnicas de visão computacional, rastreia pontos reflexivos em vídeos e analisa bidimensionalmente a motricidade¹¹⁵. A partir da filmagem de uma sequência de movimentos, é possível obter dados cinemáticos como trajetórias, movimento angular, velocidade e aceleração¹¹⁶, permitindo a integração da análise visual à análise quantitativa para interpretação dos dados¹¹⁷.

Um experimento de validação, baseando-se na determinação da trajetória e na velocidade máxima de um pêndulo solto a diferentes alturas, foi desenvolvido para identificar os limites de medidas do instrumento e assim poder ser utilizado em estudos que empreguem técnicas de visão computacional como base de medida. Como resultado desse experimento, o CvMob constituiu-se em um instrumento facilitador da análise do movimento a partir de dados objetivos e precisos¹¹⁵. Essa mesma ferramenta apresentou uma excelente repetibilidade no diagnóstico da capacidade funcional em um estudo que analisou o movimento de levantar-se¹¹⁸.

O instrumento foi validado para a análise da marcha humana e atestou ser confiável para a análise do movimento linear e mensurações espaciais. Devido à excelente concordância inter e intraexaminadores, a avaliação pode ser feita por diferentes profissionais, e o avaliador pode quantificar a evolução funcional da condição do indivíduo e assim mensurar a eficácia do tratamento instituído¹¹⁹.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Desenho

Trata-se de um estudo observacional, transversal e analítico.

4.2 Característica da população-alvo

A população alvo foi constituída por sujeitos com diagnóstico de AVC, de ambos os sexos e com idade superior a 21 anos. A amostra foi composta por indivíduos provenientes do ambulatório de Doença Cerebrovascular, da Universidade Federal da Bahia (UFBA) e da Clínica Avançada de Fisioterapia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP), com diagnóstico de AVC em território vascular anterior, confirmado por exame de imagem (tomografia computadorizada ou ressonância nuclear magnética) há mais de seis meses, capazes de levantar de uma cadeira e com marcha ambulatorial independente com ou sem auxílio de dispositivos de marcha, como muleta, bengala ou andador. Foram excluídos indivíduos com dificuldade de comunicação e compreensão para responder os questionamentos e/ou executar as tarefas solicitadas; com restrição de amplitude de movimento em membros inferiores (não relacionados ao AVC), dor e/ou rigidez de qualquer origem; passado de fratura; hipertensão descontrolada ou superior a 150 x 90 mmhg; doenças agudas ou terminais; *déficits* auditivos ou visuais não compensados; e impossibilidade de rastreamento pelo software dos pontos marcados no corpo.

4.3 Aspectos clínicos e métodos de avaliação

Os dados demográficos e características clínicas do grupo foram coletados através de um questionário estruturado, incluindo: idade e sexo, tipo do AVC, tempo do último episódio e hemisfério acometido (apêndice 01). A gravidade do AVC foi mensurada através da *National Institutes Of Health Stroke Scale* (NIHSS) (anexo 01). As variáveis demográficas e clínicas analisadas foram definidas da seguinte forma: idade – em anos; sexo – masculino e feminino; tipo do AVC – isquêmico e hemorrágico; hemisfério cerebral acometido – direito ou esquerdo; índice de massa corpórea e NIHSS – apresentado seu índice numérico.

A mobilidade funcional foi avaliada através do *Timed Up & Go test* (TUG) (figura 02). Esta ferramenta é validada para medir a mobilidade funcional e risco de queda em indivíduos idosos e após AVC⁵³. Para a realização do TUG, os sujeitos eram solicitados a se levantar de uma cadeira padrão (aproximadamente 45cm de altura do assento e 65cm de altura do apoio dos braços), andar por três metros, fazer a volta e retornar à posição inicial. Eles eram instruídos a andar, após comando verbal, na sua velocidade habitual com ou sem auxílio de dispositivos de marcha. O desempenho acima de 14 segundos foi considerado mobilidade comprometida e risco elevado de queda⁵².

O teste *Timed Up and Go*, o passar de sentado para de pé e a marcha foram filmados pela máquina fotográfica GoPro Hero 3 edição Black configurada no modo Narrow, com resolução de 1280/720 pixels (720p) e 120 frames/segundo. Foram utilizadas duas câmeras conectadas a dois tripés e posicionadas perpendicularmente ao indivíduo sentado e ao meio da pista, a uma distância de 350 centímetros. A distância entre a câmera e o solo foi determinada pela metade da altura do indivíduo.

Os dados cinemáticos obtidos durante as tarefas foram analisados bidimensionalmente pelo software livre CVmob¹¹⁵. A partir da filmagem de uma seqüência de movimentos, o software obtém dados cinemáticos como durações, trajetórias, ângulos, velocidade, comprimento do passo e cadência¹¹⁶ (figura 03 e 04). Este instrumento foi validado para a marcha humana e atestou ser confiável para a análise do movimento linear e mensurações espaciais¹¹⁹.

Todas as filmagens foram convertidas em *Audio Video Interleave* (AVI), antes da análise do software, através do programa *GoPro studio* com a finalidade de eliminar as distorções nas imagens. A calibração deste software, feita sempre no início de todos os vídeos e no mesmo plano e distância dos voluntários em relação à câmera, foi realizada com o auxílio de um papel fixado a uma cadeira com duas esferas impressas separadas a uma distância de 20 centímetros entre elas.

Após colocação dos marcadores em pontos específicos do corpo (ptério, acrômio, trocanter maior, epicôndilo lateral do fêmur, cabeça da fíbula, maléolo lateral e cabeça do quinto metatarso), os indivíduos foram filmados na posição ereta e estática, para a medição dos ângulos de referência da articulação do tornozelo e durante a realização das atividades (figura 05).

Ambas as tarefas foram realizadas com os indivíduos descalços, na sua velocidade normal, com posicionamento espontâneo do tronco, braços e pés. Foram feitas 2 repetições para cada tarefa e calculada a média das variáveis. Entre as repetições eram dados 30 segundos de descanso¹²⁰. Após levantar-se da cadeira os indivíduos permaneciam em pé por 5 segundos⁶⁵ e depois retornavam à posição sentada. A filmagem dos dados cinemáticos do levantar foi realizada em um banco padronizado sem apoio para os braços para que não ocorresse a perda do rastreamento dos marcadores pelo software.

Foi padronizado pelas autoras as seguintes nomenclaturas: ângulo inicial - posição angular no começo da tarefa, ângulo mínimo - máximo de flexão que a articulação consegue fazer. No caso do quadril é o máximo da flexão e, no caso do tornozelo, é o máximo de dorsiflexão. Ângulo máximo - ângulo máximo de extensão da articulação. No caso do tornozelo é o máximo da flexão plantar. O deslocamento anterior do tronco refere-se à diferença entre o ângulo inicial e o ângulo mínimo (flexão máxima) do quadril. A amplitude de movimento (ADM) é obtida a partir da diferença entre o ângulo máximo e mínimo das articulações. Velocidade máxima e mínima da trajetória X - velocidade máxima e mínima do deslocamento do ptério no eixo x (horizontal); velocidade máxima e mínima da trajetória Y - velocidade máxima e mínima do deslocamento do ptério no eixo y (vertical).

A duração total do passar de sentado para de pé corresponde ao somatório das fases de preparação e ascensão. A fase de preparação se inicia com a flexão do tronco e termina com a perda do contato com o assento. A de ascensão começa com a perda do contato com o assento até a extensão total das articulações⁶⁸ (figura 01).

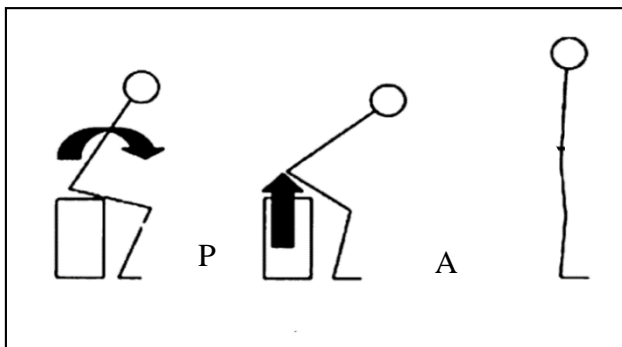


Figura 01 - Fases do passar de sentado para de pé
P=preparação; A=ascensão

Fonte: M. Galli et al./Gait & Posture 28 (2008) 80–85. Adaptado pela autora.

Durante o passar de sentado para de pé, foram mensurados: a duração total do levantar e a duração das fases de preparação e ascensão; os ângulos inicial, mínimo, máximo e a ADM de extensão do quadril; o deslocamento anterior do tronco; os ângulos inicial, mínimo, máximo do tornozelo; e as velocidades das trajetórias de X (horizontal) e Y (vertical). De acordo com a média da duração total nesta tarefa, os indivíduos foram categorizados em dois grupos: Grupo 1 – Indivíduos com desempenho do passar de sentado para de pé menos comprometido (duração total menor que a média); Grupo 2 – Indivíduos com desempenho do passar de sentado para de pé mais comprometido (duração total maior que a média).

Para a avaliação da marcha, a fase de apoio final foi selecionada por sua importância para os parâmetros têmporo-espaciais no desempenho desta tarefa. Sendo avaliados os ângulos do quadril e do tornozelo e mensurados o comprimento da passada, a cadência e a velocidade. O posicionamento articular adequado na fase de apoio final envolve a extensão do quadril e dorsiflexão no tornozelo⁷⁷, sendo assim, os indivíduos foram distribuídos em dois grupos: Grupo 1. Indivíduos com extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo; Grupo 2. Indivíduos com a extensão do quadril sem associação com a dorsiflexão do tornozelo ou com flexão do quadril.

Para a extensão do quadril foram consideradas angulações $\geq 180^{\circ}$, para flexão do quadril $< 180^{\circ}$, para dorsiflexão do tornozelo foram considerados valores menores que o ângulo de referência (em ortostase com pés paralelos) do tornozelo e para plantiflexão foram considerados ângulos maiores que o ângulo de referência do tornozelo.

De acordo com a velocidade da marcha, os indivíduos foram classificados em três grupos: indivíduos com deambulação comunitária ($> 0,8$ m/s), com limitada deambulação comunitária (0,4 a 0,8 m/s) e com deambulação domiciliar ($< 0,4$ m/s)¹⁰².

O comprimento da passada foi calculado como a distância antero-posterior entre os marcadores do tornozelo no maléolo lateral, nos dois momentos do contato inicial do mesmo pé e medida em metros¹²¹. A cadência foi determinada pelo número de passos por minuto, e a velocidade calculada pela fórmula: $(\text{cadência} \times \text{comprimento da passada} / 2) / 60$ e medida em metros por segundo¹²². A distância percorrida na marcha foi de 3 metros, e os dados cinemáticos foram captados no momento em que os indivíduos passavam no meio da pista.

4.4 Aspectos éticos

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública CAEE 31038014.7.0000.554 (anexo 02). Todos os participantes e/ou responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (apêndice 02) de acordo com o disposto da Resolução 466/12 do Comitê Nacional de Ética em Pesquisas envolvendo seres humanos.

5 ESTATÍSTICA

O cálculo amostral foi realizado pela calculadora disponível no site do Laboratório de Epidemiologia e Estatística (LEE). Utilizando um nível de significância de 5%, um desvio padrão de 10.9 e um erro máximo da estimativa de 4.5 foi encontrada uma amostra de 23 participantes. O cálculo amostral foi com base no estudo de Chou e colaboradores¹²⁰. A variável de desfecho utilizada para o cálculo foi a velocidade da marcha.

Para elaboração do banco de dados e análise descritiva foi utilizado o software *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), versão 14.0 *for Windows*. Os resultados foram apresentados por meio de tabelas e gráficos. As variáveis categóricas expressas em frequências e percentuais – n (%). As variáveis contínuas com distribuição normal foram expressas em média e desvio padrão, e aquelas com distribuição não-normal, em mediana e intervalo interquartil. A normalidade das variáveis numéricas foi verificada através da estatística descritiva, análise gráfica e do teste Shapiro-wilk.

Para a comparação entre os grupos passar de sentado para de pé menor do que 2,3 segundos e maior que 2,3 segundos; e os grupos extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo e extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo, utilizando os parâmetros cinemáticos angulares, temporais e o espacial do passar de sentado para de pé e da marcha, foram utilizados os testes t Student independente para as variáveis que apresentaram distribuição normal, e o teste Mann-Whitney para aquelas que apresentaram uma distribuição não normal. Para a comparação entre variáveis categóricas foi utilizado o teste Qui-quadrado.

Foi utilizado o teste de Spearman para correlacionar o TUG com os parâmetros cinemáticos temporal e espacial da marcha, e os parâmetros temporais do passar de sentado para de pé. A classificação das correlações seguiu os seguintes critérios: a) entre 1 e 0,90 (correlação muito forte); b) entre 0,90 e 0,70 (correlação forte); c) entre 0,70 e 0,40 (correlação moderada); d) entre 0,40 e 0,20 (correlação fraca); e) entre 0,20 e 0 (correlação muito fraca). Para todas as análises estatísticas foi considerado um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

6 RESULTADOS

Foram avaliados 23 indivíduos hemiparéticos após AVC, sendo um excluído por impossibilidade de rastreamento, pelo software, dos pontos marcados no corpo. A maioria dos indivíduos foram do sexo masculino (64%), média de idade de 49 (\pm 9) anos, com AVC isquêmico (86%) e com predomínio do comprometimento no hemisfério cerebral direito (68%). Observaram-se indivíduos com gravidade moderada do AVC, com mediana do *NIHSS* de 5 pontos (variando de 4-7). A mediana do tempo, desde o último AVC, foi de 47 meses (variando de 33 a 69) e a média do índice de massa corpórea foi de 26,3 kg/m² (\pm 4), sendo esses indivíduos identificados com sobrepeso. A mobilidade funcional avaliada pelo TUG apresentou mediana de 24 segundos (variando de 20-29), caracterizando mobilidade funcional comprometida.

A Tabela 01 mostra a comparação das características sociodemográficas e clínicas dos indivíduos hemiparéticos após AVC de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé. Verificou-se que os indivíduos com a menor gravidade do AVC apresentaram uma menor duração do passar de sentado para de pé ($p = 0.03$) e que a mobilidade estava menos comprometida em indivíduos com extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio final ($p < 0,01$).

Tabela 01- Comparação das características sociodemográficas e clínicas dos indivíduos hemiparéticos após AVC de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé

DistrVariáveis	Marcha			SPP		
	EQ com DT (n=9)	EQ sem DT (n=13)	P valor	Duração < 2,3seg (n=11)	Duração > 2,3 seg (n=11)	P valor
Idade , média ±DP	46±10	51±8	0,20	48±9	50±9	0,80
Gênero , n (%)						
Feminino	4(44)	4 (31)	0,85	5(46)	3(27)	0,25
Masculino	5 (56)	9 (69)		6(54)	8(73)	
IMC , média ±DP	26±5	26±3	0,97	25±5	27±4	0,25
Tipo de AVC , n (%)						
Isquêmico	8(89)	11(85)	0,77	10 (91)	9(82)	0,53
Hemorragico	1(11)	2(15)		1(9)	2(18)	
Tempo de AVC , mediana (IQ)	41(23-86)	51(35-67)	0,89	41(14-67)	51(33-89)	0,49
Hemisfério , n (%)						
Direito	5(56)	10(77)	0,29	8(73)	7(64)	0,65
Esquerdo	4(44)	3(23)		3(27)	4(36)	
Gravidade do AVC (NIHSS) mediana (IQ)	4(3-7)	4(3-5)	0,26	4(3-5)*	6(4-9)*	0,03
M F , segundos, mediana (IQ)	20(17-21)*	28(24-32)*	<0,01	23(20-28)	26(20-30)	0,75

IMC: índice de massa corpórea; M F: mobilidade funcional; NIHSS: *National Institutes Of Health Stroke Scale*; EQ com DT: extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo; EQ sem DT: extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo; SPP: sentado para de pé; *p<0.05 test Mann-Whitney; DP: Desvio padrão; IQ: Intervalo interquartil.

Na tabela 02 foram descritas as variáveis cinemáticas angulares, temporais e a espacial do passar de sentado para de pé e da marcha. Verifica-se que indivíduos com maior dorsiflexão do tornozelo no início (ângulo inicial) ($p=0,04$) e durante (ângulo mínimo) o passar de sentado para de pé ($p=0,01$) apresentavam a extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio final da marcha.

Na cinemática temporal do passar de sentado para de pé, os indivíduos com menor tempo nas fases de preparação ($p<0,01$) e de ascensão ($p<0,01$) cursaram com a duração total do passar para de pé menor que 2,3seg ($p<0,01$).

Ainda na tabela 02, indivíduos que apresentavam a extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo na fase do apoio final da marcha, além de possuírem maior dorsiflexão do tornozelo ($p<0,01$), apresentavam maior cadência ($p=0,03$), velocidade ($p<0,01$) e comprimento da passada ($p<0,01$) quando comparados aos indivíduos que apresentaram a extensão do quadril sem associação com a dorsiflexão do tornozelo na fase do apoio final da marcha, que por sua vez, eram em maior número deambuladores domiciliares ($p=0,04$).

Foi encontrada uma correlação negativa, forte e moderada entre velocidade ($r^2 -0,87$), cadência ($r^2 -0,72$) e comprimento da passada ($r^2 -0,71$) e mobilidade funcional comprometida (tabela 03). No entanto não foram encontradas correlações entre cinemática temporal do passar de sentado para de pé e mobilidade funcional comprometida, ou com os parâmetros têmporo-espaciais da marcha (tabela 03 e 04).

Tabela 02- Comparação das características cinemáticas angulares, temporais e espacial do passar de sentado para de pé e da marcha de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé

Variáveis	Marcha			SPP		
	EQ com DT (n=9)	EQ sem DT (n=13)	P valor	Duração < 2,3seg (n=11)	Duração > 2,3 seg (n=11)	P valor
SPP						
Cinemática angular , média ± DP, graus						
Ângulo Quadril inicial	110,6±4,9	113,7±7,5	0,28	110,2±5,1	114,6±7,4	0,12
Ângulo Quadril min	93,2±2,9	96,1±6,8	0,24	94,4±3,6	95,5±7,3	0,67
Ângulo Quadril máx	181,1±7,1	175,3±11,5	0,19	178,5±8,0	176,9±12,3	0,73
ADM extensão Quadril	86,5±9,9	79,2±13,2	0,17	82,9±8,1	81,5±15,8	0,79
Deslocamento Tronco Anterior	17,3±4,9	17,6±5,0	0,91	15,8±3,3	19,1±5,6	0,11
Ângulo Tornozelo inicial	106,6±3,7*	114,0±9,8*	0,04	107,9±5,2	113,9±10,3	0,10
Ângulo tornozelo min	99,3±3,9*	108,5±9,7*	0,01	102,3±5,8	107,2±11,1	0,21
Ângulo tornozelo máx	114,7±4,8	120,3±9,0	0,10	116,0±5,0	120,1±9,9	0,25
Cinemática temporal ,						
Duração Total, segundos, mediana (IQ)	2,2(1,9-2,5)	2,6(2-2,8)	0,24	1,9(1,8-2,2)*	2,7(2,6-3)*	<0,01
Ascensão, segundos, média ±DP	1,3±0,4	1,3±0,3	0,83	1,1±0,3*	1,4±0,3*	<0,01
Preparação, segundos, mediana (IQ)	1,1(0,8-1,4)	1,1(1-1,2)	0,44	0,9(0,8-1,1)*	1,3 (1,1-1,5)*	<0,01
Velocidade Y máx, m/s, média ±DP	0,8±0,2	0,6±0,2	0,09	0,8±0,2	0,6±0,2	0,12
Velocidade Y min, m/s, média ±DP	0,2±0,09	0,2±0,09	0,86	0,2±0,07	0,2±0,1	0,60
Velocidade X máx, m/s média ±DP	0,7±0,2	0,6±0,2	0,30	0,7±0,1	0,6±0,2	0,18
Velocidade X min, m/s média ±DP	0,1±0,1	0,2±0,06	0,62	0,1±0,06	0,2±0,1	0,12

EQ com DT: extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo; EQ sem DT: extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo; SPP: sentado para de pé; m/s: metros por segundos; *p<0,05 test t student independente; †p<0,05 teste qui-quadrado.

Continuação Tabela 02- Comparação das características cinemáticas angulares, temporais e espacial do passar de sentado para de pé e da marcha de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé

Variáveis	Marcha			SPP		
	EQ com DT (n=9)	EQ sem DT (n=13)	P valor	Duração < 2,3seg (n=11)	Duração > 2,3seg (n=11)	P valor
Marcha						
Cinemática angular , média ± DP, graus						
Ângulo Quadril	190±7	187±9	0,37	186±9	191±6	0,14
Ângulo Tornozelo	107±6*	120±8*	<0,01	111±7	118±11	0,08
Cinemática temporal , média ±DP						
Cadência, passos/min	82±9*	69±13*	0,03	73±13	76±13	0,55
Velocidade, m/s	0,6±0,2*	0,4±0,1*	<0,01	0,5±0,2	0,5±0,2	0,99
Deambulação comunitária n (%)	1 (11)	0 (00)		0 (00)	1 (9)	
Limitada deambulação comunitária n (%)	7 (78)	5 (38)	0,04	7 (64)	5 (45)	0,41
Deambulação domiciliar n (%)	1 (11)	8 (62) [¥]		4 (36)	5 (46)	
Cinemática espacial , média ±DP						
Comprimento da passada, metros	0,9±0,1*	0,6±0,2*	<0,01	0,7±0,2	0,7±0,2	0,67

EQ com DT: extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo; EQ sem DT: extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo; SPP: sentado para de pé; m/s: metros por segundos; *p<0,05 test t student independente; [¥]p<0,05 teste qui-quadrado.

Tabela 03- Correlações entre os parâmetros têmporo-espaciais da marcha e do passar de sentado para de pé e mobilidade funcional comprometida dos indivíduos hemiparéticos após AVC

Marcha	r²	P	SPP	r²	P
Velocidade*MFC	-0,87	<0,01	Duração total*MFC	0,19	0,41
Cadência*MFC	-0,72	<0,01	Duração da preparação*MFC	0,09	0,68
Comprimento da passada*MFC	-0,71	<0,01	Duração da ascensão*MFC	0,02	0,94

MFC: mobilidade funcional comprometida; SPP: sentado para de pé; Correlação de Spearman; r²: coeficiente de correlação

Tabela 04- Correlações entre a duração total e as durações das fases do passar de sentado para de pé e os parâmetros têmporo-espaciais da marcha dos indivíduos hemiparéticos após AVC

	Velocidade		Cadência		Comprimento da passada	
	r²	P	r²	P	r²	P
Duração total	-0,31	0,16	-0,08	0,73	-0,30	0,18
Duração da preparação	-0,16	0,47	-0,03	0,90	-0,21	0,36
Duração da ascensão	-0,18	0,43	0,05	0,81	-0,23	0,30

Correlação de Spearman; r²: coeficiente de correlação

7 DISCUSSÃO

Este estudo investigou a relação entre as tarefas do passar de sentado para de pé e a marcha em indivíduos hemiparéticos após AVC. Diferente de estudos prévios^{123,82,120,78}, que encontraram correlações significantes entre a cinemática temporal do passar de sentado para de pé e os parâmetros têmporo-espaciais da marcha, no presente estudo, foi identificada uma associação entre os parâmetros cinemáticos angulares de ambas as tarefas. Ou seja, os indivíduos que tiveram maior dorsiflexão do tornozelo no início e durante o passar de sentado para de pé apresentaram a extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio final da marcha, sendo esta diferença estatisticamente significativa.

A diferença encontrada entre os estudos pode estar na variedade de estratégias que os indivíduos hemiparéticos desenvolvem e se favorecem para otimizar o desempenho do passar de sentado para de pé^{22,86}. Um exemplo é a posição dos pés mais posterior durante a tarefa possibilitando mais dorsiflexão do tornozelo e, conseqüentemente, melhor desempenho¹²⁴. Como já relatado em indivíduos jovens e saudáveis, a posição mais posterior dos pés possibilita um movimento mais eficiente ao passar de sentado para de pé com redução do deslocamento anterior do centro da gravidade do corpo¹²⁵, porém, quando hemiparéticos realizam esta tarefa com menos dorsiflexão, o seu desempenho torna-se pior¹²⁴.

Ainda discutindo a relação entre as tarefas do passar de sentado para de pé e a marcha, um ensaio clínico que realizou a mobilização passiva do tornozelo associado à prática de tarefas funcionais, incluindo o passar de sentado para de pé, verificou-se melhora na duração da realização desta atividade, entretanto os autores não puderam afirmar que isso pudesse impactar na amplitude de dorsiflexão durante a marcha. Os autores chamam a atenção para a complexa e não linear relação entre a deficiência da estrutura do corpo, representada pelo comprometimento da amplitude articular do tornozelo e o desempenho nas atividades funcionais⁸⁹.

Uma coorte prospectiva encontrou melhora no desempenho do passar de sentado para de pé durante o primeiro ano após AVC, e os autores admitem que esse movimento sinaliza o começo do caminhar⁸². Diferente dos nossos achados, Chou e colaboradores identificaram que os indivíduos hemiparéticos com menor tempo de duração no passar de sentado para de pé apresentaram maior número de passos por minuto e maior velocidade na marcha¹²⁰.

Corroborando esses achados autores encontraram melhora da velocidade da marcha e cadência após treino do passar de sentado para de pé^{123,78}. Considerando que o treino em cadeia cinética fechada aumentou a velocidade da marcha, esses resultados sugerem efeito de transferência entre as atividades⁷⁸, porém esse treino envolveu tanto o passar de sentado para de pé quanto o treino em um degrau, não garantindo o efeito isolado da tarefa.

Recente pesquisa realizada na população idosa saudável demonstrou, além de perda anual importante da funcionalidade, correlação significativa, porém fraca, entre os parâmetros cinemáticos temporais do passar de sentado para de pé e da marcha¹²⁶. Ademais indivíduos hemiparéticos que não se encontram na fase aguda, como é o caso da população deste estudo, utilizam diferentes estratégias de controle motor favorecendo a execução das atividades^{127,128}, o que pode influenciar a divergência de resultados entre o presente estudo e a literatura. As pesquisas que apresentaram relação entre as duas atividades foram realizadas em uma população idosa e com menor tempo de AVC quando comparada à população deste estudo^{123,82,120,78}.

Duração do passar de sentado para de pé

A duração do passar de sentado para de pé é considerada uma medida de desempenho¹²⁹ e hemiparéticos, quando comparados a indivíduos saudáveis, apresentam um tempo de transferência mais longo^{120,78}. O membro parético, além de apresentar reduzida capacidade de geração de força, é incapaz de recrutar a musculatura no tempo adequado e com isso gerar amplitude necessária para a realização desse movimento⁸¹. A força muscular de extensores do joelho, dorsiflexores e plantiflexores, bem como a simetria de distribuição de peso corporal apresentaram significantes e negativas correlações com a duração do passar de sentado para de pé sugerindo que esses achados são básicos e fundamentais para essa habilidade¹³⁰. Corroborando esses achados um ensaio clínico encontrou, após treino do passar de sentado para de pé, melhora da força muscular em extensores do quadril e joelhos e menor duração do desempenho¹³¹.

Neste estudo, foi possível demonstrar que os indivíduos que tiveram uma duração do passar de sentado para de pé menor que 2,3 segundos apresentaram menores valores na duração das fases, tendo a população geral do estudo uma duração total e da fase da ascensão inferior à encontrada em hemiparéticos na literatura^{129,114,68,86}. Além disso verificou-se que neste estudo a duração da

fase de ascensão foi maior do que a da preparação. O maior tempo na fase de ascensão apresentado pelos indivíduos hemiparéticos pode ser justificado pelo fato de que, após a perda do contato com o assento, eles necessitem estabilizar o movimento e controlar os desvios de equilíbrio relacionados à distribuição assimétrica dos membros⁶⁸, sugerindo, assim, uma necessidade de maior tempo para executar esta fase.

A duração da ascensão foi superior à da preparação em estudo que comparou a duração das fases entre jovens, idosos saudáveis e idosos caidores, e quando comparado com a população hemiparética do presente estudo, observa-se que estes apresentaram uma duração superior aos jovens e idosos saudáveis em ambas as fases; por outro lado, inferior aos idosos caidores¹³². Vale ressaltar que a população do presente estudo foi composta por hemiparéticos adultos e com gravidade moderada do AVC.

Extensão do quadril com a dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha

Os indivíduos que apresentaram o apoio final com extensão do quadril e dorsiflexão do tornozelo cursaram com parâmetros cinemáticos angulares e têmporo-espaciais mais adequados. Entretanto os demais apresentaram flexão do quadril ou extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha, associado a compensações em joelho e/ou região lombar.

A atividade extensora do quadril na fase de apoio da marcha promove e favorece o início da atividade explosiva flexora e, portanto, o início da fase de balanço^{96,95,133}. Em um estudo que avaliou as variações cinemáticas durante análise da marcha em indivíduos hemiparéticos, observou-se que maior comprimento da passada, velocidade e cadência coincidiam com maior extensão do quadril tanto no apoio médio como no final, e uma maior dorsiflexão do tornozelo apenas no apoio médio¹⁰¹. A extensão do quadril no apoio final da marcha também foi considerada um mecanismo biomecânico para o aumento da velocidade em outros estudos^{134,135,136}, porém a contribuição da dorsiflexão do tornozelo não aparece como fator que diretamente influencie a velocidade^{134,135}.

Contrariando esses achados, um estudo prévio revelou que a amplitude de movimento ativa e passiva de tornozelo correlacionou-se positivamente com a amplitude de movimento durante a fase de apoio da marcha e que os indivíduos que apresentaram uma maior amplitude nessa articulação cursaram com maior velocidade¹¹⁰, sugerindo, portanto, a contribuição desta

amplitude de movimento para o desempenho da marcha. Por outro lado, Forghany e colaboradores atribuíram a limitada habilidade da marcha em hemiparéticos às alterações intrínsecas no pé e não especificamente à amplitude de dorsiflexão do tornozelo¹³⁷.

A velocidade da marcha tem sido utilizada para estratificar a classe funcional dos indivíduos hemiparéticos. Alguns autores utilizaram-na para classificá-los em sujeitos hemiparéticos com função locomotora superior e sujeitos hemiparéticos com função locomotora inferior¹³⁴, outros, assim como no presente estudo classificam os grupos quanto à capacidade de deambular em diferentes ambientes¹⁰². Foi observado que os indivíduos que não apresentavam a extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha eram predominantemente deambuladores domiciliares, ou seja, com velocidade de marcha inferior a 0,4m/s. Esses indivíduos foram similares aos deambuladores funcionalmente inferiores descritos por Straudi e colaboradores, cujo grupo foi caracterizado por falta de extensão do quadril e reduzida dorsiflexão no apoio final da marcha, além de redução da cadência e comprimento da passada¹³⁵.

Parâmetros da marcha e do passar de sentado para de pé e a mobilidade funcional

Os indivíduos que apresentaram extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha cursaram com uma mobilidade funcional menos comprometida, representada pelo menor tempo no desempenho no TUG. Estudos prévios não demonstraram a relação do quadril e tornozelo ao mesmo tempo com a mobilidade funcional, mas a relação da extensão do quadril e a velocidade da marcha já foram descritas anteriormente^{134,135,136}, o que pode justificar o melhor desempenho do TUG nestes indivíduos.

Em conformidade com estudos prévios^{138,53}, neste estudo foram identificadas correlações negativas forte e moderada entre os parâmetros têmporo-espaciais da marcha e a mobilidade funcional comprometida. Entre as variáveis analisadas, a velocidade da marcha foi a que apresentou maior magnitude. Este parâmetro temporal da marcha e a mobilidade funcional têm sido consideradas importantes preditores para atividade e participação na comunidade, destacando, assim, a importância de ambas na vida diária do indivíduo¹³⁹. Por outro lado, não foram observadas correlações com a duração do passar de sentado para de pé, sugerindo que no presente estudo, apenas a marcha apresentou relação com a mobilidade funcional. A mobilidade funcional avaliada pelo TUG está relacionada à velocidade da marcha e, na nossa

população, esse parâmetro como também cadência e comprimento da passada estavam comprometidos e com valores inferiores aos descritos na literatura.

Em recente estudo que avaliou quais os parâmetros da marcha (cinemáticos/cinéticos ou têmporo-espacial) que mais se relacionaram com o desempenho no TUG, os autores, apesar de também terem encontrado correlações significantes com as mesmas variáveis, referem que especialmente a porcentagem do tempo na fase de apoio unipodal no membro parético seria o principal preditor de melhor desempenho no TUG¹³⁸. Ainda assim, no estudo de Bonyaud e colaboradores, é possível confirmar a importância da fase de apoio para o desempenho na mobilidade funcional. Esses autores demonstraram em seus resultados, uma fraca, porém significativa correlação entre a mobilidade funcional e uma máxima extensão de quadril na fase de apoio¹³⁸.

Não foram identificados indivíduos obesos neste estudo, o que já é relatado como fator modificador na biomecânica do passar de sentado para de pé¹⁴⁰. Outro aspecto a ser destacado na presente pesquisa foi que, apesar de todos os indivíduos apresentarem gravidade moderada do AVC, a mobilidade funcional estava comprometida e em risco de quedas de acordo com o tempo de execução do TUG. Este dado corrobora a coorte desenvolvida no mesmo ambulatório, que identificou alta incidência de quedas em uma população com quadro similar após AVC e vivendo na comunidade¹⁴¹.

Corroborando estudos prévios^{110,130}, foi demonstrado que o passar de sentado para de pé e a marcha representam habilidades chave para o desempenho funcional dos indivíduos. A análise cinemática realizada neste estudo permitiu identificar os elementos biomecânicos que interferem no desempenho dessas atividades em indivíduos após AVC, bem como seu impacto na mobilidade funcional. Além de possibilitar a construção de um diagnóstico específico de ambas atividades funcionais, chama atenção para a necessidade de intervenção nos componentes angulares a fim de otimizar o desempenho nessas tarefas, possibilitando a mobilidade e independência funcional destes indivíduos.

8 LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS

Na análise crítica deste estudo, destaca-se como ponto forte a utilização de um instrumento para análise do movimento de livre acesso, sem necessidade de laboratórios especializados, permitindo, assim, a sua utilização em um ambiente ambulatorial. Além disso, a utilização da medida de mobilidade funcional como desfecho funcional possibilitou dimensionar o significado dos resultados para a prática clínica. Entretanto este estudo apresentou como limitação a realização da análise cinemática apenas na população com AVC o que pode comprometer a identificação do real impacto do AVC nos parâmetros cinemáticos de ambas as tarefas funcionais. Sugere-se futuras investigações através da realização de uma análise comparativa dos dados cinemáticos com uma população de indivíduos saudáveis.

9 CONCLUSÕES

Este estudo demonstrou que em indivíduos hemiparéticos após AVC:

1. Entre os parâmetros cinemáticos angulares, apenas a dorsiflexão do tornozelo no passar de sentado para de pé esteve associada à extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha.
2. Os indivíduos que apresentaram a extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha cursaram com parâmetros têmporo-espaciais mais adequados.
3. Apenas os parâmetros têmporo-espaciais da marcha apresentaram correlações com a mobilidade funcional comprometida.

REFERÊNCIAS

1. Stroke, Cerebrovascular accident. Disponível em: http://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular_accident/index.html/. Acesso em 27 de dezembro de 2015.
2. GBD. Mortality and Causes of Death Collaborators (2015) Global, regional, and national age-sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet*. 2013;385:117–71.
3. Chan CKC, Chan DWC, Wong SKM. Evaluation of the functional independence for stroke survivors in the community. *Asian J Gerontol Geriatr*. 2009; 4: 24–29.
4. Desrosiers J, Bourbonnais D, Noreau L, Rochette A, Bravo G, Bourget A. Participation after stroke compared to normal aging. *J Rehabil Med*. 2005; 37: 353–357.
5. Moura LM, Quintão MMP, Carvalho KSR, Carrapatoso BC, Malfaccini SLL, Silva A C, et al. Controlled study of correlation of biomechanical profile hemiparetic patients with distance travelled in six minutes. *Neurology International*. 2015; 7: 28-30.
6. Pinto EB, Maso I, Pereira JL, Fukuda TG, Seixas J, Menezes DF, et al. Differential aspects of stroke and congestive heart failure in quality of life reduction: A case series with three comparison groups. *Health Qual Life Outcomes*. 2011;9(65):2–5.
7. Lai S, Studenski S, Duncan PW, Perera S. Persisting consequences of stroke measured by the stroke impact scale. *Stroke*. 2002, 33:1840-1844.
8. Campfens SF, Zandvliet SB, Meskers CGM, Schouten AC, Van Putten MJAM, Kooij VDH. Poor motor function is associated with reduced sensory processing after stroke. *Exp Brain Res*. 2015; 233:1339–1349.
9. Vidone E, Boyd L. Preserved motor learning after stroke is related to the degree of proprioceptive deficit. *Behavioral and Brain Functions*. 2009; 5:36.
10. Tyson SF, Chillala J, Hanley M, Selley A, Tallis RC. Distribution of weakness in the upper and lower limbs post-stroke. *Disability and Rehabilitation*. 2006; 28(11):715-719.
11. Briere A, Lauziere S, Gravel D, Nadeau S. Perception of Weight-Bearing Distribution During Sit-to-Stand Tasks in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke*. 2010; 41:1704-1708.
12. Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley A, Tallis RC. Balance Disability After Stroke. *PHYS THER* 2006; 86:30-38.
13. Han J, Kim Y, Kim KY. Effects of foot position of the nonparetic side during sit-to-stand training on postural balance in patients with stroke. *J. Phys. Ther. Sci*. 2015; 27: 2625–2627.
14. Buurke JH, Nene AV, Kwakkel G, Erren-Wolters V, Ijzerman MJ and Hermens HJ. Recovery of gait after stroke: what changes? *Neurorehabil Neural Repair*. 2008; 22: 676-683.

15. Burnfield JM, McCrory B, Yu S, Buster TW, Taylor AP, Goldman AJ. Comparative Kinematic and Electromyographic Assessment of Clinician- and Device-Assisted Sit-to-Stand Transfers in Patients With Stroke. *Physical Therapy*. 2013; 93:1331-1334.
16. Etnyre B, Thomas DQ. Event Standardization of Sit-to-Stand Movements. *Physical Therapy* 2007; 87:1651-1666.
17. Boukadida A, Piotte F, Dehail P, Nadeau S. Determinants of sit to stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2015; 58:167-172.
18. Mathiyakon W, McNitt Gray JL, Requejo P, Costa K. Modifying center of mass trajectory during sit to stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20:105-111.
19. Yu Bing, Holly-Crichlow N, Brichta P, Reeves GR, Zablony CM, Nawoczenski DA. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. *Clinical Biomechanics*. 2000 ;15: 449-455.
20. Cameron DM, Bohannon RW, Garrett GE, Owen SV, Cameron DA. Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18: 332–340.
21. Lee MY, Lee HY. Analysis for Sit-to-Stand Performance According to the Angle of Knee Flexion in Individuals with Hemiparesis. *J. Phys. Ther. Sci*. 2013; 25: 1583–1585.
22. 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*. 2008, September:1-8.
23. Mazzá C, Stanhop SJ, Taviane A, Capozzo A. Biomechanical modeling of sit to stand to upright posture for mobility assesment of persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87:631-641.
24. Fotoohabadi MR, Tully EA, Galea MP. Kinematics of rising from a chair: image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. *Phys Ther*. 2010; 90: 561-571.
25. Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH: Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004; 83:10–16.
26. WHO STEPS Stroke Manual: the WHO STEPwise approach to stroke surveillance / Noncommunicable Diseases and Mental Health, World Health Organization.2005.
27. Kulzer AM, Scolari CC, Gus M. Relationship between usual physical, cognitive and social. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2008; 40: 195–199.
28. Pacheco SCS, Santos BM, Pacheco CRS. Independência funcional: perfil das pessoas acometidas por Acidente Vascular Encefálico. *Arq Ciênc Saúde*. 2013; 20 (1): 17-21.

29. Lavados PM, Hennis AJ, Fernandes JG, Medina MT, Legetic B, Hoppe A, et al. Stroke epidemiology, prevention, and management strategies at a regional level: Latin America and the Caribbean. *Lancet Neurol.* 2007; 6:362–372.
30. Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS, Arnett DK, Blaha MJ, Cushman M, et al. Heart Disease and Stroke Statistics - 2015 Update: A report from the American Heart Association. *Circulation* 2015;131: e29-535.
31. Ferri C, Schoenborn C, Kalra L, Acosta D, Guerra M, Huang Y, et al. Prevalence of stroke and related burden among older people living in Latin America, India and China. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2011; 82:1074-1082.
32. Cabral N, Gonçalves AR, Longo AL, Moro CH, Costa G, Amaral CH, Souza MV, ElufNeto J, Fonseca LA. Trends in stroke incidence, mortality and case fatality rates in Joinville, Brazil: 1995–2006. *Journal of Neurology Neurosurgery Psychiatry.* 2009; 80: 749-54.
33. Vincens N, Stafström M. Income Inequality, Economic Growth and Stroke Mortality in Brazil: Longitudinal and Regional Analysis 2002-2009. *PLOS ONE* 2015; 10(9):e0137332.
34. Fernandes TG, Goulart AC, Campos TF, Lucena NMG, Freitas KLA, Trevisan CM, Benseñor IM, Lotufo PA. Early stroke case-fatality rates in three hospital registries in the Northeast and Southeast of Brazil. *Arq Neuropsiquiatr.* 2012; 70(11):869-873.
35. Carvalho JJF, Alves MB, Viana GAA, Machado CB, Santos BFC, Kanamura AH, et al. Stroke Epidemiology, Patterns of Management, and Outcomes in Fortaleza, Brazil. A Hospital-Based Multicenter Prospective Study. *Stroke.* 2011; 42:3341-3346.
36. Garritano CR, Luz PM, Pires ME, Barbosa MTS, Batista KM. Análise da Tendência da Mortalidade por Acidente Vascular Cerebral no Brasil no Século XXI. *Arquivo Brasileiro de Cardiologia* 2012; 98(6):519-527.
37. Hansen HI, Thommessen B, Wyller TB, Engedal K, Fure B. Risk factors for and incidence of subtypes of ischemic stroke. *Functional Neurology.* 2012; 27(1): 35-40.
38. O'Donnell M J, Xavier D, Liu L, Zhang H, Chin S L, Melacini P R and et al. Risk factors for ischaemic and intracerebral haemorrhagic stroke in 22 countries (the INTERSTROKE study): a case-control study. *Lancet.* 2010; 376:112–23.
39. Kasiman K, Lundholm C, Sandin S, Malki N, Sparén P, Ingelsson E. Familial Effects on Ischemic Stroke The Role of Sibling Kinship, Sex, and Age of Onset. *Circ Cardiovasc Genet.* 2012; 5:226-233.
40. Meschia JF, Bushnell C, Boden-Albala B, Braun LT, Bravata DM, Chaturvedi S, et al. Guidelines for the Primary Prevention of Stroke. *Stroke.* 2014; 45:3754-3832.
41. Karatepe AG, Gunaydin R, Kaya T, Turkmen G. Comorbidity in patients after stroke: impact on functional outcome. *J Rehabil Med.* 2008; 40: 831–835.

42. Pires SL, Gagliardi RJ, Gorzoni ML. Estudo das frequências dos principais fatores de risco para acidente vascular cerebral isquêmico em idosos. *Arquivos de Neuropsiquiatria*. 2004; 62(3-B): 844-885.
43. Putaala J, Yesilot N, Andreassen UW, Pitkaniemi J, Vassilopoulou S, Nardi K, et al. Demographic and Geographic Vascular Risk Factor Differences in European Young Adults With Ischemic Stroke. The 15 Cities Young Stroke Study. *Stroke*. 2012; 43:2624-2630.
44. Appelros P, Stegmayr B, Tere'nt A. Sex differences in stroke epidemiology: a systematic review. *Stroke*, 40: 1082-90, 2009.
45. Petrea RE, Beiser AS, Seshadri S, Kelly-Hayes M, Kase CS, Wolf PA. Gender differences in stroke incidence and poststroke disability in the Framingham heart study. *Stroke*, 40:1032-37, 2009.
46. Fonarow GC, Saver JL, Smith EE, Broderick JP, Kleindorfer DO, Sacco RL, et al. Relationship of National Institutes of Health Stroke Scale to 30-Day Mortality in Medicare Beneficiaries With Acute Ischemic Stroke. *Journal of the American Heart Association*, 2012; 1:42-50.
47. Cincura C, Pontes-Neto OM, Neville IS, Mendes HF, Menezes DF, Mariano DC, et al. Validation of the National Institutes of Health Stroke Scale, Modified Rankin Scale and Barthel Index in Brazil: the role of cultural adaptation and structured interviewing. *Cerebrovascular Dis* 2009, 27:119-122.
48. Trindade APNT, Barboza MA, Oliveira FB, Borges OAP. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após Acidente Vascular Cerebral. *Rev Neurociências*. 2011; 19(1):61-67.
49. Wagner JM, Lang CE, Sahrman SA. Hemiparesis During the First Few Months of Performance in Subjects With Poststroke Sensorimotor Impairments and Reaching recovery. *PHYS THER*. 2007; 87:751-765
50. Martins T, Ribeiro JP, Garrett C. Incapacidade y calidad de vida del paciente afectado por um ACV. *Revista de Neurología*. 2006; 42(11):655-659.
51. Hutin E, Pradon D, Barbier F, Gracies J M, Bussel B, Roche N. Lower limb coordination patterns in hemiparetic gait: factors of knee flexion impairment. *Clinical biomechanics*. 2011; 26:304-311.
52. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P. How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2006; 38(3):186-191.
53. Shamay S Ng, Hui Chan C. The timed up & and go: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86:1641-1647.

54. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 2000; 80:896-903.
55. Hafsteinsdóttir TB, Rensink M, Schuurmans M. Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil* 2014; 21(3):197–210.
56. Persson C, Danielsson A, Sunnerhagen K, Grimby-Ekman A, Hansson PO. Timed Up & Go as measure for longitudinal change in mobility after stroke- Postural stroke study in Gothenburg(POSTGOT). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2014; 11:83.
57. Herman T, Giladi N, Hausdorff JM. Properties of the ‘Timed Up and Go’ Test: More than Meets the Eye. *Gerontology.* 2010, maio.
58. Wutzke CJ, Mercer VS, Lewer MD. Influence of lower extremity sensory function on locomotor adaptation following stroke: a review. *Topics in Stroke Rehabilitation.* 2013; 20(3):233-240.
59. Tyson SF, Crow JL, Connell L, Winward C, Hillier S. Sensory impairments of the lower limb after stroke: a pooled analysis of individual patient data. *Topics in Stroke Rehabilitation.* 2013; 20(5):441-449.
60. Li S, Liu J, Bhadane M, Zhou P, Rymer WZ. Activation deficit correlates with weakness in stroke: evidence from evoked and voluntary EMG recordings. *Clinical neurophysiology.* 2014;125: 2413-2417.
61. Garland SJ, Gray VL, Knorr S. Muscle activation patterns and postural control following stroke. *Motor Control.* 2009, 13, 387-411.
62. Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Organização Mundial da Saúde. Lisboa, 2004.
63. Hansen EO, Tavares STO, Cândido SA, Pimenta FAP, Moraes EN, Rezende NA. Classificação internacional de funcionalidade, de doenças e prognóstico médico em pacientes idosos. *Rev Med Minas Gerais.* 2011; 21(1): 55-60.
64. Costa FA, Silva DLA, Rocha VM. Severidade clínica e funcionalidade de pacientes hemiplégicos pós-AVC agudo atendidos nos serviços públicos de fisioterapia de Natal (RN) *Ciência & Saúde Coletiva.* 2011; 16(Supl. 1):1341-1348.
65. Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Teixeira- Salmela L. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med.* 2008; 40: 200-207.
66. Dall PM, Kerr A. Frequency of the sit to stand task: Na observational study of free-living adults. *Applied Ergonomics.* 2010; 41: 58–61.

67. Roebroek ME, Doorenbosch CAM, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst G. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech* 1994; 9: 235–244.
68. Galli M, Cimolin V, Crivelline M, Capanini I. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture*. 2008; 28:80-85.
69. Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan R A B. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*. 1997; 4:236-245.
70. Shepherd RB, Koh HP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med* 1996; 28: 79–88.
71. Kotake T, Dohi N, Kajiwarra T, Sumi N, Koyama Y, Miura T. An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993; 74:1095–1099.
72. Kuo MY, Lin CC, Hong SW, Tsai TY, Hsu HC, Lu TW. In vivo three-dimensional kinematics of total knee replacements during open and closed Kinect chain activities. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 2011; 23(04): 279-285.
73. Lee NK, Kwon JW, Son SM, Kang KW, Kim K, Hyun-Nan S. The effects of closed and open kinect chain exercises on lower limb muscle activity and balance in stroke survivors. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2013; 33: 177-183.
74. Jan MH, Lin CH, Lin YF, Lin JJ, Lin DH. Effects of weight-bearing exercise on function, walking speed, and position sense in participants with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009; 90: 897-904.
75. Chung YJ, Cho SH, Lee YH. Effect of the knee joint tracking training in closed kinect chain condiction for stroke patients. *Restorative Neurology and Neurosciense*. 2006; 24:173-180.
76. Dean CM, Rissel C, Sherrington C, Sharkey M, Cumming RG, Lord SR, et al. Exercise to enhance mobility and prevent falls after stroke: The community stroke club randomized trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2012; 26(9):1046-1057.
77. Perry, Jacquelin. *Análise de marcha*. Vol.1. São Paulo: Manole, 2005.
78. Monger C, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2002; 16:361–367.
79. Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement. A review. *Phys Ther*. 2002; 82:866–879.
80. Lummel RCV, Ainsworth E, Lindemann V, Zijlstra W, Chiara L, Campen V, Hausdorff J M. Automated approach for quantifying the repeated sit to stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*. 2013; 38:153-156.

81. Prudente C, Rodrigues-de-Paula F, Faria CDCM: Lower limb muscle activation during the sit-to-stand task in subjects who have had a stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 2013; 92:666-675.
82. Janssen W, Bussmann J, Selles R, Koudstaal P, Ribbers G, Stam H. Recovery of the sit-to-stand movement after stroke: a longitudinal cohort study. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2010; 24(8):763–769.
83. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble M A, Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 924-929.
84. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79.
85. Camargos AC, Goulat FRP, Salmela LFT. The effect of foot position on the performance of the sit to stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90:314-320.
86. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, Mcfadyen B, Pottie F. 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.* 2006; 21: 585-593.
87. Silva A, Sousa ASP, Pinheiro R, Ferraz J, Tavares JMRS, Santos R, et al. Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research.* 2013; 30(1): 48–55.
88. Ada L, Westwood P. A kinematic analysis of the ability to stand up from a chair following a stroke. *Australian Physiotherapy.* 1992;38(2):135-142.
89. Kludding P M, Effects of ankle joint mobilization in adults poststroke: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89:449-456.
90. Simonsen EB. Contributions to the understanding of gait control. *Dan Med J.* 2014; 61(4): B4823.
91. Zijlstra W. Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. *Eur J Appl Physiol.* 2004; 92: 39-44.
92. Ijspeert A J. Central pattern generators for locomotion control in animal and robots: a review. *NeuralNetworks.* 2008; 21:642-653.
93. Rossignol S, Dubuc R, Gossard J P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiol. Rev.* 2006; 86: 89-154.
94. Pearson KG. Proprioceptive regulation of locomotion. *Current Opinion in Neurobiology.* 1995; 5:786-791.

95. Hiebert GW, Whelan PJ, Prochazka A, Pearson KG. Contribution of hind limb flexor muscle afferents to the timing of phase transitions in the cat step cycle. *Neurophysiol.* 1996; 753:1126-1137.
96. Pang MYC, Yang JF. Sensory gating for the initiation of the swing phase in different directions of human infant Stepping. *The Journal of Neuroscience.* 2002; 22:5734-5740.
97. Taborri J, Rossi S, Palermo E, Patanè F, Cappa P. A novel HMM distributed classifier for the detection of gait phases by means of a wearable inertial sensor network. *Sensors* 2014; 14:16212-16234.
98. Otter ARD, Geurts ACH, Mulder T, Duysens J. Abnormalities in the patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & Posture.* 2007; 25:342-352.
99. Kall T K, Peters A, Thorand B, Grill E, Autenrieth C, Horsch A, et al. Description of spatio-temporal gait parameters in elderly people and their association with history of fall: results of the population-based cross-sectional KORA –Age study. *BMC Geriatrics* 2015; 15:32.
100. Moreira BS, Sampaio RF, Kirkwood RN. Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community-dwelling elderly women: a prospective study. *Braz J Phys Ther.* 2015; 19:61-69.
101. Boudarham J, Roche N, Pradon D, Bonnyaud C, Bensmail D, Zory R. Variations in Kinematics during Clinical Gait Analysis in Stroke Patients. *PLOS ONE.* 2013; 8(6): e66421.
102. Schmid A, Duncan PW, Studenski S, Lai SM. Improvements in speed-based classifications are meaningful. *Stroke.* 2007; 38:2096-2100.
103. Arnold J B, Mackintosh S, Jones S, Thewlis D. Differences in foot kinematics between young and older adults walking. *Gait & Posture.* 2014; 39:689-694.
104. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, Macllroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture.* 2010; 31: 241-246.
105. Lopes PG, Lopes JAF, Brito CM, Alfieri FM, Battistella LR. Relationships of Balance, Gait Performance, and Functional Outcome in Chronic Stroke Patients: A comparison of left and right lesions. *BioMed Research International.* 2015, june.
106. Hall AL, Bowden MG, Kautz SA, Neptune RR. Biomechanical variables related to walking performance 6-months following post-stroke rehabilitation. *Clinical Biomechanics.* 2012; 27:1017-1022.
107. Yang YR, Yen JG, Wang RY, Yen LL, Lieu FK. Gait outcomes after additional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation.* 2005; 19:264-273.
108. Iwabe C, Diz MAR, Barudy DP. Análise cinemática da marcha em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico. *Revista Neurociencias.* 2008; 16(4):292-296.

109. Hsu A-L, Tang P-F, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:1185-1193.
110. Chisholm AE, Perry SD, McIlroy WE. Correlations between ankle-foot impairments and drooped foot gait deviations among stroke survivors. *Clinical Biomechanics.* 2013;28: 1049-1054.
111. Daly JJ, Roenigk K, Cheng R, Ruff RL. Abnormal leg muscle latencies and relationship to dyscoordination and walking disability after stroke. *Rehabilitation Research and Practice.* 2011, november.
112. Najafi B, Aminian K, Loew F, Blanc Y, Robert PA. Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2002; 49:843-851.
113. Zijlstra W, Bisseling RW, Schlumbohm S, Badus H. A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit to stand movements. *Gait & Posture.* 2010; 31:272-278.
114. Janssen WGM, Bussmann JBJ, Horemans HLD, Stam HJ. Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement. *Med Biol Eng Comput* 2008; 46:879–887.
115. Peña N, Credidio BC, Corrêa LPNRMS, França LGS, Cunha MV, Souza MC, et al. Instrumento livre para medidas de movimento. *Revista Brasileira de Ensino de Física.* 2013; 35(3):3505.
116. <http://cvmob.sourceforge.net>. Acessado em 02/01/2016.
117. Araújo AGN, Andrade LM, Barros RML. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. *Fisioterapia e Pesquisa* 2005; 2(1)
118. Moraes ALO, França L, Barbosa FS, Miranda JGV, Pena N, Vieira JP. Repetibilidade nas medidas de um software livre na análise cinemática do movimento de levantar de uma cadeira em sujeitos com síndrome de Parkinson. 2013; 4^o Nacional Meeting of Biomechanical Engineering.
119. Carneiro A P. Validação do software de análise do movimento CVMob para avaliação da marcha humana [Dissertação]. Salvador: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Bahia, 2015.
120. Chou SW, Wong AMK, Leong CP, Hong WS, Tang FT, Lin TH: Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003; 82:42–47.
121. Hak L, Houdijk H, Wurff PVD, Prins MR, Beek PJ, Dieën JHV. Stride frequency and length adjustment in post-Stroke individuals: influence on the margins of stability. *J Rehabil Med* 2015; 47:126–132.

122. Neumann DA. *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para a reabilitação*. 2^oed. Elsevier. 2011.
123. Boyne P, Israel S, Dunning K. Speed-dependent body weight supported sit-to-stand training in chronic stroke: a case series. *JNPT*. 2011; 35:178–184.
124. Kwong PW, Ng SSM, Chung RCK, Ng GY. Foot placement and arm position affect the five times sit-to-stand test time of individuals with chronic stroke. *BioMed Research International*. 2014, june.
125. Kawagoe S, Tajima N, Chosa E. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopedic Science*. 2000; 5:124-133.
126. Alcock L, O'Brien TD, Vanicek N. Age-related changes in physical functioning: correlates between objective and self-reported outcomes. *Physiotherapy*. 2015; 101:204-213.
127. Chen G, Patten C, Kotare DH, Zajack F. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*. 2005; 22:51-56.
128. Chen CL, Chen HC, Tang SFT, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82:925–935.
129. Silva P, Franco J, Gusmão A, Moura J, Teixeira-Salmela L, Faria C. Trunk Strength is associated with sit to stand performance in both stroke and healthy subject. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2015, february.
130. Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight – bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in patients stroke. *Gait Posture*. 2005; 22:126-131.
131. Tung F-L, Yang Y-R, Lee C-C, Wang R-Y. Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*. 2010; 24:533–542
132. Cheng YY, Wei SH, Chen PY, Tsai MW, Cheng C, Liu DH, Kao CL. Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status? *Gait & Posture*. 2014; 40:403-407.
133. Pang MYC, Yang JF. The initiation of the swing phase in human infant stepping: importance of hip position and leg loading. *Journal of Physiology*. 2000; 528.2:389-40.
134. Jonkers I, Delp S, Patten C. Capacity to Increase Walking Speed is Limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait Posture*. 2009; 29(1): 129–137.

135. Straudi S, Manca M, Aiello E, Ferraresi G, Cavazza S, Basaglia N. Sagittal plane kinematic analysis of the six-minute walk test: a classification of hemiplegic gait. *EUR J PHYS REHABIL MED*. 2009; 45:341-7.
136. Lamontagne A, Fung J. Faster is better. Implications for speed-intensive gait training after stroke. *Stroke*. 2004;35:2543-2548.
137. Forghany S, Nester CJ, Tyson S, Preece S, Jones R. The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences. *Gait & Posture*. 2014;39:1051-1056.
138. Bonnyaud C, Pradona D, Zorya R, Bensmailb D, Vuillermec N, Rochea N. Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 2015; 36:73–80.
139. French M, Moore MF, Pohlig R, Reisman D. Self-efficacy mediates the relationship between balance/walking performance, activity, and participation after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2015; XX(X).
140. Galli M, Crivellini M, Sibella F, Montesano A, Bertocco P, Parisio C. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *International Journal of Obesity*. 2000; 24: 1488-1492.
141. Pinto EB, Nascimento C, Marinho C, Oliveira I, Monteiro M, Castro M, Oliveira-Filho J, et al. Risk factors associated with falls in adult patients after stroke living in the community: baseline data from a stroke cohort in Brazil. *Topics in stroke rehabilitation*. 2014; 21(3): 220-227.

APÊNDICES**Apêndice 1 - Questionário sociodemográfico**

NOME: _____

IDADE: _____ anos

SEXO: masculino femininoTIPO DE AVC: isquêmico hemorrágico

DATA DO AVC: ____/____/____

HEMISFÉRIO ACOMETIDO: direito esquerdo

Apêndice 2 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-Graduação Ciências da Saúde



Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título do Estudo: Associação entre os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e os da marcha em pacientes hemiparéticos após Avc.

Pesquisador Responsável: Dra. Elen Beatriz Carneiro Pinto

O (A) Senhor (a) está sendo convidado (a) a participar de uma pesquisa. Por favor, leia este documento com bastante atenção antes de assiná-lo. Caso haja alguma palavra ou frase que o (a) senhor (a) não consiga entender, converse com o pesquisador responsável pelo estudo ou com um membro da equipe desta pesquisa para esclarecê-los.

A proposta deste termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) é explicar tudo sobre o estudo e solicitar a sua permissão para participar do mesmo.

OBSERVAÇÃO: Caso o paciente não tenha condições de ler e/ou compreender este TCLE, o mesmo poderá ser assinado e datado por um membro da família ou responsável legal pelo paciente

Objetivo do Estudo

Os objetivos do estudo são:

- Verificar a associação entre os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e os da marcha em pacientes hemiparéticos após Acidente Vascular Cerebral(Avc). (principal).
- Correlacionar os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e da marcha com a mobilidade funcional e risco de queda em pacientes hemiparéticos após Avc. (secundário).

Duração do Estudo

A duração total do estudo é de vinte e quatro meses.

A sua participação no estudo será de aproximadamente 1 dia.

Descrição do Estudo

Participarão do estudo 23 indivíduos. Este estudo será realizado no Ambulatório Prof. Francisco Magalhães Neto, a rua Augusto Viana,

s/n – Canela – CEP: 40.110-060 – Salvador – Bahia. E na Clínica Avançada em Fisioterapia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, a rua D. João VI, 275 Brotas – CEP: 40290-000 Salvador – Bahia.

O (a) Senhor (a) foi escolhido (a) a participar do estudo porque apresenta diagnóstico médico de Acidente Vascular Cerebral confirmado por exame de imagem (Tomografia



Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-Graduação Ciências da Saúde



Computadorizada ou Ressonância Nuclear Magnética) há mais de seis meses e capazes de levantar de uma cadeira e com marcha ambulatorial independente.

O (a) Senhor (a) não poderá participar do estudo se apresentar dificuldade de comunicação e compreensão para responder o questionário e/ou realizar as tarefas solicitadas; com diminuição do movimento das articulações das pernas, dor e/ou rigidez por qualquer motivo; fratura nos últimos 6 meses; hipertensão arterial descontrolada (acima de 150 x 90 mmHg); doenças agudas ou terminais; diminuição da capacidade auditiva ou visual não compensados.

Procedimento do Estudo

Após entender e concordar em participar será necessário responder um questionário estruturado incluindo: nome, RG idade e sexo, tipo, data do último Avc, lado da sequela do Avc, local e número de vezes que ocorreu o Avc. Será aplicado a escala *National Institutes Of Health Stroke Scale /NIHSS*. Esta escala apresenta 11 sintomas que fazem parte do exame neurológico que será avaliada pelo avaliador com o objetivo de identificar alterações após Avc. Cada sintoma receberá uma pontuação e esta pontuação reflete o grau de comprometimento do problema e a gravidade do Avc.

Depois, o investigador avaliará, de cada participante, a realização das transferências de sentado para de pé (levantar da cadeira) e marcha (caminhada), e a mobilidade funcional (mobilidade do corpo para fazer uma atividade) e risco de queda. A avaliação será realizada sob a supervisão de um profissional fisioterapeuta capacitado e habilitado para tal.

Durante a avaliação do levantar da cadeira e caminhada, os indivíduos serão filmados e fotografados e, posteriormente, os dados dos movimentos serão analisados pelo CVmob que é um programa computadorizado que descreve as características do movimento realizado como: velocidade, tempo, ângulo da articulação e direção. A mobilidade do corpo para fazer uma tarefa e risco de queda serão avaliados através do teste TUG (timed up and go) que é um teste para avaliar risco de queda e mobilidade do corpo para realizar uma tarefa. Esse teste medirá em segundos o tempo que o paciente levará para levantar de uma cadeira com braços, para caminhar 3 metros, virar, voltar rumo à cadeira e sentar novamente.

Os resultados dos dados obtidos nas avaliações da realização do levantar da cadeira, da caminhada e do teste TUG serão fornecidos aos pacientes em forma de relatório fisioterapêutico.

Riscos Potenciais, Efeitos Colaterais e Desconforto

Todos os pacientes serão acompanhados, em todo o percurso, durante a transferência de sentado para de pé(levantar da cadeira), caminhada e teste TUG para que, em caso de desequilíbrio, o risco de queda seja evitado. Além disso a coleta será feita no ambulatório contando com a presença da equipe médica.



Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-Graduação Ciências da Saúde



Benefícios para o participante

Não há benefício direto para o participante desse estudo. Somente no final do estudo poderemos concluir a presença de algum benefício. Porém, os resultados obtidos com este estudo poderão ajudar aos profissionais de saúde a obter um maior conhecimento sobre os dados dos movimentos que envolvem o levantar da cadeira e caminhada e sua ligação com a mobilidade do corpo para realizar uma tarefa e risco de queda.

Compensação

Você não receberá nenhuma compensação para participar desta pesquisa e também não terá nenhuma despesa adicional.

Participação Voluntária/Desistência do Estudo

A sua participação em qualquer tipo de pesquisa é voluntária, ou seja você participa se quiser. Em caso de dúvida quanto aos seus direitos, escreva para:

1. Comitê de Ética em Pesquisa da Fundação Bahiana para o Desenvolvimento das Ciências. Endereço: Avenida D. João VI, 274 - Brotas, Salvador - Ba - CEP: 40290-000.

Tel: (71)3276-8200.

Email: cep@bahiana.edu.br

2. Comitê de Ética em Pesquisa do Complexo Hospital Universitário Professor Edgar Santos

End: Rua Augusto Viana, sn, 1 andar, canela – Salvador – Bahia- CEP: 40.110-060.

Tel: (71) 32838043.

Email: cep.hupes@gmail.com

A não participação no estudo não implicará em nenhuma alteração no seu acompanhamento médico tão pouco alterará a relação da equipe médica com o mesmo. Após assinar o consentimento, você terá total liberdade de retirá-lo a qualquer momento e deixar de participar do estudo se assim o desejar, sem quaisquer prejuízos à continuidade do tratamento e acompanhamento na instituição.

Novas Informações

Quaisquer novas informações que possam afetar a sua segurança ou influenciar na sua decisão de continuar a participação no estudo serão fornecidas a você por escrito. Se você decidir continuar neste estudo, terá que assinar um novo (revisado) Termo de Consentimento informado para documentar seu conhecimento sobre novas informações



Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-Graduação Ciências da Saúde



Em Caso de Danos Relacionados à Pesquisa

Em caso de dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos ou tratamentos propostos neste estudo (nexo causal comprovado), o participante tem direito a tratamento médico na Instituição, bem como às indenizações legalmente estabelecidas.

Utilização de Registros Médicos e Confidencialidade

Todas as informações colhidas e os resultados dos testes serão analisados em caráter estritamente científico, mantendo-se a confidencialidade (segredo) do paciente a todo o momento, ou seja, em nenhum momento os dados que o identifique serão divulgados, a menos que seja exigido por lei.

Os registros médicos que trazem a sua identificação e esse termo de consentimento assinado poderão ser inspecionados por agências reguladoras e pelo CEP.

Os resultados desta pesquisa poderão ser apresentados em reuniões ou publicações, contudo, sua identidade não será revelada nessas apresentações.

Este termo será em duas vias de igual teor (mesmo conteúdo), onde você receberá uma cópia com os dados dos pesquisadores e endereços das instituições associadas

A filmagens e fotografias serão arquivadas (guardadas) em pastas, gravadas em Cds e armazenadas na CAFIS (Clínica Avançada em Fisioterapia) e no Ambulatório Prof. Francisco Magalhães Neto, tendo o paciente total acesso a essas informações a qualquer tempo.

Quem Devo Entrar em Contato em Caso de Dúvida

Em qualquer etapa do estudo você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. As responsáveis pelo estudo nesta instituição são **ELEN BEATRIZ CARNEIRO PINTO E CLAUDIA COSTA PINTO FURTADO MACHADO** que poderão ser encontradas no endereço: Ambulatório Prof. Francisco Magalhães Neto, a rua Augusto Viana, s/n – Canela – CEP: 40.110-060 – Salvador – Bahia e Clínica Avançada em Fisioterapia (CAFIS) da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, a rua D. João VI, 275 Brotas – CEP: 40290-000 - Salvador – Bahia
Fone: 9137-8904 / Elen Beatriz Carneiro Pinto

Fone: 99777819 / Claudia Costa Pinto Furtado Machado

Declaração de Consentimento

Concordo em participar do estudo intitulado “Associação entre os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e os da marcha em pacientes hemiparéticos após Avc”.

Li e entendi o documento de consentimento e o objetivo do estudo, bem como seus possíveis benefícios e riscos. Tive oportunidade de perguntar sobre o estudo e todas as minhas dúvidas foram esclarecidas. Entendo que estou livre para decidir não participar desta pesquisa. Entendo que ao assinar este documento, não estou abdicando de nenhum de meus direitos legais.

Eu autorizo a utilização dos meus registros médicos (prontuários médico) pelo pesquisador, autoridades regulatórias e pelo Comitê de Ética em Pesquisa(CEP) da Instituição.



Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-Graduação Ciências da Saúde



Nome do Sujeito de Pesquisa Letra de Forma ou à Máquina	Data
Assinatura do Sujeito de Pesquisa	
Nome do Representante Legal do Sujeito de Pesquisa Letra de Forma ou à Máquina (quando aplicável)	Data
Assinatura do Representante Legal do Sujeito de Pesquisa (quando aplicável)	
Nome da pessoa obtendo o Consentimento	Data
Assinatura da pessoa obtendo o Consentimento	
Nome do Pesquisador Principal	Data
Assinatura e Carimbo do Pesquisador Principal	

Apêndice 3 - Artigo**PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO PASSAR DE SENTADO PARA DE PÉ E A MARCHA EM HEMIPARÉTICOS APÓS AVC**

Claudia Furtado, PT, MS^{1,a} Ana Paula Carneiro Quixadá PT, MS^{2,b}; Cristina Aires Brazil PT²;

Elen Beatriz Pinto PT, PhD^{1,a}.

1. Programa de Pós em Tecnologias em Saúde, Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP)

a Grupo Comportamento e Aprendizado Motor

2. Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP)

b. Grupo de Pesquisa em Dinâmica do Sistema Neuromusculoesquelético.

Autor para correspondência: Elen Beatriz Pinto, PT, PhD

Programa de Pós graduação em Tecnologias em Saúde, Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Av. D. João VI, 275 - Brotas

CEP: 40290-000

Fone: (71) 3276-8265

posgrad2@bahiana.edu.br

Descritores: Fenômenos biomecânicos

PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO PASSAR DE SENTADO PARA DE PÉ E A MARCHA EM HEMIPARÉTICOS APÓS AVC

RESUMO

Objetivo: identificar em indivíduos hemiparéticos após AVC, os parâmetros cinemáticos na duração do passar de sentado para de pé e na marcha. **Métodos:** Foram coletados dados sociodemográficos e clínicos, a gravidade do AVC através da *National Institutes Of Health Stroke Scale* (NIHSS), a mobilidade funcional através do *Timed up and Go test* (TUG) e os parâmetros cinemáticos do passar de sentado para de pé e marcha através do software livre CvMob. **Resultados:** Houve diferença estatística entre a extensão do quadril com a dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio final da marcha e a dorsiflexão no início ($p=0,04$) e durante o passar de sentado para de pé ($p=0,01$), velocidade ($p<0,01$), cadência ($p=0,03$) e comprimento da passada ($p<0,01$) na marcha. Encontraram-se correlações significativas entre a cadência ($r^2 -0,72$), velocidade ($r^2 -0,87$) e comprimento da passada ($r^2 -0,71$) e o comprometimento da mobilidade funcional. **Conclusão:** Em indivíduos hemiparéticos, a dorsiflexão do tornozelo no passar de sentado para de pé, esteve associada à extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha. Indivíduos que apresentaram este posicionamento nesta fase da marcha, cursaram com parâmetros têmporo-espaciais da marcha adequados e esses parâmetros apresentaram correlações significativas com a mobilidade funcional comprometida. **Descritores:** Acidente Vascular Cerebral. Fenômenos biomecânicos. Marcha.

Implicações para a reabilitação:

- O passar de sentado para de pé e a marcha representam habilidades chave para o desempenho funcional dos indivíduos.
- A análise cinemática permite identificar os elementos biomecânicos que interferem no desempenho dessas atividades em indivíduos após AVC, bem como seu impacto na mobilidade funcional.
- Possibilita a construção de um diagnóstico específico de ambas atividades funcionais e chama atenção para a necessidade de intervenção nos componentes angulares a fim de otimizar o desempenho nessas tarefas, possibilitando a mobilidade e independência funcional destes indivíduos.

1 INTRODUÇÃO

A manifestação clínica mais frequente após acidente vascular cerebral (AVC) é a hemiparesia, a qual se caracteriza por fraqueza muscular, alterações sensório-perceptuais^{1,2,3}, distribuição assimétrica de peso⁴ e comprometimento do equilíbrio⁵. Essas alterações, por sua vez, comprometem atividades funcionais, como o passar de sentado para de pé⁶ e a marcha⁷, impactando, negativamente, na independência funcional do indivíduo⁸. O passar de sentado para de pé é uma tarefa simples, fácil e fundamental na vida diária dos indivíduos⁹, no entanto, pode-se tornar desafiadora após comprometimento neurológico¹⁰.

Indivíduos hemiparéticos demoram duas vezes mais para completar a tarefa de passar de sentado para de pé quando comparados a indivíduos saudáveis¹¹ e apresentam desvio do centro de pressão do corpo para o lado não afetado, comprometendo, assim, a estabilidade postural durante a tarefa^{12,13}.

A literatura mostra requisitos biomecânicos semelhantes para o passar de sentado para de pé e a marcha^{14,15}, na prática clínica, discute-se a hipótese de que o melhor desempenho no passar

de sentado para de pé possa favorecer uma marcha mais adequada, porém a literatura dispõe de poucos estudos que relacionam diretamente essas atividades entre si. Conhecer os parâmetros biomecânicos que caracterizam essas duas atividades e suas correlações com a mobilidade funcional podem favorecer um diagnóstico funcional mais fidedigno e nortear a escolha de condutas específicas no tratamento fisioterapêutico.

Os objetivos deste estudo foram identificar em indivíduos hemiparéticos após AVC, os parâmetros cinemáticos angulares, temporais e espacial na duração do passar de sentado para de pé e na marcha, correlacionar a duração do passar de sentado para de pé com os parâmetros tempo-espaciais da marcha e correlacionar ambos com a mobilidade funcional desempenhada por estes indivíduos.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal com pacientes adultos após AVC, provenientes do Ambulatório de Doenças Cerebrovasculares da UFBA. Todos indivíduos tiveram diagnóstico radiológico confirmado por tomografia computadorizada ou ressonância nuclear magnética, episódio há mais de seis meses, capazes de levantar de uma cadeira e com marcha ambulatorial independente com ou sem auxílio de dispositivos de marcha. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Critérios de exclusão foram indivíduos com dificuldade de comunicação e compreensão para responder os questionamentos e/ou executar as tarefas solicitadas; com restrição de amplitude de movimento em membros inferiores (não relacionados ao AVC), dor e/ou rigidez de qualquer origem; passado de fratura; hipertensão descontrolada ou superior a 150 x 90 mmHg; doenças agudas ou terminais; *déficits* auditivos ou visuais não compensados; e impossibilidade de rastreamento pelo software dos pontos marcados no corpo.

Para todos os indivíduos foi coletado dados demográficos e clínicos incluindo: idade e sexo, tipo do AVC, tempo do último episódio e hemisfério acometido. Em seguida foi aplicada a *National Institutes Of Health Stroke Scale* (NIHSS) para mensurar a gravidade do AVC e o *Timed Up & Go test* (TUG) para avaliar a mobilidade funcional que consiste nos sujeitos solicitados, após comando verbal, a se levantar de uma cadeira padrão (aproximadamente 45cm de altura do assento), andar por três metros, fazer a volta e retornar à posição inicial. O desempenho acima de 14 segundos foi considerado mobilidade comprometida e risco elevado de queda¹⁶.

Os indivíduos foram filmados em ortostase, para a medição dos ângulos de referência da articulação do tornozelo, e durante a realização das atividades. Ambas as tarefas foram realizadas com os indivíduos descalços, na sua velocidade normal, com posicionamento espontâneo do tronco, braços e pés. Para esta filmagem foi feita a colocação dos marcadores em pontos específicos do corpo (ptério, acrômio, trocanter maior, epicôndilo lateral do fêmur, cabeça da fíbula, maléolo lateral e cabeça do quinto metatarso). Foram feitas 2 repetições para cada tarefa e calculada a média das variáveis. Entre as repetições eram dados 30 segundos de descanso¹⁷. Após levantar-se da cadeira os indivíduos permaneciam em pé por 5 segundos¹⁸ e depois retornavam à posição sentada.

Os dados cinemáticos obtidos durante as tarefas foram analisados bidimensionalmente pelo software livre CvMob. Durante o passar de sentado para de pé, foram mensurados a duração das fases de preparação e ascensão e a duração total do levantar; os ângulos inicial, mínimo

(flexão máxima), máximo (extensão máxima) e amplitude de movimento (ADM) do quadril; o deslocamento anterior do tronco (ângulo inicial - mínimo do quadril); os ângulos inicial, mínimo (dorsiflexão máxima), máximo (plantiflexão máxima) do tornozelo; e as velocidades das trajetórias de X (horizontal) e Y (vertical) (figura 01 e 02). De acordo com a média da duração total nesta tarefa, os indivíduos foram categorizados em dois grupos: Grupo 1 – Indivíduos com desempenho do passar de sentado para de pé menos comprometido (duração total menor que a média); Grupo 2 – Indivíduos com desempenho do passar de sentado para de pé mais comprometido (duração total maior que a média).

A marcha foi avaliada na fase de apoio final e foram mensurados os ângulos do quadril e do tornozelo, o comprimento da passada, medida em metros, a cadência, em passos por minuto, e a velocidade, em metros por segundo. A distância percorrida na marcha foi de 3 metros. O posicionamento articular adequado na fase de apoio final envolve a extensão do quadril e dorsiflexão no tornozelo¹⁹, sendo assim, os indivíduos foram distribuídos em dois grupos: Grupo A. Indivíduos com extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo; Grupo B. Indivíduos com a extensão do quadril sem associação com a dorsiflexão do tornozelo ou com flexão do quadril. (Figura 03) De acordo com a velocidade da marcha, os indivíduos foram classificados em três grupos: indivíduos com deambulação comunitária (> 0,8 m/s), com limitada deambulação comunitária (0,4 a 0,8 m/s) e com deambulação domiciliar (< 0,4m/s)²⁰.

Para o cálculo amostral foi utilizado um nível de significância de 5%, um desvio padrão de 10.9 e um erro máximo da estimativa de 4.5¹⁷, encontrando uma amostra de 23 participantes. A análise estatística foi feita através do software *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), versão 14.0 *for Windows*. Foi realizada a análise descritiva para todas as variáveis, sendo apresentadas em proporção, média e desvio padrão ou mediana e intervalo interquartil de acordo com a distribuição da amostra, verificada pelo teste Shapiro-wilk. Em seguida na análise univariada foi utilizado o teste t de Student independente e teste Mann-Whitney para as variáveis contínuas e as categóricas através do teste Qui quadrado. Para as correlações foi utilizado o teste de Spearman. Em todas as análises estatísticas foi considerado um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

RESULTADOS

Foram avaliados 22 indivíduos hemiparéticos após AVC, sendo a maioria dos indivíduos do sexo masculino (64%), média de idade de 49 (± 9) anos, com AVC isquêmico (86%) e com predomínio do comprometimento no hemisfério cerebral direito (68%) e apresentando gravidade moderada do AVC, com mediana do *NIHSS* de 5 pontos (variando de 4-7). A mediana do tempo, desde o último AVC, foi de 47 meses (variando de 33 a 69) e a média do índice de massa corpórea foi de 26,3 kg/m² (± 4), sendo esses indivíduos identificados com sobrepeso. A mobilidade funcional avaliada pelo TUG apresentou mediana de 24 segundos (variando de 20-29), caracterizando mobilidade funcional comprometida.

Na tabela 1 apresentamos a comparação das características sociodemográficas e clínicas dos indivíduos hemiparéticos de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé.

Tabela 01- Comparação das características sociodemográficas e clínicas dos indivíduos hemiparéticos após AVC de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé

Distr Variáveis	Marcha			SPP		
	EQ c/ DT (n=9)	EQ s/ DT (n=13)	p valor	Duração < 2,3seg (n=11)	Duração > 2,3 seg (n=11)	p valor
Idade , média ±DP	46±10	51±8	0,20	48±9	50±9	0,80
Gênero , n (%)						
Feminino	4(44)	4 (31)	0,85	5(46)	3(27)	0,25
Masculino	5 (56)	9 (69)		6(54)	8(73)	
IMC , média ±DP	26±5	26±3	0,97	25±5	27±4	0,25
Tipo de AVC , n (%)						
Isquêmico	8(89)	11(85)	0,77	10 (91)	9(82)	0,53
Hemorragico	1(11)	2(15)		1(9)	2(18)	
Tempo de AVC , mediana (IQ)	41(23-86)	51(35-67)	0,89	41(14-67)	51(33-89)	0,49
Hemisfério , n (%)						
Direito	5(56)	10(77)	0,29	8(73)	7(64)	0,65
Esquerdo	4(44)	3(23)		3(27)	4(36)	
Gravidade do AVC (NIHSS) mediana (IQ)	4(3-7)	4(3-5)	0,26	4(3-5)*	6(4-9)*	0,03
M F , segundos, mediana (IQ)	20(17-21)*	28(24-32)*	<0,01	23(20-28)	26(20-30)	0,75

IMC: índice de massa corpórea; M F: mobilidade funcional; NIHSS: *National Institutes Of Health Stroke Scale*; EQ com DT: extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo; EQ sem DT: extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo; SPP: sentado para de pé; *p<0.05 test Mann-Whitney; DP: Desvio padrão; IQ: Intervalo interquartil.

A tabela 02 mostra a comparação das características cinemáticas angulares, temporais e espacial do passar de sentado para de pé e da marcha de acordo a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé.

Tabela 02- Comparação das características cinemáticas angulares, temporais e espacial do passar de sentado para de pé e da marcha de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé

Variáveis	Marcha			SPP		
	EQ c/ DT (n=9)	EQ s/ DT (n=13)	p valor	Duração < 2,3seg (n=11)	Duração > 2,3 seg (n=11)	p valor
SPP						
Cinemática angular , média ± DP, graus						
Ângulo Quadril inicial	110,6±4,9	113,7±7,5	0,28	110,2±5,1	114,6±7,4	0,12
Ângulo Quadril min	93,2±2,9	96,1±6,8	0,24	94,4±3,6	95,5±7,3	0,67
Ângulo Quadril máx	181,1±7,1	175,3±11,5	0,19	178,5±8,0	176,9±12,3	0,73
ADM extensão Quadril	86,5±9,9	79,2±13,2	0,17	82,9±8,1	81,5±15,8	0,79
Deslocamento Tronco Anterior	17,3±4,9	17,6±5,0	0,91	15,8±3,3	19,1±5,6	0,11
Ângulo Tornozelo inicial	106,6±3,7*	114,0±9,8*	0,04	107,9±5,2	113,9±10,3	0,10
Ângulo tornozelo min	99,3±3,9*	108,5±9,7*	0,01	102,3±5,8	107,2±11,1	0,21
Ângulo tornozelo máx	114,7±4,8	120,3±9,0	0,10	116,0±5,0	120,1±9,9	0,25

Continuação tabela 02- Comparação das características cinemáticas angulares, temporais e espacial do passar de sentado para de pé e da marcha de acordo com a extensão do quadril apresentada no apoio final e a duração do passar de sentado para de pé

Cinemática temporal,						
Duração Total, segundos, mediana (IQ)	2,2(1,9-2,5)	2,6(2-2,8)	0,24	1,9(1,8-2,2)*	2,7(2,6-3)*	<0,01
Ascensão, segundos, média ±DP	1,3±0,4	1,3±0,3	0,83	1,1±0,3*	1,4±0,3*	<0,01
Preparação, segundos, mediana (IQ)	1,1(0,8-1,4)	1,1(1-1,2)	0,44	0,9(0,8-1,1)*	1,3 (1,1-1,5)*	<0,01
Velocidade Y máx, m/s, média ±DP	0,8±0,2	0,6±0,2	0,09	0,8±0,2	0,6±0,2	0,12
Velocidade Y min, m/s, média ±DP	0,2±0,09	0,2±0,09	0,86	0,2±0,07	0,2±0,1	0,60
Velocidade X máx, m/s média ±DP	0,7±0,2	0,6±0,2	0,30	0,7±0,1	0,6±0,2	0,18
Velocidade X min, m/s média ±DP	0,1±0,1	0,2±0,06	0,62	0,1±0,06	0,2±0,1	0,12
Marcha						
Cinemática angular, média ± DP, graus						
Ângulo Quadril	190±7	187±9	0,37	186±9	191±6	0,14
Ângulo Tornozelo	107±6*	120±8*	<0,01	111±7	118±11	0,08
Cinemática temporal, média ±DP						
Cadência, passos/min	82±9*	69±13*	0,03	73±13	76±13	0,55
Velocidade, m/s	0,6±0,2*	0,4±0,1*	<0,01	0,5±0,2	0,5±0,2	0,99
Deambulação comunitária n (%)	1 (11)	0 (00)	0,04	0 (00)	1 (9)	0,41
Limitada deambulação comunitária n (%)	7 (78)	5 (38)		7 (64)	5 (45)	
Deambulação domiciliar n (%)	1 (11)	8 (62) [‡]		4 (36)	5 (46)	
Cinemática espacial, média ±DP						
Comprimento da passada, metros	0,9±0,1*	0,6±0,2*	<0,01	0,7±0,2	0,7±0,2	0,67

EQ com DT: extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo; EQ sem DT: extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo; SPP: sentado para de pé; m/s: metros por segundos; *p<0,05 test t student independente; [‡]p<0,05 teste qui-quadrado.

A tabela 3 apresenta as correlações entre parâmetros têmporo-espaciais da marcha e do passar de sentado para de pé com a mobilidade funcional comprometida. De acordo com a tabela 4 não foram encontradas correlações significativas entre os parâmetros têmporo-espacial do passar de sentado para de pé e a marcha.

Tabela 03- Correlações entre os parâmetros têmporo-espaciais da marcha e do passar de sentado para de pé e mobilidade funcional comprometida dos indivíduos hemiparéticos após AVC

Marcha	r²	P	SPP	r²	P
Velocidade*MFC	-0,87	<0,01	Duração total*MFC	0,19	0,41
Cadência*MFC	-0,72	<0,01	Duração da preparação*MFC	0,09	0,68
Comprimento da passada*MFC	-0,71	<0,01	Duração da ascensão*MFC	0,02	0,94

MFC: mobilidade funcional comprometida; SPP: sentado para de pé; Correlação de Spearman; r²: coeficiente de correlação

Tabela 04- Correlações entre a duração total e as durações das fases do passar de sentado para de pé e os parâmetros têmporo-espaciais da marcha dos indivíduos hemiparéticos após AVC

	Velocidade		Cadência		Comprimento da passada	
	r²	P	r²	P	r²	P
Duração total	-0,31	0,16	-0,08	0,73	-0,30	0,18
Duração da preparação	-0,16	0,47	-0,03	0,90	-0,21	0,36
Duração da ascensão	-0,18	0,43	0,05	0,81	-0,23	0,30

Correlação de Spearman; r²: coeficiente de correlação

DISCUSSÃO

Este estudo investigou os parâmetros cinemáticos do passar de sentado para de pé e da marcha em indivíduos hemiparéticos após AVC e identificou uma associação entre os parâmetros cinemáticos angulares de ambas as tarefas. Ou seja, os indivíduos que tiveram maior dorsiflexão do tornozelo no início e durante o passar de sentado para de pé apresentaram a extensão do quadril associada à dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio final da marcha, sendo esta diferença estatisticamente significativa.

Um ensaio clínico que realizou a mobilização passiva do tornozelo associado à prática de tarefas funcionais, incluindo o passar de sentado para de pé e a marcha, verificou melhora na duração da realização destas atividades. Entretanto, os autores não puderam afirmar que isso pudesse impactar na cinemática angular destas atividades. Chamam a atenção, para a complexa e não linear relação entre a deficiência da estrutura do corpo, representada pelo comprometimento da amplitude articular do tornozelo e o desempenho nas atividades funcionais²¹.

As relações temporais e espaciais entre o passar de sentado para de pé e a marcha já foram descritas em diferentes estudos^{22,17,23}. Sendo identificado que os indivíduos hemiparéticos com menor tempo de duração no passar de sentado para de pé apresentaram maior número de passos por minuto e maior velocidade na marcha¹⁷. Diferentemente, na população deste estudo, cujos indivíduos hemiparéticos apresentavam um maior tempo após o AVC, a utilização de diferentes estratégias de controle motor na execução das atividades^{24,25} pode ter influenciado a divergência de resultados entre o presente estudo e a literatura. As pesquisas que apresentaram relação entre as duas atividades foram realizadas em uma população idosa e com menor tempo de AVC quando comparada à população deste estudo^{22,17,23}.

Os indivíduos que apresentaram extensão do quadril e dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha cursaram com parâmetros cinemáticos angulares e têmporo-espaciais mais adequados. Por outro lado, os demais apresentaram flexão do quadril ou extensão do quadril sem dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha, associado a compensações em joelho e/ou região lombar. O maior comprimento da passada, velocidade e cadência coincidiam com maior extensão do quadril tanto no apoio médio como no final^{26,27,28,29}. No entanto, a contribuição da dorsiflexão do tornozelo não aparece como fator que influencie diretamente a velocidade^{26,27,28}. Contrariando esses achados, estudo prévio revelou que os indivíduos que apresentaram uma maior amplitude de movimento no tornozelo cursaram com maior velocidade³⁰, sugerindo, portanto, a contribuição desta amplitude de movimento para o desempenho da marcha.

No presente estudo foi observado que os indivíduos que não apresentavam a extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha eram predominantemente deambuladores domiciliares. Esses indivíduos foram similares aos deambuladores funcionalmente inferiores descritos por Straudi e colaboradores, cujo grupo foi caracterizado por falta de extensão do quadril e reduzida dorsiflexão no apoio final da marcha, reduzida cadência e comprimento da passada²⁸.

Os indivíduos que apresentaram extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha cursaram com uma mobilidade funcional menos comprometida. A relação da extensão do quadril e a velocidade da marcha já foram descritas anteriormente^{27,28,29}, o que pode justificar o melhor desempenho do TUG nestes indivíduos. Em conformidade com

pesquisas prévias^{31,32}, neste estudo foram identificadas correlações significativas entre os parâmetros têmporo-espaciais da marcha e a mobilidade funcional comprometida. No estudo de Bonyaud e colaboradores, apesar de demonstrar as correlações com as mesmas variáveis deste estudo, o tempo na fase de apoio unipodal no membro parético foi o principal preditor de melhor desempenho no TUG³¹.

Neste estudo, os indivíduos hemiparéticos que tiveram uma duração do passar de sentado para de pé menor que 2,3 segundos apresentaram menores valores na duração das fases e a população geral do estudo apresentou uma duração total e da fase da ascensão, inferior à encontrada na literatura^{33,34,35,36}.

A realização da análise cinemática apenas na população com AVC, sem grupo de comparação, pode ter comprometido a identificação do real impacto do AVC nos parâmetros cinemáticos das tarefas funcionais analisadas. Sugere-se futuras investigações que incluam uma análise comparativa com os dados cinemáticos de indivíduos saudáveis.

CONCLUSÕES

Este estudo demonstrou que, em indivíduos hemiparéticos após AVC, o parâmetro angular de dorsiflexão do tornozelo no passar de sentado para de pé, esteve associado à extensão do quadril com dorsiflexão do tornozelo no apoio final da marcha. Indivíduos que apresentaram este posicionamento nesta fase da marcha, cursaram com parâmetros têmporo-espaciais da marcha mais adequados e esses parâmetros apresentaram correlações significativas com a mobilidade funcional comprometida.

AGRADECIMENTOS

Nós agradecemos ao Dr. Jmary Oliveira e colaboradores do Ambulatório de Doenças Cerebrovasculares da Universidade Federal da Bahia, pela parceria na realização desta pesquisa.

DECLARAÇÃO DE INTERESSES

Os autores declaram que não houve conflito de interesses.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Campfens SF, Zandvliet SB, Meskers CGM, Schouten AC, Van Putten MJAM, Kooij VDH. Poor motor function is associated with reduced sensory processing after stroke. *Exp Brain Res*. 2015; 233:1339–1349.
2. Vidone E, Boyd L. Preserved motor learning after stroke is related to the degree of proprioceptive deficit. *Behavioral and Brain Functions*. 2009; 5:36.
3. Tyson SF, Chillala J, Hanley M, Selley A, Tallis RC. Distribution of weakness in the upper and lower limbs post-stroke. *Disability and Rehabilitation*. 2006; 28(11):715-719.
4. Briere A, Lauziere S, Gravel D, Nadeau S. Perception of Weight-Bearing Distribution During Sit-to-Stand Tasks in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke*. 2010; 41:1704-1708.

5. Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley A, Tallis RC. Balance Disability After Stroke. *Phys Ther* 2006; 86:30-38.
6. Han J, Kim Y, Kim KY. Effects of foot position of the nonparetic side during sit-to-stand training on postural balance in patients with stroke. *J. Phys. Ther. Sci.* 2015; 27: 2625–2627.
7. Buurke JH, Nene AV, Kwakkel G, Erren-Wolters V, Ijzerman MJ and Hermens HJ. Recoveru of gait after stroke: what changes? *Neurorehabil Neural Repair.* 2008; 22: 676-683.
8. Burnfield JM, McCrory B, Yu S, Buster TW, Taylor AP, Goldman AJ. Comparative Kinematic and Electromyographic Assessment of Clinician- and Device-Assisted Sit-to-Stand Transfers in Patients With Stroke. *Physical.* 2013; 93:1331-1334.
9. Etnyre B, Thomas DQ. Event Standardization of Sit-to-Stand Movements. *Physical Therapy* 2007; 87:1651-1666.
10. Boukadida A, Piotte F, Dehail P, Nadeau S. Determinants of sit to stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine.* 2015; 58:167-172.
11. Cameron DM, Bohannon RW, Garrett GE, Owen SV, Cameron DA. Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clinical Biomechanics.* 2003; 18: 332–340.
12. Lee MY, Lee HY. Analysis for Sit-to-Stand Performance According to the Angle of Knee Flexion in Individuals with Hemiparesis. *J. Phys. Ther. Sci.* 2013; 25: 1583–1585.
13. 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.* 2008, Setember:1-8.
14. Fotoohabadi MR, Tully EA, Galea MP. Kinematics of rising from a chair: image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. *Phys Ther.* 2010; 90: 561-571.
15. Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH: Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004; 83:10–16.
16. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P. How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *Journal of Rehabilitation Medicine.* 2006; 38(3):186-191.
17. Chou SW, Wong AMK, Leong CP, Hong WS, Tang FT, Lin TH: Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003; 82:42–47.
18. Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Teixeira- Salmela L. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med.* 2008; 40: 200-207.
19. Perry, Jacquelin. *Análise de marcha.* Vol.1. São Paulo: Manole, 2005.
20. Schmid A , Duncan PW, Studenski S, Lai SM. Improvements in speed-based classifications are meaningful. *Stroke.* 2007; 38:2096-2100.

21. Kludding P M, Effects of ankle joint mobilization in adults poststroke: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89:449-456.
22. Boyne P, Israel S, Dunning K. Speed-dependent body weight supported sit-to-stand training in chronic stroke: a case series. *JNPT*. 2011; 35:178–184.
23. Monger C, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2002; 16:361–367.
24. Chen G, Patten C, Kotare DH, Zajack F. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*. 2005; 22:51-56.
25. Chen CL, Chen HC, Tang SFT, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82:925–935.
26. Boudarham J, Roche N, Pradon D, Bonnyaud C, Bensmail D, Zory R. Variations in Kinematics during Clinical Gait Analysis in Stroke Patients. *PLOS ONE*. 2013; 8(6): e66421.
27. Jonkers I, Delp S, Patten C. Capacity to Increase Walking Speed is Limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait Posture*. 2009; 29(1): 129–137.
28. Straudi S, Manca M, Aiello E, Ferraresi G, Cavazza S, Basaglia N. Sagittal plane kinematic analysis of the six-minute walk test: a classification of hemiplegic gait. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2009; 45:341-347.
29. Lamontagne A, Fung J. Faster is better. Implications for speed-intensive gait training after stroke. *Stroke*. 2004;35:2543-2548.
30. Chisholm AE, Perry SD, McIlroy WE. Correlations between ankle –foot impairments and drooped foot gait deviations among stroke survivors. *Clinical Biomechanics*. 2013;28: 1049-1054.
31. Bonnyaud C, Pradon D, Zorya R, Bensmail D, Vuillermec N, Rochea N. Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 2015; 36:73–80.
32. Shamay S Ng, Hui Chan C. The timed up & and go: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86:1641-1647.
33. Silva P, Franco J, Gusmão A, Moura J, Teixeira-Salmela L, Faria C. Trunk Strength is associated with sit to stand performance in both stroke and healthy subject. *European Journal of Physical and rehabilitation Medicine*. 2015, february.
34. Janssen WGM, Busmann JBJ, Horemans HLD, Stam HJ. Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement. *Med Biol Eng Comput* 2008; 46:879–887.
35. Galli M, Cimolin V, Crivelline M, Capanini I. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture*. 2008; 28:80-85.

36. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, Mcfadyen B, Pottie F. 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*. 2006; 21: 585-593.

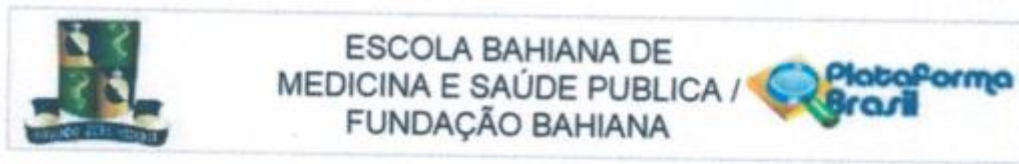
ANEXOS

Anexo 1 - National Institutes of Health Stroke Scale

National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS) – circular a pontuação do paciente:

Parâmetro	Pontuação
1a. Nível de consciência	0=alerta; 1=desperta com estímulo verbal; 2=desperta somente com estímulo doloroso; 3=resposta reflexa a estímulo álgico.
1b. Orientação: idade e mês	0=ambos corretos; 1=um correto; 2=ambos incorretos.
1c. Comandos: abrir/fechar olhos, apertar e soltar mão	0=ambos corretos; 1=um correto; 2=ambos incorretos.
2. Motricidade ocular (voluntária ou olhos de boneca)	0=normal; 1=paresia do olhar conjugado; 2=desvio conjugado do olhar.
3. Campos visuais	0=normal; 1=hemianopsia parcial, quadrantanopsia, extinção; 2=hemianopsia completa; 3=cegueira cortical.
4. Paresia facial	0=normal; 1=paresia mínima (aspecto normal em repouso, sorriso assimétrico); 2=paresia/segmento inferior da face; 3=paresia/segmentos superior e inferior da face.
5. Motor membro superior: braços entendidos 90° (sentado) ou 45° (deitado) por 10 s. 6. Motor membro inferior: elevar perna a 30° deitado por 5 s.	0=sem queda; 1=queda, mas não atinge o leito; 2=força contra gravidade mas não sustenta; 3=sem força contra gravidade, mas qualquer movimento mínimo conta; 4=sem movimento. MSD MSE MID MIE
7. Ataxia apendicular	0=sem ataxia (ou afásico, hemiplégico); 1=ataxia em membro superior ou inferior; 2=ataxia em membro superior e inferior.
8. Sensibilidade dolorosa	0=normal; 1=déficit unilateral mas reconhece o estímulo (ou afásico, confuso); 2=paciente não reconhece o estímulo ou coma ou déficit bilateral.
9. Linguagem	0=normal; 1=afasia leve-moderada (compreensível); 2=afasia severa (quase sem troca de informações); 3=mudo, afasia global, coma.
10. Disartria	0=normal; 1=leve a moderada; 2=severa, ininteligível ou mudo; X=intubado.
11. Extinção/negligência	0=normal; 1=negligência ou extinção em uma modalidade sensorial; 2=negligência em mais de uma modalidade sensorial.

Anexo 2 - Parecer consubstanciado do CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Associação entre os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e os da marcha em pacientes hemiparéticos após AVC.

Pesquisador: Elen Beatriz Carneiro Pinto

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 31038014.7.0000.5544

Instituição Proponente: Fundação Bahiana para Desenvolvimento das Ciências - FUNDECI

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 725.920

Data da Relatoria: 23/07/2014

Apresentação do Projeto:

Frequentemente o AVC compromete a transferência de sentado para de pé, variando desde a incapacidade de realizar este movimento até a execução assimétrica. A literatura mostra requisitos biomecânicos semelhantes para a marcha e para transferir-se de sentado para de pé, porém oferece poucos estudos que associem diretamente a atividade de levantar de uma cadeira com a marcha. Conhecer os parâmetros biomecânicos que envolvem a transferência de sentado para de pé e a marcha e a correlação destes com a mobilidade funcional e risco de queda, podem favorecer um diagnóstico funcional mais fidedigno e nortear a escolha de condutas direcionadas à funcionalidade.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Verificar a associação entre os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e os

Endereço: RUA FREI HENRIQUE, N° 08.

Bairro: NAZARÉ

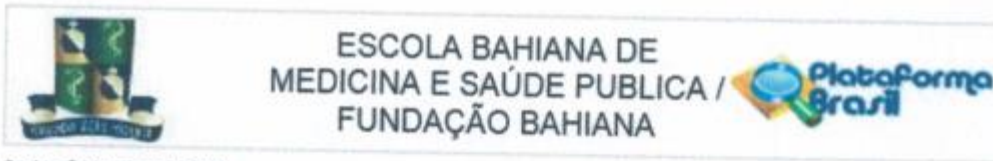
CEP: 40.050-420

UF: BA

Município: SALVADOR

Telefone: (71)2101-2944

E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 725.920

da

marcha em pacientes hemiparéticos após AVC.

Objetivo Secundário:

Correlacionar os parâmetros cinemáticos da transferência de sentado para de pé e da marcha com a mobilidade funcional e risco de queda em pacientes hemiparéticos após AVC.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Todos os pacientes serão acompanhados em todo o percurso durante o teste e desempenhos para que, em caso de instabilidade o risco de queda seja evitado. Além disso a coleta será feita no ambulatório contando com a presença da equipe médica.

Benefícios:

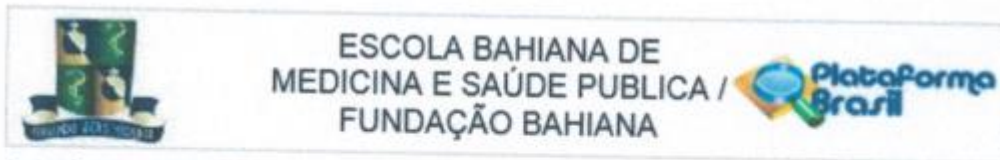
A pesquisa não trará benefícios diretos para o participante deste estudo entretanto possibilitará aos profissionais de saúde um maior conhecimento sobre os parâmetros biomecânicos que envolve a transferência de sentado para de pé e a marcha e sua correlação com a mobilidade funcional e queda, além de favorecer um diagnóstico funcional mais fidedigno e nortear a escolha de condutas direcionadas a funcionalidade.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo transversal analítico. A população alvo será de sujeitos com diagnóstico de AVC, de ambos os sexos e com idade superior a 21 anos. A amostra será composta por indivíduos provenientes do ambulatório de Doença Cérebrovascular, da Universidade Federal da Bahia (UFBA) e Clínica Avançada de Fisioterapia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP). Aspectos clínicos a serem avaliados e métodos de avaliação:

Os dados demográficos e características clínicas do grupo serão coletados através de um questionário estruturado incluindo: nome, idade e gênero, tipo, data do último episódio, lateralidade, local e número de

Endereço: RUA FREI HENRIQUE, Nº 08.
 Bairro: NAZARÉ CEP: 40.050-420
 UF: BA Município: SALVADOR
 Telefone: (71)2101-2944 E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 725.920

episódios do AVC.

A gravidade do AVC será mensurada através da National Institutes Of Health Stroke Scale (NIHSS)19. Para avaliar parâmetros cinemáticos do levantar e da marcha

(velocidades, distâncias e ângulos das principais articulações) será utilizado software livre CVMob20.

O Timed Up & Go (TUG) será utilizado para avaliar a mobilidade funcional e risco de queda.

23.ProcedimentosEste projeto será encaminhado ao Comitê de ética e Pesquisa e após aprovação, os indivíduos serão convidados a participarem da pesquisa.

Posteriormente será feito a aplicação do questionário estruturado

e classificação da gravidade do AVC. Em seguida serão colocados marcadores nas articulações e após comando verbal "prepare-se e levante" os

indivíduos irão realizar a tarefa de transferência de sentado para de pé na sua velocidade natural. A

transferência será filmada pela máquina fotográfica GOpro Hero 3 Edição Black. Os dados cinemáticos obtidos serão analisados pelo software livre CVmob (computation vision mobility).

Entendemos como uma pesquisa exequível, bem consubstanciada e de grande relevância acadêmica para a área de estudo.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto: totalmente preenchida e assinado pelo representante institucional;

Cronograma: adequado ao tramite do CEP;

Orçamento: adequado indicando que o pesquisador arcará com os custos;

TCLE: adequado às exigências deste CEP

Declaração de concordância da Instituição: anexada e assinada pelo responsável.

Recomendações:

Sugerimos, a título de contribuição, que no título os termos "sentado para de pé" possa ser substituído para "de sedestração para ortostase".

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sanadas as pendências anteriormente assinaladas relativas ao TCLE e cronograma, o projeto

Endereço: RUA FREI HENRIQUE, Nº 08.

Bairro: NAZARÉ

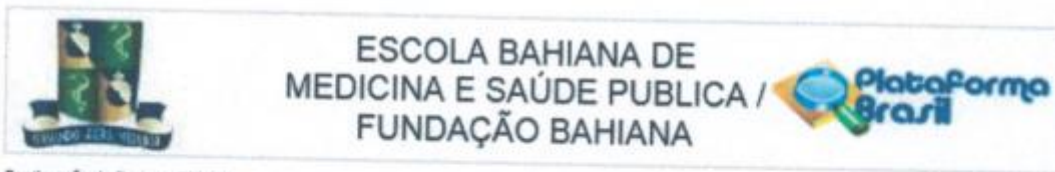
UF: BA

Município: SALVADOR

CEP: 40.050-420

Telefone: (71)2101-2944

E-mail: cep@bahiana.edu.br



Continuação do Parecer: 725 820

garante o atendimento aos princípios básicos da bioética para pesquisa com seres humanos preconizados pela Res. 466/12 do CNS: autonomia dos participantes, equidade, beneficência e não maleficência.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Atenção : o não cumprimento à Res. 466/12 do CNS abaixo transcrita implicará na impossibilidade de avaliação de novos projetos deste pesquisador. Tendo sido sanadas as pendências anteriormente assinaladas e, estando de acordo com a Res. 466/12 do CNS o projeto encontra-se exequível.

XI 2 DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL

XI.1 - A responsabilidade do pesquisador é indelegável e indeclinável e compreende os aspectos éticos e legais.

XI.2 - Cabe ao pesquisador: a) e b) (...)

- c) desenvolver o projeto conforme delineado;
- d) elaborar e apresentar os relatórios parciais e final;
- e) apresentar dados solicitados pelo CEP ou pela CONEP a qualquer momento;
- f) manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período de 5 anos após o término da pesquisa;
- g) encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico integrante do projeto; e
- h) justificar fundamentadamente, perante o CEP ou a CONEP, interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados

Endereço: RUA FREI HENRIQUE, Nº 08.

Bairro: NAZARÉ

UF: BA

Município: SALVADOR

CEP: 40 050-420

Telefone: (71)2101-2944

E-mail: cep@bahiana.edu.br

Página 04 de 05



ESCOLA BAHIANA DE
MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA /
FUNDAÇÃO BAHIANA



Continuação do Parecer: 725.920

SALVADOR, 23 de julho de 2014

Assinado por:
Roseny Ferreira
(Coordenador)

Anexo 3 - Artigo publicado na Revista Pesquisa em Fisioterapia



REVISÃO DE LITERATURA

INFLUENCE OF FOOT POSITION IN THE PERFORMANCE OF SIT TO STAND IN POST STROKE HEMIPARETIC PATIENTS

*Claudia Costa Pinto Furtado Machado**, *Moema Pires Guimarães Soares***, *Gabriel Venas Santos****,
*Elen Beatriz Carneiro Pinto*****

Autor correspondente: Claudia Costa Pinto Furtado Machado. E-mail: ccpsfurtado1@bahiana.edu.br

* Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

** Fisioterapeuta, professora assistente do curso de Fisioterapia e Medicina da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e Mestre em Ciências da Família pela Universidade Católica do Salvador

*** Acadêmico do curso de Fisioterapia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública.

**** Fisioterapeuta, Doutora em Ciências da Saúde pela Universidade Federal da Bahia e professora da graduação e pós graduação da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Abstract

Background: Sit to stand is one of the functional tasks that may have been altered in post stroke hemiparetic patients. This transfer may have been altered affected by various extrinsic conditions, among them the position of the feet. **Objective:** systematize the knowledge about the influence of foot placement in the performance of standing up in post stroke hemiparetic patients. **Method:** a non systematic review in the period of March to September 2014 was performed, including original articles published from January 2002 to September 2014. **Results:** 35 articles were found, 8 met the inclusion criteria and were included, 6 of them of observational feature, 1 controlled biomechanical experiment and 1 randomized clinical trial. **Conclusion:** the findings suggest that the choice of foot position interferes in the standing up performance. This aspect should be considered for the evaluation and treatment, allowing the control of variables that interferes on the performance of this task.

Keywords: Stroke; Foot position; Sit- to- stand.

INTRODUCTION

The Stroke is considered as a common cause for mobility reduction and deficit in the execution of daily activities.⁽¹⁾ Hemiparesis is

the most clear dysfunction after stroke (2) and it is characterized by sensorial changes, muscle weakness, postural control impairment and

• Artigo submetido para avaliação em 28/09/2015 e aceito para publicação em 19/10/2015 •

DOI: <http://dx.doi.org/10.17267/2238-2704rpfv5i3.700>

weight bearing distribution asymmetry.^(3,4) All of these changes converge for the development of functional incapacity and gait and raise impairment, are the main aggravating factors of the incapacity.^(3,5)

The task of sit to stand from a chair can be altered in hemiparetic patients. They frequently use the pattern of asymmetrical weight bearing during this movement and it takes more time to do so^(3,4) and this transfer can be affected by various extrinsic conditions, among them the foot position.^(6,8) Previous studies show that training of rising with the paretic foot posterior to the non paretic (non stricken) induced the gain in performance efficiency, functional mobility and balance when compared to the symmetric foot position.⁽⁹⁾

Considering the importance on the motion of standing up as pre requisite to functional independence of people,⁽⁷⁾ the identification of movement determinants that influence in the performance of this task is primordial when choosing appropriate strategies to proper facilitation of this transfer. The purpose of this paper is to systematize the knowledge about the influence of foot position in the performance of standing up in hemiparetic patients post stroke.

METHOD

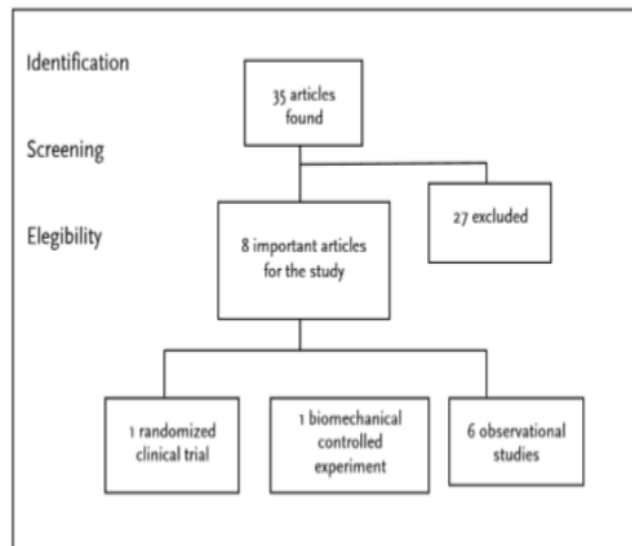
It is a non systematic review, which search was performed using Scielo and Medline database by Pubmed and virtual library Capes. The data gathering was realized in the period of March to September 2014. The key words used were stroke, foot position and sit-to-stand and their correlates in Portuguese/English.

Original articles published from January 2002 to September 2014 were included, and they addressed the influence of foot position in the performance of sit-to-stand transfer in hemiparetic post stroke individuals. The articles that only addressed the sit-to-stand transfer in stroke patients and those that correlated the raising only with the seat height or knee angle were excluded.

RESULTS

Thirty five articles that addressed the standing up motion in hemiparetic patients post stroke were found, 27 were excluded for they didn't address the foot position relation with the performance of standing up in hemiparetic patients after stroke. Eight articles were included, 6 of them observational, 1 controlled biomechanical experiment and 1 randomized clinical trial (Image 01).

Image 1 - Flowchart



Three studies used spontaneous positions (without instructions about the initial position of the feet), symmetric (with 15 degrees of feet dorsiflexion) and asymmetric (with the paretic foot behind the non affected and the unaffected foot behind the paretic).^(8,10,11) Another author performed a study on the same positions, but used the asymmetric moment only with the paretic foot behind the unaffected.⁽¹²⁾ Some studies were performed only with two positions: spontaneous and asymmetric (with the paretic foot behind the uninvolved),⁽¹³⁾ symmetric and asymmetric,⁽⁹⁾ and normal (knee at 90 degrees

and neutral ankle) and posterior (both heels 10 cm behind the normal position).⁽¹⁴⁾ Only one study considered the member position in the normal condition (both members were positioned so that the knee flexion were 100 degrees), in the extended condition (non-affected member was positioned so that the knee stayed 75 degrees of flexion and the paretic limb remained at 100 degrees of flexion) and in a elevated condition (the unaffected limb was positioned in a dense foam while the paretic was flat on the floor with the knee flexion to 100 degrees). These conditions determined the foot position (15). (Table 01)

Table 1 - Relation of foot position and variables of the performance on the transfer from a sit-to-stand position.

Performance on the transfer from a sit-to-stand position

AUTHOR	METHOD/ INSTRUMENTS OF MEASUREMENT	FEET POSITION	L	Ass	J.M.A	E.M.G	D.T	B.M	N.R
Roy et al(2006)	Force platform and Optotrak 3020 System	Spontaneous symmetric Asymmetric I / II	X	X					
Roy et al (2007)	Force platform and Optotrak 3020 System	Spontaneous symmetric Asymmetric I / II				X			
Lecours et al (2008)	Force platform and Optotrak 3020 System	spontaneous Symmetric Asymmetric		X	X			X	
Kwong et al (2014)	Five times sit-to-stand test time	Normal Posterior	X						
Camargos et al (2009)	EMG (MPI5Osw) Balance Master System Triaxial accelerometer	Spontaneous Symmetric Asymmetric I / II	X	X		X			
Farqalt et al (2013)	Repetition counting	Symmetric Asymmetric							X
Duclos et al (2008)	Force platform and Optotrak 3020 System	Spontaneous Asymmetric					X		
Brunt et al (2002)	Electromyography Force platform	Normal condition Extended condition Elevated condition	X			X			

L = Length of the raise; Ass = Asymmetry; J.M.A = Joint moment asymmetry; E.M.G = electromyography; D = displacement; B.M = Body movement; N.R = number of repetitions of the raise.

Source: research data

Source: research data

DISCUSSION

Through this review it was found that there was an influence among the different positions of the feet on the performance of the standing up in hemiparetic subjects after stroke. Three studies using the positioning foot strategies, found shorter time in the performance of standing up from spontaneous position when compared to the symmetric and asymmetric in hemiparetic patients.^(8,11,13) The duration to complete the task on the spontaneous position of feet on the above studies was shorter (2,6; 2,7 and 1,93 s) than reported by Chou e outros,⁽⁵⁾ 2003, in his study about hemiparetic subjects (4,5s).

A recent study examining the position of feet and arms during the five times sit-to-stand test showed that posterior position of feet compared to the normal position, exhibited shorter duration and therefore a better performance, regardless the position of the arms.⁽⁴⁾ Corroborating with these findings, a study showed the posterior positioning of foot allows a more efficient movement of standing up with reduction of anterior displacement of body gravity center.⁽¹⁶⁾ Furthermore Brunt e outros,⁽¹⁵⁾ 2002 reported an increase in this time when the paretic limb was behind the uninvolved and even more when the uninvolved was in a more elevated position than the paretic.

Hemiparetic individuals showed differences in vertical reaction forces and knee joint moment between the sides, the spontaneous, symmetrical and asymmetrical positions of the feet, but was less marked in the asymmetric position.⁽¹²⁾ The asymmetric position of the feet, with the paretic foot positioned behind the uninvolved, largely reduced the difference in the distribution of the vertical reaction force.⁽⁸⁾ This fact was also observed by Roy e outros,⁽¹⁰⁾ 2007, decrease in the net joint moment asymmetry between sides, especially in the transition phase and loss of contact with the seat. On the other hand, recent studies shown a reduction in weight distribution and knee joint moment symmetry measure between the sides in healthy young subjects in the asymmetric position

when compared with the symmetric,⁽¹⁹⁾ but this results divergence is attributed to the different characteristics of population between studies, as hemiparetic and healthy young people were studied, respectively.

Other authors found that hemiparetic subjects showed no difference in simetric weight distribution, regardless of foot position used, concluding that the foot position on the motion of standing up from a seated position should not be a relevant factor for functional performance of these individuals.⁽¹¹⁾ The divergence of results can be explained by the sample of chronic hemiparetic subjects, using different motor control strategies promoting the performance.

Another aspect associated with the difference in weight bearing and the failure in the perception of this distribution in hemiparetic subjects, was the strength of the knee extensors.⁽⁸⁾ Evidence suggests that muscle strength (especially the concentric activity of the knee extensors and ankle extensor and flexor eccentric plantar) and the weight distribution skill in the paretic side are important factors in the ability of standing up.⁽³⁾ The distribution of weight to the paretic foot may favor more tactile and proprioceptive stimulation optimizing the sensory information about joint moment, which would allow member position adjustment.

According to Duclos e outros,⁽¹³⁾ 2008, standing up with the asymmetrical position of feet (paretic foot behind the unaffected one), compared to the spontaneous positioning, enabled reduction of lateral deviation of the center of pressure and shoulders for the unaffected side and oscillation of the body in the frontal plane during the first 25% of the task. There was no significant change in the displacement of the pelvis when compared to the two positions of the feet. Studies using the same asymmetric positioning of the feet, confirmed these findings.^(8,12)

After stroke automatic program to get up may be compromised by muscle weakness in the paretic side.⁽⁵⁾ Study investigated the relationship of muscle strength with the transfer from sitting to

standing identified the association of paretic knee extensors and ankle extensors with the performance of standing up in subjects after stroke.⁽⁶⁾ The biomechanical experiment of Brunt e outros,⁽¹⁵⁾ 2002, showed higher electromyographic activity of the anterior tibial and quadriceps in the paretic limb, with this limb behind the uninvolved and the unaffected one in a higher position in relation to paretic.

Lower electromyographic activity of the hamstrings in symmetric position and higher in the asymmetric and spontaneous position, were found in an observational study that evaluated the effect of foot position on the performance of standing up in hemiparetic subjects. It was not found significant differences between the position of feet and quadriceps and anterior tibial.⁽¹¹⁾ The same study reports that lower activity of the hamstrings is indicative that the posterior positioning of both feet, in other words, in the symmetrical position, reduced the need of joint stabilization. In addition the authors found that the onset of soleus activation was delayed in the asymmetric position (unaffected foot behind the paretic) compared with the spontaneous and that it was activated before the loss of contact with the seat.

Corroborating with this study another author found that in healthy individuals the anterior tibial muscle was the first one to be activated, followed by the quadriceps, hamstrings and finally the soleus. However in hemiparetic subjects, this muscle group was activated almost simultaneously, considering that this pattern of activation of the muscles is due to extensor synergy in these patients, involving the hamstrings, quadriceps and soleus, acting on the hip, knee and ankle, respectively.⁽¹⁹⁾

A randomized clinical trial demonstrated that the training of standing up for four weeks in a group with their feet in the asymmetric position resulted in an increase in the number of repetitions of the task, when compared with the group that trained with the symmetrical position of the feet.⁽⁹⁾ This study reported an increased number of repetitions of a three minute break so to perform more repetitions

within this range it is assumed that the individual has increased the speed of the transfer from a sit-to-stand position. The completion of standing up with the asymmetric foot position provides a greater degree of anteroposterior stability, thereby allowing the movement to be performed at a higher speed.⁽²⁰⁾

CONCLUSION

The findings suggest that the choice of the foot position affects the performance of the task of sit to stand. This should be considered in the evaluation and treatment, enabling to control the variables that affect the performance of this task. One limitation of this study is that we highlight the lack of methodological standardization among studies to establish more insightful conclusions.

REFERENCES

1. Pinto E B, Maso I, Pereira J LB, Fukuda T G, Seixas J C, Menezes D F, Cincura C, Neville I S, Jesus P AP, Oliveira-Filho J. Differential aspects of stroke and congestive heart failure in quality of life reduction: a case series with three comparison groups. *Health and Quality of Life Outcomes*. 2011;9:65. [cited 2015]. Available from: <http://www.hqlo.com/content/9/1/65>
2. Trindade A P N T, Barboza M A, Oliveira F B, Borges A P O. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após Acidente Vascular Cerebral. *Rev Neurociências*. 2011;19:61-67.
3. Lomaglio M J, Eng J J. Muscle strength and weight – bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in patients stroke. *Gait Posture*. 2005;22:126-131. DOI:10.1016/j.gaitpost.2004.08.002
4. Wagner J M, Lang C E, Sahrman S A, Edwards D F, Dromerick A W. Sensorimotor impairments and reaching performance in subjects with post stroke hemiparesis during the first few months of recovery. *Physical Therapy*. 2007;87(6):751-765. [cited 2015]. Available from: <http://ptjournal>.

- apta.org/content/87/6/751/DOI: 10.2522/ptj.20060135
5. Chou S W, Wong A M. K, Leong C P, HONG W S, Tang, F T, Lin T H. Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2003;82:42-47. DOI: 10.1097/O1.PHM.0000043769.93584.4D
 6. Lee M Y, Lee, H Y. Analysis for Sit-to-Stand Performance According to the Angle of Knee Flexion in Individuals with Hemiparesis. *Journal Physical Therapy Science*. 2013;25:1583-1585.
 7. Mazzá C, Croce U D. Sequencing sit to stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait & Posture*. 2005;21:425-431. [cited 2015]. Available from: <http://www.sciencedirect.com/DOI:10.1016/j.apmr.2005.12.037>
 8. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, Mcfadyen B, Pottie F. 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*. 2006;21:585-593. [cited 2015]. Available from: <http://www.sciencedirect.com/DOI:10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007>
 9. Farqalit R, Shahnawaz A. Effect of position during sit to stand training on balance and upright mobility in patients with chronic stroke. *Hong Kong Physiotherapy Journal*. 2013;31:75-80. [cited 2015]. Available from: <http://www.sciencedirect.com/Doi:10.1016/j.hkjp.2013.06.001>
 10. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, Mcfadyen B, Pottie F. Side difference in the hip and knee joint moments during sit to stand and stand to sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*. 2007;22:795-804. [cited 2015]. Available from: <http://www.sciencedirect.com/DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.03.007>
 11. Camargos A C, Gourlat F R P, Salmela L F. T. The effect of foot position on the performance of the sit to stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009; 90:314-320. DOI:10.1016/j.apmr.2008.06.023
 12. Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Teixeira- Salmela L. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*. 2008;40: 200-207. DOI: 10.2340/16501977-0155
 13. . Lateral Trunk Displacement and Stability During Sit-to-Stand Transfer in Relation to Foot Placement in Patients With Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008. DOI:10.1177/1545968308316000
 14. Kwong P W, Ng S S M, Chung R C K, Ng G Y. Foot Placement and Arm Position Affect the Five Times Sit-to-Stand Test Time of Individuals with Chronic Stroke. *BioMed Research International*. 2014. [cited 2015]. Available from: <http://dx.doi.org/10.1155/2014/636530>
 15. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble M A, Shechtman O. The Effect of Foot Placement on Sit to Stand in Healthy Young Subjects and Patients with Hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83:924-929. DOI: doi:10.1053/apmr.2002.3324
 16. Kawagoe S, Tajima N, Chosa E. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopedic Science*. 2000;5:124-133.
 17. Gillete J C, STERVEMER C A. The effects of symmetric and asymmetric foot placements on sit to stand joint moments. *Gait & Posture*. 2012;35:78-82. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.010
 18. Briere A, Lauziere S, Gravel D, Nadeau S. Perception of Weight-Bearing Distribution During Sit-to-Stand Tasks in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke*. 2010;41:1704-1708. DOI: 10.1161/STROKEAHA.110.589473
 19. Cheng P T, Chen C L, Wang C M, Hong W H . Leg Muscle Activation Patterns of Sit-to-Stand Movement in Stroke Patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*. 2004;83:10-16. DOI: 10.1097/O1.PHM.0000104665.34557.56
 20. Clark, K G, Kelly S M, Hartley, Wing A. Effect of Foot Position on Acceleration during Sit to Stand. *Physiotherapy*. 2001;88(3).