

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DE  
PORTO ALEGRE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA  
REABILITAÇÃO**

**Kátia Daniele Rech**

**Correlação entre medidas clínicas e  
instrumentadas na avaliação de  
indivíduos com hemiparesia crônica  
após acidente vascular cerebral.**

**UFCSPA**

Universidade Federal de Ciências da Saúde  
de Porto Alegre

Porto Alegre

2018

**Kátia Daniele Rech**

# **Correlação entre medidas clínicas e instrumentadas na avaliação de indivíduos com hemiparesia crônica após acidente vascular cerebral.**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Fundação Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre como requisito para a obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dra. Aline Souza Pagnussat

Porto Alegre

2018

Catálogo na Publicação

Rech, Kátia Daniele

Correlação entre medidas clínicas e instrumentadas na avaliação de indivíduos com hemiparesia crônica após acidente vascular cerebral. / Kátia Daniele Rech. -- 2018.

47 p. : il., tab. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) -- Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2018.

Orientador(a): Aline Souza Pagnussat.

1. Reabilitação neurofuncional . 2. Fisioterapia. 3. Acidente Vascular Cerebral. 4. Avaliação neurofuncional . 5. Cinemática. I. Título.

Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da UFCSPA com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

**Correlação entre medidas clínicas e instrumentadas  
na avaliação de indivíduos com hemiparesia crônica  
após acidente vascular cerebral.**

**BANCA AVALIADORA**

---

Profa. Dra. Taiza Elaine Grespan dos Santos  
(Pesquisadora PhD e Professora do Programa de Pós-graduação em Neurociência/  
Neurologia).  
Departamento de Neurociências e Ciência do Comportamento.  
Faculdade de medicina de Ribeiro Preto – USP.

---

Profa. Dra. Janice Luisa Lukrafkat  
Departamento de Fisioterapia  
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

---

Prof. Dr. Felipe de Souza Stigger  
Departamento de Fisioterapia  
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

Porto Alegre  
2018

## AGRADECIMENTO

Com carinho e gratidão, à minha orientadora Aline S. Pagnussat, pela atenção, disponibilidade e tranquilidade. Obrigada pelos ensinamentos da área acadêmica à pesquisa. És uma referência profissional e pessoal. Muito obrigada pela oportunidade e confiança.

A Ana Paula Salazar, por ter dividido comigo esse projeto, imprimindo enorme dedicação na pesquisa. Ultrapassando a relação doutoranda-mestranda, agradeço pela amizade construída, pelo carinho e ajuda nos momentos mais difíceis. Tu és uma pessoa ímpar e de uma energia contagiante.

Às integrantes do Projeto Stroke, pelo empenho e dedicação. Registro minha alegria em dividir esse projeto com vocês e o trabalho incansável, sem o qual nenhum resultado seria possível. Ritchele Marchese, obrigada pela ajuda, preocupação e palavras amigas. Às IC's Bruna, Caroline e Maria Laura, minha gratidão por ter, de alguma forma, participado do crescimento profissional de vocês. Será um orgulho tê-las como colegas de profissão.

Aos meus colegas do Grupo de Pesquisa em Análise de Movimento e Reabilitação Neuromuscular – GNeR, obrigada pelos momentos de estudos, reflexões e dicas. Maira, Camila, Alexandre, Giulia, Bárbara e Elren, cada um do seu jeito único, deixaram essa jornada mais leve e produtiva.

Aos pacientes da pesquisa, que dividiriam conosco suas histórias, nos receberam em suas casas e estiveram na Universidade sempre tão dispostos. Aos meus pacientes, pelo incentivo e compreensão pelas inúmeras mudanças de horários dos atendimentos. Aprendo todos os dias com vocês!

A todos meus amigos que acompanharam, de perto ou de longe, esses últimos dois anos. Especialmente às minhas amigas de infância, por compreenderem quando não pude dar a atenção merecida e por essa longa e linda amizade.

Ao meu namorado, por todo incentivo, por me inspirar a ter um pensamento singular, por ser essa pessoa tão culta e generosa. Com toda a certeza essa conquista existe porque houve um baile de gala. Obrigada! Te amo!

E agradeço à minha família, que ao longo da vida me ensinou os valores e princípios que tanto estimo. Pai, que sei que está sempre comigo. Mãe, Sonia, Eliane e Fábio, amo vocês demais. À minha querida afilhada e amados sobrinhos, por me encherem tanto de amor e ternura. A saudade do convívio com vocês é, certamente, o maior desafio.

### **Epígrafe**

“A verdadeira viagem de descobrimento  
não consiste em procurar novas  
paisagens, e sim em ver com  
novos olhos.”

**Marcel Proust.**

## RESUMO

O acidente vascular cerebral (AVC) é uma doença cerebrovascular de alta incidência e morbidade na população brasileira, considerada uma das principais causas de incapacidade em adultos. A lesão cerebral ocasionada pelo AVC geralmente leva a comprometimentos motores que reduzem a capacidade funcional dos sujeitos acometidos. Frente a isso, é essencial a investigação de abordagens mais adequadas na reabilitação desses sujeitos. Objetivo: verificar a relação entre avaliações clínicas do comprometimento da função motora do membro superior (MS) com medida instrumentada do desempenho motor e da qualidade do movimento do MS e correlacionar as escalas clínicas do membro inferior (MI) com a avaliação instrumentada do desempenho motor do MI em indivíduos com hemiparesia crônica após AVC. Métodos: estudo observacional transversal, no qual foram incluídos trinta e quatro indivíduos após o AVC. A avaliação de Fugl Meyer (FMA) e a escala modificada de Ashworth (MAS) foram utilizadas para avaliar clinicamente o comprometimento motor e a espasticidade, respectivamente. As medidas instrumentadas incluíram a análise cinemática do MS para avaliar o desempenho motor (tempo do ciclo do movimento, velocidade de fase de ida e retorno) e a qualidade do movimento (amplitude de movimento, suavidade e deslocamento de tronco). Além disso, um sistema de unidade de medida inercial foi utilizado para avaliar o desempenho motor dos MI durante a análise da marcha (teste de caminhada dos 10 metros) e da mobilidade funcional (*Timed up & Go test*). Os dados foram analisados por meio dos coeficientes de correlação de Spearman e Pearson, regressão múltipla e *receiver operator characteristic curve* (curva ROC). Resultados: A FMA de MS correlacionou-se significativamente com o desempenho motor (tempo do ciclo do movimento,  $r=-.567$ ) e a qualidade do movimento (amplitude de movimento de cotovelo,  $r=.776$ ) do MS durante a tarefa de alcance. Além disso, a FMA isolada conseguiu prever da variação no deslocamento anterior do tronco. Da mesma forma, o MI da FMA apresentou relação com o desempenho motor do MI tanto na análise da marcha (velocidade da marcha,  $r=.602$ ), como na avaliação da mobilidade funcional instrumentada (tempo total do teste,  $r=-.630$ ). A MAS esteve mais correlacionada com a qualidade do movimento do MS (MAS de cotovelo com deslocamento de tronco,  $r=0,638$ ) do que com o desempenho motor do MS e do MI. Conclusões: esses resultados sugerem que a FMA pode ser usada, na prática clínica, para inferir a qualidade do movimento do MS, e o desempenho motor tanto de MS quanto de MI. A MAS, por sua vez, somente permite presumir informações sobre a qualidade do movimento do MS parético de indivíduos com hemiparesia crônica após o AVC.

Palavras-chave: Acidente vascular cerebral; Extremidade Superior; Extremidade Inferior; Reabilitação do Acidente Vascular Cerebral; Atividade Motora; Espasticidade Muscular

## ABSTRACT

Stroke is a cerebrovascular disease with a high incidence and morbidity in Brazil. Stroke often results in motor impairment that reduces the functional capacity in post-stroke subjects. In this sense, the research and developmental of adequate approaches are important in stroke rehabilitation. Objective: to verify the relation between clinical and instrumented motor function measures in chronic post-stroke subjects. Specifically, to correlate UL clinical assessments of motor impairment (FMA) and spasticity (MAS) with UL motor performance and movement quality evaluated by instrumented systems. Additionally, to investigate the relationship between clinical scales and LL motor performance acquired by instrumented techniques. Methods: Cross-sectional study, including thirty-four post-stroke individuals. The Fugl Meyer Assessment (FMA) and modified Ashworth scale (MAS) were used to clinically evaluate motor impairment and spasticity, respectively. Instrumented measurements comprised UL reaching kinematic analysis to evaluate motor performance (movement time, going and return velocity) and movement quality (range of motion - RoM, smoothness and trunk displacements). Inertial measurements unit was used to evaluate LL motor performance during gait analysis (10-meters walking test) and functional mobility (Timed up & Go test). Data analysis was performed by Spearman and Pearson correlations, multiple regression analysis and receiver operator characteristic curve (ROC). Results: The FMA-UL was significantly related to UL motor performance (movement cycle time,  $r = -.567$ ) and movement quality (elbow RoM,  $r = .776$ ) during reaching task. Furthermore, FMA was efficient to predict trunk anterior displacement variation. In this way, the FMA-LL was related to LL motor performance in both gait analysis (gait velocity,  $r = .602$ ) and the instrumented functional mobility assessment (total time,  $r = -.630$ ). The MAS was more related to UL movement quality (MAS elbow with trunk anterior displacement,  $r = 0.638$ ) than with UL and LL motor performance. Conclusions: These results suggest that FMA may be used in clinical practice to infer movement quality of UL and motor performance of both UL and LL. On the other hand, MAS could be used only to presume information about the paretic UL movement quality of chronic post-stroke subjects.

Key-words: stroke; upper extremity; lower extremity; stroke rehabilitation; motor activity; muscle spasticity.

## **ARTIGO**

<b>Figura 1.</b> Upper limb Reaching task .....	55
---	----

## **LISTA DE TABELAS**

## **ARTIGO**

<b>Tabela 1.</b> Demographic characteristics and clinical measures .....	56
--	----

<b>Tabela 2.</b> Instrumented measures of upper limb and lower limb.....	57
--	----

<b>Tabela 3.</b> Correlation between UL clinical and kinematic measures.....	58
--	----

<b>Tabela 4.</b> Correlation between LL clinical and instrumented measures.....	59
---	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente vascular cerebral
AVDs	Atividades de vida diária
SNC	Sistema nervoso central
CI	<i>Confidence interval</i>
FMA	<i>Fugl-Meyer assessment</i>
MAS	<i>Modified Ashworth scale</i>
TUG	<i>Timed up &amp; go test</i>
TUGi	<i>Timed up &amp; go test instrumentado</i>
MS	Membro superior
MI	Membro inferior
10MWT	Teste de caminhada de 10 metros
STROBE	<i>Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology</i>
RoM	<i>Range of motion</i>
UL	<i>Upper Limb</i>
LL	<i>Lower Limb</i>
IMUs	<i>Inertial Measurement Units</i>
NMU	<i>Number of peak velocity</i>
ROC	<i>Receiver operating characteristic Curve</i>

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	10
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA – CONTEXTUALIZAÇÃO</b>	12
2.1. ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	12
2.2. COMPROMETIMENTO MOTOR	13
2.3. MEDIDAS CLÍNICAS	15
2.3.1. ESCALA DE AVALIAÇÃO DE FUGL-MEYER	16
2.3.2 ESCALA DE ASHWORTH MODIFICA	17
2.4. MEDIDAS INSTRUMENTADAS	17
2.4.1. ANÁLISE CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL POR SISTEMAS OPTOELETRÔNICOS	18
2.4.1.1. ANÁLISE CINEMÁTICA DO MEMBRO SUPERIOR PARÉTICO	19
2.4.2. SISTEMA DE UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL	20
2.4.2.1. ANÁLISE INSTRUMENTADA DA MARCHA HEMIPARÉTICA: IMUS	20
2.4.2.2. AVALIAÇÃO DA MOBILIDADE FUNCIONAL COM IMUS	21
<b>3. REFERÊNCIAS DA REVISÃO</b>	23
<b>4. OBJETIVOS</b>	32
<b>4. ARTIGO</b>	33
<b>5. CONCLUSÃO GERAL</b>	60
<b>ANEXOS</b>	61
ANEXO A: Normas de Formatação do periódico <i>American Journal of Physical Medicine &amp; Rehabilitation</i>	61
ANEXO B: STROBE	86
ANEXO C: Parecer do comitê de ética e pesquisa	88

## INTRODUÇÃO

A nova configuração da vida do brasileiro levou ao aumento dos índices de obesidade, sedentarismo, maus hábitos alimentares, tabagismo e hipertensão arterial sistêmica. Nada obstante, na linha do que se observa em países em desenvolvimento, há aumento da expectativa de vida, o que implica no envelhecimento da população e, como consequência, as doenças crônicas não transmissíveis lideram as causas de morte no país (ROGER et al., 2012; DI PINO et al., 2014). Dentre essas doenças, o acidente vascular cerebral (AVC) acomete significativa parcela da população. Essa patologia afeta entre 112 a 223 pessoas em 100.000 nos países em desenvolvimento e de 73 a 165 em 100.000 em países subdesenvolvidos (FEIGIN et al., 2009).

Após o AVC, grande parte dos sujeitos acometidos apresenta algum grau de incapacidade funcional, e as mais frequentes estão relacionadas ao déficit sensorio-motor. A fraqueza muscular, diminuição da coordenação motora, alterações dos reflexos tônicos e de estiramento, padrões sinérgicos anormais e espasticidade geralmente afetam o hemicorpo contralateral à lesão cerebral. Os indivíduos com hemiparesia podem apresentar prejuízo do desempenho motor e da qualidade do movimento tanto de membro superior (MS) como de membro inferior (MI). De uma maneira geral, os movimentos de indivíduos após AVC são mais lentos, menos suaves e lineares, e podem apresentar estratégias compensatórias. Sendo assim, a maioria mantém limitação funcional para a utilização do MS, prejudicando tarefas funcionais simples, como alcançar um objeto, onde grande parte dos sobreviventes apresenta alteração na marcha e na mobilidade. (RICHARDS e POHL, 1999; NICHOLS-LARSEN et al., 2005).

Nesse sentido, uma avaliação adequada do impacto do comprometimento motor após o AVC é essencial tanto na pesquisa como na prática clínica, sempre visando à reabilitação desses sujeitos. Essa avaliação deve ser feita mediante a adoção de métodos confiáveis e válidos e de ferramentas adequadas, tarefa nem sempre seja fácil para os profissionais da saúde, tendo em vista a ampla gama de instrumentos disponíveis (BUCK et al., 2000). Dentro as avaliações clínicas da função motora, a avaliação de Fugl Meyer (FMA) e a escala de Ashworth modificada (MAS) são amplamente utilizadas em medidas para aferir o comprometimento motor e a espasticidade, respectivamente (SANTISTEBAN et

al., 2016). De acordo com o score da FMA pode-se classificar o nível do comprometimento motor dos indivíduos como leve, moderado ou severo. Por outro lado, a MAS é principal avaliação clínica da espasticidade, consistindo em escala ordinal que quantifica a espasticidade em graus. Embora ambos os métodos sejam baseados em critérios subjetivos de uso, estudos relatam boa viabilidade, validade e confiabilidade tanto para a FMA como para a MAS.

Com o avanço tecnológico, foram desenvolvidos novos sistemas e instrumentos no campo da reabilitação, houve novas abordagens terapêuticas e surgiram novos instrumentos de avaliação. Os métodos instrumentados de avaliação têm o objetivo de melhor aferir as incapacidades do movimento e a recuperação motora e funcional após o AVC. Dentre as novas abordagens, a análise cinemática por sistema optoeletrônico e as unidades de medida inercial (IMUs) são medidas instrumentadas que geram resultados quantitativos mais sensíveis em comparação às escalas clínicas (CUESTA-VARGAS et al., 2010; SUBRAMANIAN et al., 2010;). Estudos prévios que utilizaram a avaliação instrumentada afirmam que esse tipo de análise fornece medidas detalhadas do desempenho motor (velocidade do movimento, velocidade de pico, tempo do ciclo de movimento) e da qualidade do movimento (ângulos articulares e movimentos compensatórios) (MARGIT ALT MURPHY, 2015).

Indivíduos com hemiparesia crônica podem ser de difícil e limitada reabilitação, o que afeta, como consequência, a independência funcional desses pacientes. Por tal razão, a necessidade de escolher medidas avaliação apropriadas torna-se de extrema importância à reabilitação, até mesmo daqueles mais severamente comprometidos. Nesse sentido, com esse estudo pretende-se contribuir com a escolha de instrumentos de avaliação adequados, visando tornar mais efetiva a reabilitação do comprometimento motor de indivíduos com hemiparesia crônica após AVC. Desse modo, objetivo deste estudo foi verificar a relação entre medidas clínicas e instrumentadas da função motora de MS e MI de indivíduos após acidente vascular cerebral crônico.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA – CONTEXTUALIZAÇÃO**

## 2.1. ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

O acidente vascular cerebral (AVC) é definido, segundo a Organização Mundial de Saúde, como um quadro clínico resultante da perturbação focal ou global da função cerebral (WHO , 1988). A classificação da lesão encefálica é definida com base na etiologia do distúrbio que acomete a vascularização cerebral. A maioria dos casos de AVC é de etiologia isquêmica (cerca de 70%), sendo que a artéria frequentemente obstruída é a artéria cerebral média ou suas ramificações profundas, ao passo que os eventos hemorrágicos ocorrem em menor frequência (cerca de 30% dos casos) (FEIGIN et al., 2015). Após o AVC, o quadro clínico dos indivíduos pode variar de acordo com a fase o estágio da recuperação. As fases aguda e subaguda são consideradas de transição, onde parte dos sujeitos acometidos pode recuperar parcialmente ou totalmente suas funções, enquanto que na fase crônica os sintomas motores estabelecem-se (NAKAYAMA et al., 1994) e a recuperação torna-se mais lenta.

A grande incidência do AVC deve-se, principalmente pelo aumento do envelhecimento e dos principais fatores de risco modificáveis (BONITA e BEAGLEHOLE, 2007). Atualmente, o AVC é segunda maior causa de morte no mundo e caracteriza-se como uma das principais causas de incapacidade no adulto (FEIGIN et al., 2015; FEIGIN et al., 2017). No Brasil, é a principal causa de morte entre as mulheres e a segunda entre os homens (perdendo apenas pra doenças coronarianas) (LOTUFO et al., 2013), sendo estimada uma prevalência pontual de 1,6% nos homens e 1,4% nas mulheres (BENSENOR et al., 2015).

Os comprometimentos decorrentes do AVC limitam a realização de inúmeras atividades, diminuindo a capacidade funcional e a participação social desse indivíduo, gerando, via de consequência, impacto negativo na sua qualidade de vida (HARRISON et al., 2013). Em países desenvolvidos, estudos demonstram que 26% dos sujeitos que sofreram AVC permanecem com alguma incapacidade prejudicial às atividades de vida diária (AVDs) e que 50% apresentam redução na mobilidade em razão da hemiparesia (KELLY-HAYES et al., 2003). No Brasil, um quarto da população com AVC refere apresentar grave incapacidade que afeta suas AVDs (BENSENOR et al., 2015). A incapacidade resultante do AVC gera importantes gastos para o sistema de saúde, tanto em países desenvolvidos, quanto em desenvolvimento (FEIGIN et al., 2017; KATAN

& LUFT,2018). Cerca de 50-60% dos sobreviventes permanecem com algum grau de prejuízo, afetando principalmente a função motora e tornando os indivíduos parcialmente dependentes na realização das suas atividades cotidianas (HENDRICKS et al., 2002; SCHAECHTER, 2004).

## 2.2 COMPROMETIMENTO MOTOR

Sob o ponto de vista clínico, a lesão cerebral após quadros isquêmicos ou hemorrágicos gera comprometimentos motores como paresia, diminuição da coordenação motora, alterações no tônus muscular, dos reflexos tônicos e de estiramento, além de padrões anormais de sinergia (RW., 1990; TEIVE et al., 1998; ANDREWS e BOHANNON, 2000).

A paresia (fraqueza muscular) é um comprometimento motor comum após um AVC, de modo que os indivíduos podem não apresentar a força necessária para iniciar e controlar o movimento (PATTEN et al., 2006). A significativa redução na força muscular prejudica a recuperação de pacientes que sofreram AVC, estando intimamente conectada à maior dificuldade no desempenho motor e independência nas AVDs (ZACKOWSKI et al., 2004; PATTEN et al., 2006; HARRIS e ENG, 2007).

Indivíduos após AVC apresentam alteração no padrão de ativação muscular, resultando na alteração da coordenação motora, diminuindo a habilidade do indivíduo ativar os músculos apropriados para a execução precisa e eficaz de um determinado movimento voluntário (BOURBONNAIS et al., 1997). Ou seja, os movimentos incoordenados ocorrem devido a perda da atividade sincronizada entre os músculos (agonista, antagonista e sinérgico), que compartilham o mesmo padrão espaço-temporal de movimento. A alteração da coordenação motora limita a capacidade de adaptação às mudanças de tarefas, afetando tanto o MS quanto o MI (BOURBONNAIS et al., 1997).

Ainda no AVC podem ser observadas alterações dos reflexos, o que se dá em decorrência de uma lesão do neurônio motor superior. Imediatamente aparece o quadro de hiporreflexia e ao longo das fases de recuperação surge a hiperreflexia, os pacientes apresentam uma hiperatividade dos reflexos de estiramento. Concomitantemente, podem aparecer reflexos tônicos, sendo que o mais comumente observado é o reflexo tônico cervical assimétrico, que

provoca associação entre o movimento da cabeça e MS parético. Outra alteração que surge nesse contexto são padrões anormais de sinergia, caracterizada por reações associadas que impossibilitam os indivíduos de realizar um movimento isolado de um segmento sem mover o MS por completo. O MS e o MI apresentam diferentes padrões anormais de sinergia, sendo uma de flexão (MS) e outra de extensão (MI). Tal circunstância limita o sujeito a adaptar os movimentos a tarefas variadas ou em respostas a demandas ambientais, muitas vezes tornando incompatíveis mobilidade funcional e AVDs (SMANIA et al.,2010).

O tônus muscular é outra alteração que pode variar de acordo com a fase da recuperação. Inicialmente os indivíduos apresentam um quadro de hipotonia (flacidez) em decorrência do choque cerebral, que persiste por breve período. Posteriormente, emerge a espasticidade (hipertonia), que é definida como uma desordem da função motora, caracterizada pelo aumento do tônus muscular com exacerbação dos reflexos profundos (velocidade dependente). A espasticidade decorre do aumento da excitabilidade do reflexo de estiramento devido à perda inibitória descendente gerada por uma lesão do neurônio motor superior (trato cortico-espinhal) (LANCE, 1980; TEIVE et al., 1998; IVANHOE e REISTETTER, 2004).

A espasticidade ocorre predominantemente nos músculos anti-gravitacionais, ou seja, nos flexores de MS e nos extensores de MI. Essa desordem leva a uma tensão muscular que gera resistência aos movimentos voluntários, prejudicando a funcionalidade desses indivíduos (IVANHOE e REISTETTER, 2004; KIM et al., 2005). Em casos mais graves, os indivíduos com AVC podem permanecer com o MS rente ao peito, com o cotovelo flexionado e punho cerrado; no MI podem apresentar extensão joelho e plantiflexão do tornozelo. Assim, esses sujeitos podem perder a capacidade de ajustar e estabilizar membros e tronco, levando a alterações posturais e comprometimento do equilíbrio (O'SULLIVAN, 2010).

Como já mencionado, os indivíduos após AVC apresentam diferentes níveis de comprometimento motor que afetam de maneira distinta MS e MI, sendo possível que se verifique uma leve limitação ou até mesmo a impossibilidade de realizar determinada função. Além disso, a recuperação motora é mais lenta no MS que no MI (SCHAECHTER, 2004).

Após o AVC, a associação dos comprometimentos da função motora (acima citados) prejudica o desempenho motor e a qualidade do movimento, e assim diminui a capacidade do sujeito de realizar movimentos suaves, controlados e bem ritmados, além de poder gerar estratégias compensatórias. Essas alterações na movimentação podem limitar o uso do MS e da mão em tarefas simples como alcançar um objeto.

Distúrbios motores, como a fraqueza, incoordenação motora e espasticidade, também podem influenciar a função motora do MI, gerando padrões anormais e alterações no desempenho da marcha e mobilidade funcional (JORGENSEN et al., 1995). Após o AVC, os indivíduos normalmente demonstram redução da velocidade da marcha e da cadência, além de diminuição do comprimento da passada e do passo. Essas alterações no desempenho da marcha refletem negativamente na mobilidade e independência funcional, limitando o convívio desses sujeitos na sociedade (ALZHRANI et al., 2011). Dessa forma, a avaliação do comprometimento motor e do seu impacto no nível de atividade e participação social é crucial na recuperação funcional de sujeitos após AVC (HARRISON et al., 2013).

### 2.3 MEDIDAS CLÍNICAS

Dessa forma, a avaliação do comprometimento motor e do seu impacto no nível de atividade e participação social é crucial na recuperação funcional de sujeitos após AVC (HARRISON et al., 2013).

Nas últimas décadas, várias escalas clínicas têm sido desenvolvidas e utilizadas para avaliar o comprometimento da função motora, atividade e participação social e a funcionalidade dos indivíduos após o AVC (MAKI, 2006). Esses instrumentos de avaliação são utilizados tanto na prática clínica, quanto em pesquisas (DE OLIVEIRA et al., 2006), a fim de quantificar o comprometimento e a limitação funcional, determinar prognósticos e aferir a eficácia das intervenções terapêuticas (MAKI, 2006).

Algumas escalas clínicas como a avaliação de Fugl-Meyer (FMA) e a escala de Ashworth modificada (MAS) são amplamente divulgadas no âmbito da reabilitação para avaliação do comprometimento motor e espasticidade, respectivamente (SANTISTEBAN et al., 2016).

### 2.3.1 ESCALA DE AVALIAÇÃO DE FUGL-MEYER

A FMA foi desenvolvida em 1975 com o intuito de quantificar o comprometimento sensório-motor de sujeitos após AVC (MAKI, 2006), sendo amplamente utilizada na pesquisa e na prática clínica (SANTISTEBAN et al., 2016). Estudos de validação da FMA têm demonstrado, claramente, uma alta confiabilidade intra e inter-observador, tanto em pacientes crônicos, como em pacientes agudos e subagudos (DUNCAN et al., 1983).

Essa escala clínica consiste em um sistema de pontuação numérica cumulativa que avalia cinco aspectos do sujeito com hemiparesia: amplitude de movimento, dor, sensibilidade, função motora (MS e MI) e equilíbrio, totalizando 226 pontos. Esta escala tem um total de 100 pontos para a função motora normal, em que a pontuação máxima para o MS é 66 e para o MI 34. O domínio de função motora engloba movimentação ativa (com sinergia e sem sinergia), coordenação motora e atividade reflexa. A avaliação motora do MS inclui mensuração do movimento, coordenação e atividade reflexa de ombro, cotovelo, punho e mão. Já a de MI engloba quadril, joelho e tornozelo, sendo cada item classificado da seguinte forma: 0 – não pode ser realizado, 1 – realizado parcialmente e 2 – realizado completamente. A pontuação da FMA é também utilizada para classificar os pacientes de acordo com o nível de comprometimento motor, na qual menos de 50 pontos indica comprometimento motor severo; de 50-84 comprometimento marcante; de 85-95 comprometimento moderado; e de 96-100 comprometimento leve (FUGL-MEYER et al., 1975; MAKI, 2006). Também é possível classificar a gravidade do comprometimento motor do MS e MI separadamente. Sendo assim, nos sujeitos com grave comprometimento grave a pontuação é igual ou menor que 32, déficit moderado pontua entre 32 e 47, e leve pontua igual ou mais de 48 pontos (SINGER e GARCIA-VEGA, 2017). Já no MI a classificação é de 0 a 19 pontos: grave, de 0 a 28 pontos: moderado e maior ou igual a 29 pontos: leve (DALY et al., 2011).

### 2.3.2 ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA

A escala de Ashworth foi a primeira medida clínica descrita para avaliação da espasticidade. Posteriormente foi modificada por Bohannon & Smith, sendo denominada escala de Ashworth modificada (BOHANNON e SMITH, 1987). Na utilização da MAS, o avaliador move passivamente o segmento corporal afetado do indivíduo e deve quantificar de forma subjetiva a atividade reflexa apresentada ao estiramento passivo. A MAS consiste em uma escala ordinal que classifica essa resistência muscular, tendo os seguintes graus: 0 (sem aumento de tônus), 1 (leve aumento de tônus), 1+ (leve aumento do tônus seguido de resistência mínima); 2 (moderado aumento do tônus muscular); 3 (aumento acentuado do tônus muscular) e 4 (caracterizado como rigidez muscular, em flexão ou extensão) (TEIVE et al., 1998).

A literatura diverge quanto à reprodutibilidade e confiabilidade desse instrumento de avaliação (GREGSON et al., 1999). Um estudo que avaliou o grupo muscular flexores do cotovelo e flexores de punho sujeitos com AVC afirma ter boa confiabilidade e sugere o uso dessa escala como uma medida clínica para avaliar espasticidade de MS (ANSARI et al., 2009). Já outro estudo refere que, apesar de essa escala clínica ser capaz de aferir a resistência ao estiramento, não é uma medida válida em classificar os graus mais baixos da escala (PANDYAN et al., 1999). Embora estudos sugiram que haja limitações quanto essa avaliação (como a falta do controle da velocidade empregada no teste, que a resistência percebida ao estiramento pode ter influência de outros fatores e/ou a subjetividade na classificação), a MAS é a principal medida clínica de espasticidade (GREGSON et al., 1999).

#### 2.4. MEDIDAS INSTRUMENTADAS

O avanço tecnológico nas últimas décadas trouxe novas perspectivas na reabilitação, estando, ainda, em constante aprimoramento. Atualmente, o uso dessas tecnologias transcende as intervenções terapêuticas e inclui sistemas e instrumentos de avaliação como análise cinemática por sistemas sincronizados de câmeras e unidades de medida inercial (IMUs) (LANGAN et al., 2017). Avaliações instrumentadas parecem ser mais precisas e sensíveis, pois não são influenciadas pela subjetividade do avaliador e não possuem resultados

(pontuação) preestabelecidos em comparação com escalas clínicas (CIRSTEA et al., 2003).

Os métodos instrumentados aferem de maneira quantitativa e detalhada o desempenho motor e a qualidade do movimento (SUBRAMANIAN et al., 2010; MARGIT ALT MURPHY, 2015; SPRAGER e JURIC, 2015). A análise de movimento tem sido amplamente empregada nas diferentes áreas de estudo do movimento humano, avaliando tanto o desempenho de indivíduos hígidos como dos que apresentam alguma alteração motora (ALT MURPHY et al., 2011; MARGIT ALT MURPHY, 2015). Existem diversos sistemas de análise de movimento disponíveis no mercado, no entanto, esse tipo de avaliação tem algumas restrições em virtude do alto custo, do espaço necessário para a instalação dos equipamentos e do treinamento profissional necessário para desvendar os resultados. Por essas razões as medidas instrumentadas tendem a ficar restritas a laboratórios de pesquisas (CLARK et al., 2013).

#### 2.4.1. ANÁLISE CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL POR SISTEMAS OPTOELETRÔNICOS

A análise cinemática descreve os movimentos corporais através dos deslocamentos, das velocidades e das acelerações lineares e angulares obtidas pela reconstrução tridimensional (LEVINE D, 2012). A partir dos anos 80, foram desenvolvidos os primeiros sistemas de sincronização entre câmeras e computadores (sistemas optoeletrônicos). Atualmente, esses sistemas de análise optoeletrônicos utilizam várias câmeras de alta velocidade e marcadores esféricos reflexivos para a captura tridimensional do indivíduo. A análise cinemática engloba aspectos espaço-temporais e angulares do movimento, gerando, assim, de forma objetiva e detalhada, informações do desempenho motor e da qualidade do movimento. Estudos sugerem que esse instrumento de avaliação pode ser considerado com "padrão de ouro" (RUETERBORIES et al., 2010; ALT MURPHY et al., 2011). As análises cinemáticas utilizam protocolos específicos para cada objetivo pretendido na avaliação, existindo diferentes protocolos para avaliação de MS e MI.

##### 2.4.1.1. ANALISE CINEMÁTICA DO MEMBRO SUPERIOR PARÉTICO

Apesar de existirem várias escalas clínicas para avaliar o comprometimento motor e a limitação funcional do MS após o AVC, o desenvolvimento da análise cinemática permitiu avaliações mais objetivas e detalhadas do desempenho motor e da qualidade do movimento do MS (MARGIT ALT MURPHY, 2015). Estudos que analisam o comprometimento motor do MS apresentam protocolos variados na análise cinemática, utilizando diferentes tarefas. Essas tarefas, em geral, envolvem o alcance anterior do MS, tais como o alcance a diferentes alvos, alcançar, pegar e levar um copo a boca (SUBRAMANIAN et al., 2010; ALT MURPHY et al., 2011).

Quando comparado a sujeitos hígidos nas tarefas de alcance, o indivíduo após AVC apresenta diminuição do desempenho motor, como: menor pico e média de velocidade; maior tempo de movimento; alteração das acelerações e desacelerações; diminuição da suavidade do movimento; aumento da curvatura da razão de alcance; alteração da coordenação entre as articulações do ombro e cotovelo e redução das amplitudes de movimento (cotovelo e ombro). Além disso, apresentam estratégias compensatórias para realizar a tarefa como, por exemplo, maior deslocamento anterior de tronco (LEVIN, 1996; CIRSTEIA e LEVIN, 2000; LEVIN et al., 2002; CHANG, 2008; WAGNER et al., 2008; COLLINS et al., 2018). De uma maneira geral, o movimento em indivíduos hemiparéticos são mais lentos, menos suaves, menos lineares, com menor precisão e apresentam movimentos compensatórios. Além disso, esse método não limita-se à avaliação da diferença entre os sujeitos com AVC e os indivíduos hígidos, alguns estudos mostram que a avaliação cinemática de MS consegue aferir diferenças nos níveis de severidade do comprometimento motor AVC (ALT MURPHY et al., 2011).

Além do alto investimento e restrições relacionadas à necessidade de ambiente específico, outro fator de limitação para o uso da análise cinemática é a falta de uma padronização dos protocolos de avaliações. Devido à heterogeneidade do perfil motor dos indivíduos após AVC são necessárias diferentes tipos de avaliações. Nesse sentido, pesquisadores apontam a importância de serem realizadas avaliações de tarefas cotidianas nesses sujeitos e assim obter dados mais fidedignos à rotina do indivíduo (MARGIT ALT MURPHY, 2015; COLLINS et al., 2018).

#### 2.4.2. SISTEMA DE UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL

Dentre os variados instrumentos utilizados para a análise de movimento humano, houve o aumento da utilização de IMUs, que consistem em sistemas microeletromecânicos que combinam sensores inerciais (acelerômetros, giroscópios e magnetometro). Os dispositivos de IMUs são colocados diretamente no corpo do sujeito de modo que durante o movimento os sensores detectam as acelerações tridimensionais do corpo, obtendo os dados cinemáticos. Os IMUs podem ser utilizados na avaliação de tarefas funcionais, quantificando de maneira detalhada os movimentos executados (RUETERBORIES et al., 2010; SPRAGER e JURIC, 2015).

As vantagens do uso desses dispositivos incluem a praticidade do uso e a portabilidade, sendo que possuem menor custo do que outros sistemas de análise de movimento. Em estudo comparando o uso dos sensores inerciais com outros sistemas de análise de movimento bem estabelecidos (sistemas optoeletrônicos), os IMUs foram considerados um método preciso e confiável para o estudo do movimento humano (CUESTA-VARGAS et al., 2010). Apesar de estarem cada vez mais em uso, ainda há falta de padronização em suas análises e são necessários mais estudos investigando sujeitos com alterações de movimento (RUETERBORIES et al., 2010). Embora existam protocolos utilizando IMUs para avaliação de movimentos do MS, as tarefas mais avaliadas são as ligadas à função motora do MI (como marcha, equilíbrio e mobilidade funcional) (NOORKOIV et al., 2014).

##### 2.4.2.1. ANÁLISE INSTRUMENTADA DA MARCHA HEMIPARÉTICA: IMUS

Após o AVC, os indivíduos apresentam alterações na marcha, que variam de acordo com o déficit motor e gravidade do comprometimento do sujeito, com o quadro clássico de hemiparesia, as alterações serão: assimetria da duração das fases de apoio e balanço (do membro afetado e do não afetado), aumento da duração de duplo a apoio, além da diminuição da velocidade, da cadência da marcha e modificação do comprimento e largura do passo (OLNEY SJ, 1996;

MACKO et al., 2001; BONNYAUD et al., 2016). Frente à importância da marcha para independência funcional torna-se essencial uma avaliação adequada.

Além da análise por sistema optoeletrônico para a avaliação a marcha hemiparética após o AVC, os IMUs têm sido utilizados para mensurar os parâmetros espaço-temporais (cinemáticos) da marcha através da captação das acelerações durante a caminhada. Como mencionado anteriormente, os sensores inerciais não são restritos a um laboratório, tornando a avaliação da marcha mais ecológica, ou seja, em um ambiente “real” ao sujeito (SPRAGER e JURIC, 2015). Além disso, os dados podem ser adquiridos durante testes funcionais já estabelecidos, como o teste de caminhada de 10 metros de caminhada (10MWT). Porém, tratando-se de uma análise de dados complexas, estudos afirmam que ainda é necessário uma padronização dos algoritmos utilizados, principalmente na aplicação com sujeitos com alterações motoras (SPRAGER e JURIC, 2015).

#### 2.4.2.2. AVALIAÇÃO DA MOBILIDADE FUNCIONAL COM IMUS

A avaliação da mobilidade funcional instrumentada pode ser realizada utilizando-se IMUs durante o teste *Time up and Go* (TUG). O TUG é um teste consolidado e amplamente utilizado na área da pesquisa e na prática clínica (BONNYAUD et al., 2016). De maneira geral, o teste consiste em aferir o tempo que sujeito leva para levantar de uma cadeira, caminhar três metros, contornar um cone, caminhar de volta os mesmos três metros e sentar. O score do teste é o tempo que o indivíduo leva para concluir a tarefa, e através dele é possível indicar se o indivíduo apresenta déficit de mobilidade e risco de queda (HAFSTEINSDOTTIR et al., 2014). A utilização do IMUs durante o TUG permite uma avaliação mais detalhada, através das informações espaço-temporais fornecidas pelo dispositivo. Ainda, é possível dividir o teste em subtarefas (como levantar; caminhar; vira-se; sentar) e analisar informações sobre acelerações e inclinações de tronco durante o levantar e sentar), tornando o teste mais robusto e sensível às alterações do movimento (ZAMPIERI et al., 2010; GALLI, 2015). Um estudo prévio analisou a validade da avaliação das subtarefas do TUG utilizando IMUs durante a tarefa, comparando com sistema optoeletrônico e

estabeleceu que o instrumento tem acurácia suficiente para aferir medidas das subtarefas do TUG independente da população avaliada (BEYEA et al., 2017).

Ainda há pouca bibliografia utilizando o TUG instrumentado com IMUs (TUGi) em indivíduos após AVC, um estudo recente demonstrou que a avaliação das subtarefas do TUGi em sujeitos após AVC tem excelente confiabilidade (teste-reteste) para as medidas de mobilidade funcional (WUEST et al., 2016). Esses sujeitos também apresentam alterações espaço-temporais durante o TUG como maiores tempos para executar as subtarefas e consequente maior tempo para completar o teste, quando comparados a sujeitos hígidos. Além disso apresentam alteração da aceleração, sendo menor ao levantar e maior ao sentar (BONNYAUD et al., 2016; WUEST et al., 2016). Apesar de não terem sido encontrados estudos relacionando o TUGi com escalas clínicas em sujeitos após AVC, há estudos com outras populações que demonstram essa relação (O'SULLIVAN et al., 2009; ZAMPIERI et al., 2010).

### 3 REFERÊNCIAS DA REVISÃO DE LITERATURA

ALT MURPHY, M.; WILLEN, C.; SUNNERHAGEN, K. S. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 25, n. 1, p. 71-80, Jan 2011. ISSN 1552-6844 (Electronic)

1545-9683 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20829411> >.

ALZHRANI, M.; DEAN, C.; ADA, L. Relationship between walking performance and types of community-based activities in people with stroke: an observational study. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 1, p. 45-51, Jan-Feb 2011. Disponível em: <

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21390472> >.

ANDREWS, A. W.; BOHANNON, R. W. Distribution of muscle strength impairments following stroke. **Clin Rehabil**, v. 14, n. 1, p. 79-87, Feb 2000. ISSN 0269-2155 (Print)

0269-2155 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10688348> >.

ANSARI, N. N. et al. Assessing the reliability of the Modified Modified Ashworth Scale between two physiotherapists in adult patients with hemiplegia. **NeuroRehabilitation**, v. 25, n. 4, p. 235-40, 2009. ISSN 1878-6448 (Electronic)

1053-8135 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20037215> >.

BENSENOR, I. M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey--2013. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 73, n. 9, p. 746-50, Sep 2015. ISSN 1678-4227 (Electronic)

0004-282X (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26352491> >.

BEYEA, J. et al. Convergent Validity of a Wearable Sensor System for Measuring Sub-Task Performance during the Timed Up-and-Go Test. **Sensors (Basel)**, v. 17, n. 4, Apr 23 2017. ISSN 1424-8220 (Electronic)

1424-8220 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28441748> >.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Phys Ther**, v. 67, n. 2, p. 206-7, Feb 1987. ISSN 0031-9023 (Print)

0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3809245> >.

BONITA, R.; BEAGLEHOLE, R. Stroke prevention in poor countries: time for action. **Stroke**, v. 38, n. 11, p. 2871-2, Nov 2007. ISSN 1524-4628 (Electronic)

0039-2499 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17954904> >.

BONNYAUD, C. et al. Timed Up and Go test: Comparison of kinematics between patients with chronic stroke and healthy subjects. **Gait Posture**, v. 49, p. 258-263, Sep 2016. ISSN 1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27472822> >.

BOURBONNAIS, D. et al. A motor reeducation program aimed to improve strength and coordination of the upper limb of a hemiparetic subject. **NeuroRehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 3-15, 1997. ISSN 1053-8135 (Print) 1053-8135 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24526087> >.

BUCK, D. et al. Evaluation of measures used to assess quality of life after stroke. **Stroke**, v. 31, n. 8, p. 2004-10, Aug 2000. ISSN 0039-2499 (Print) 0039-2499 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10926971> >.

CANNING, C. G.; ADA, L.; O'DWYER, N. J. Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke. **J Neurol Sci**, v. 176, n. 1, p. 45-56, May 01 2000. ISSN 0022-510X (Print) 0022-510X (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10865092> >.

CHANG, J.-J., YANG, Y-S., WU, W-L., GUO, L-Y., SU, F-C. The Constructs of Kinematic Measures for Reaching Performance in Stroke Patients. **J Med Biol Eng**, v. 28, n. 2, p. 65-70, 2008.

CIRSTEA, M. C.; LEVIN, M. F. Compensatory strategies for reaching in stroke. **Brain**, v. 123 ( Pt 5), p. 940-53, May 2000. ISSN 0006-8950 (Print) 0006-8950 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10775539> >.

CIRSTEA, M. C. et al. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. **Exp Brain Res**, v. 151, n. 3, p. 289-300, Aug 2003. ISSN 0014-4819 (Print) 0014-4819 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12819841> >.

CLARK RA, BPWER KJ, MENTIPLAY BF, PATERSON K, Pua YH. Clark RA, Bower KJ, Mentiplay BF, Paterson K, Pua YH. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. *J Biomech*. 2013;46(15):2722-2725.. **J Biomech**. 2013;46(15):2722-2725.

COLLINS, K. C. et al. Getting a kinematic handle on reach-to-grasp: a meta-analysis. **Physiotherapy**, v. 104, n. 2, p. 153-166, Jun 2018. ISSN 1873-1465 (Electronic) 0031-9406 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29402446> >.

CUESTA-VARGAS, A. I.; GALAN-MERCANT, A.; WILLIAMS, J. M. The use of inertial sensors system for human motion analysis. **Phys Ther Rev**, v. 15, n. 6, p. 462-473, Dec 2010. ISSN 1083-3196 (Print)  
1083-3196 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23565045> >.

DALY, J. J. et al. Recovery of coordinated gait: randomized controlled stroke trial of functional electrical stimulation (FES) versus no FES, with weight-supported treadmill and over-ground training. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 25, n. 7, p. 588-96, Sep 2011. ISSN 1552-6844 (Electronic)  
1545-9683 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21515871> >.

DAVIES, J. M.; MAYSTON, M. J.; NEWHAM, D. J. Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. **Disabil Rehabil**, v. 18, n. 2, p. 83-90, Feb 1996. ISSN 0963-8288 (Print)  
0963-8288 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8869510> >.

DE OLIVEIRA, R.; CACHO, E. W.; BORGES, G. Post-stroke motor and functional evaluations: a clinical correlation using Fugl-Meyer assessment scale, Berg balance scale and Barthel index. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 64, n. 3B, p. 731-5, Sep 2006. ISSN 0004-282X (Print)  
0004-282X (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17057876> >.

DI PINO, G. et al. Modulation of brain plasticity in stroke: a novel model for neurorehabilitation. **Nat Rev Neurol**, v. 10, n. 10, p. 597-608, Oct 2014. ISSN 1759-4766 (Electronic)  
1759-4758 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25201238> >.

DUNCAN, P. W.; PROPST, M.; NELSON, S. G. Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. **Phys Ther**, v. 63, n. 10, p. 1606-10, Oct 1983. ISSN 0031-9023 (Print)  
0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6622535> >.

FEIGIN, V. L. et al. Update on the Global Burden of Ischemic and Hemorrhagic Stroke in 1990-2013: The GBD 2013 Study. **Neuroepidemiology**, v. 45, n. 3, p. 161-76, 2015. ISSN 1423-0208 (Electronic)  
0251-5350 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26505981> >.

FEIGIN, V. L. et al. Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: a systematic review. **Lancet Neurol**, v. 8, n. 4, p. 355-69, Apr 2009. ISSN 1474-4422 (Print)  
1474-4422 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19233729> >.

FEIGIN, V. L.; NORRVING, B.; MENSAH, G. A. Global Burden of Stroke. **Circ Res**, v. 120, n. 3, p. 439-448, Feb 3 2017. ISSN 1524-4571 (Electronic) 0009-7330 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28154096> >.

FUGL-MEYER, A. R. et al. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. **Scand J Rehabil Med**, v. 7, n. 1, p. 13-31, 1975. ISSN 0036-5505 (Print) 0036-5505 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1135616> >.

GALLI, M., KLEINER, A., GAGLIONE, M., SALE, P., ALBERTINI, G., STOCCHI, F., DE PANDIS, MF. Timed Up and Go test and wearable inertial sensor: a new combining tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical peripheral stimulation treatment. **IJEIT**, v. 4, p. 155-163, 2015.

GOWLAND, C. et al. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. **Phys Ther**, v. 72, n. 9, p. 624-33, Sep 1992. ISSN 0031-9023 (Print) 0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1508970> >.

GREGSON, J. M. et al. Reliability of the Tone Assessment Scale and the modified Ashworth scale as clinical tools for assessing poststroke spasticity. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, n. 9, p. 1013-6, Sep 1999. ISSN 0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10489001> >.

HAFSTEINSDOTTIR, T. B.; RENSINK, M.; SCHUURMANS, M. Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. **Top Stroke Rehabil**, v. 21, n. 3, p. 197-210, May-Jun 2014. ISSN 1074-9357 (Print) 1074-9357 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24985387> >.

HARRIS, J. E.; ENG, J. J. Paretic upper-limb strength best explains arm activity in people with stroke. **Phys Ther**, v. 87, n. 1, p. 88-97, Jan 2007. ISSN 0031-9023 (Print) 0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17179441> >.

HARRISON, J. K.; MCARTHUR, K. S.; QUINN, T. J. Assessment scales in stroke: clinimetric and clinical considerations. **Clin Interv Aging**, v. 8, p. 201-11, 2013. ISSN 1178-1998 (Electronic) 1176-9092 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23440256> >.

HENDRICKS, H. T. et al. Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, n. 11, p. 1629-37, Nov 2002. ISSN 0003-9993 (Print)  
0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12422337> >.

IVANHOE, C. B.; REISTETTER, T. A. Spasticity: the misunderstood part of the upper motor neuron syndrome. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 83, n. 10 Suppl, p. S3-9, Oct 2004. ISSN 0894-9115 (Print)  
0894-9115 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15448572> >.

JORGENSEN, H. S. et al. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 76, n. 1, p. 27-32, Jan 1995. ISSN 0003-9993 (Print)  
0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7811170> >.

KATAN, M., LUFT A. Global burden of stroke. **Semin Neurol**, vol. 38, n.2, pag 208-211, 2018 ISSN 0271-8235. Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28154096> >

KELLY-HAYES, M. et al. The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. **J Stroke Cerebrovasc Dis**, v. 12, n. 3, p. 119-26, May-Jun 2003. ISSN 1532-8511 (Electronic)  
1052-3057 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17903915> >.

KIM, D. Y. et al. Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity. **Yonsei Med J**, v. 46, n. 4, p. 546-54, Aug 31 2005. ISSN 0513-5796 (Print)  
0513-5796 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16127781> >.

LANCE, J. W. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. **Neurology**, v. 30, n. 12, p. 1303-13, Dec 1980. ISSN 0028-3878 (Print)  
0028-3878 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7192811> >.

LANGAN, J. et al. Reported use of technology in stroke rehabilitation by physical and occupational therapists. **Disabil Rehabil Assist Technol**, p. 1-7, Aug 16 2017. ISSN 1748-3115 (Electronic)  
1748-3107 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28812386> >.

LEVIN, M. F. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. **Brain**, v. 119 ( Pt 1), p. 281-93, Feb 1996. ISSN 0006-8950 (Print)

0006-8950 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8624689> >.

LEVIN, M. F. et al. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. **Exp Brain Res**, v. 143, n. 2, p. 171-80, Mar 2002. ISSN 0014-4819 (Print)

0014-4819 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11880893> >.

LEVINE D, R. J., WHITTLE M. . **Whittle's gait analysis**. . 5th. New York: Churchill Livingstone/Elsevier, 2012.

LOTUFO, P. A. et al. A reappraisal of stroke mortality trends in Brazil (1979-2009). **Int J Stroke**, v. 8, n. 3, p. 155-63, Apr 2013. ISSN 1747-4949 (Electronic) 1747-4930 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22297034> >.

MACKO, R. F. et al. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 7, p. 879-84, Jul 2001. ISSN 0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11441372> >.

MAKI, T., QUAGLIATO, E.M.A.B., CACHO, E.W.A., PAZ, L.P.S., NASCIMENTO, N.H., INOUE, M.M.E.A., VIANA, M.A. Reliability Study on the Application of the Fugl-Meyer Scale in Brazil. **Braz J Phys Ther**, v. 10, n. 2, p. 177-83, 2006. ISSN 1413-3555.

MARGIT ALT MURPHY, C. K. H. Kinematic analysis of the upper extremity after stroke – how far have we reached and what have we grasped? **Physical Therapy Reviews**, v. 20, n. 3, p. 137-155, 2015.

NAKAYAMA, H. et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n. 4, p. 394-8, Apr 1994. ISSN 0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8172497> >.

NICHOLS-LARSEN, D. S. et al. Factors influencing stroke survivors' quality of life during subacute recovery. **Stroke**, v. 36, n. 7, p. 1480-4, Jul 2005. ISSN 1524-4628 (Electronic) 0039-2499 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15947263> >.

NOORKOIV, M., RODGERS, H., PRICE, C. Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systemic review of clinical studies. **J neuro eng rehab**, v.11, p 144-155, October 2014.

O'SULLIVAN, M. et al. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. **Age Ageing**, v. 38, n. 3, p. 308-13, May 2009. ISSN 1468-2834 (Electronic) 0002-0729 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19252205> >.

OLNEY SJ, R. C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. . **Gait Posture**. , v. 4, p. 136-148, 1996.

PANDYAN, A. D. et al. A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. **Clin Rehabil**, v. 13, n. 5, p. 373-83, Oct 1999. ISSN 0269-2155 (Print) 0269-2155 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10498344> >.

PATTEN, C. et al. Combined functional task practice and dynamic high intensity resistance training promotes recovery of upper-extremity motor function in post-stroke hemiparesis: a case study. **J Neurol Phys Ther**, v. 30, n. 3, p. 99-115, Sep 2006. ISSN 1557-0576 (Print) 1557-0576 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17029654> >.

RICHARDS, L.; POHL, P. Therapeutic interventions to improve upper extremity recovery and function. **Clin Geriatr Med**, v. 15, n. 4, p. 819-32, Nov 1999. ISSN 0749-0690 (Print) 0749-0690 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10499937> >.

ROGER, V. L. et al. Heart disease and stroke statistics--2012 update: a report from the American Heart Association. **Circulation**, v. 125, n. 1, p. e2-e220, Jan 3 2012. ISSN 1524-4539 (Electronic) 0009-7322 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22179539> >.

RUETERBORIES, J. et al. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. **Med Eng Phys**, v. 32, n. 6, p. 545-52, Jul 2010. ISSN 1873-4030 (Electronic) 1350-4533 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20435502> >.

RW., B. Significant relationships exist between muscle group strengths following stroke. . **Clinical Rehabilitation**. , v. 4, p. 27-31, 1990.

SANTISTEBAN, L. et al. Upper Limb Outcome Measures Used in Stroke Rehabilitation Studies: A Systematic Literature Review. **PLoS One**, v. 11, n. 5, p. e0154792, 2016. ISSN 1932-6203 (Electronic) 1932-6203 (Linking). Disponible em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27152853> >.

SCHAECHTER, J. D. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. **Prog Neurobiol**, v. 73, n. 1, p. 61-72, May 2004. ISSN 0301-0082 (Print) 0301-0082 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15193779> >.

SINGER, B.; GARCIA-VEGA, J. The Fugl-Meyer Upper Extremity Scale. **J Physiother**, v. 63, n. 1, p. 53, Jan 2017. ISSN 1836-9561 (Electronic) 1836-9561 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27964964> >.

SMANIA N, PICELLI A, MUNARI D, GEROIN C, IANES P, WALDNER A, GANDOLFI M. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010 Sep;46(3):423-38. PMID: 20927008.

SPRAGER, S.; JURIC, M. B. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. **Sensors (Basel)**, v. 15, n. 9, p. 22089-127, Sep 2 2015. ISSN 1424-8220 (Electronic) 1424-8220 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26340634> >.

SUBRAMANIAN, S. K. et al. Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment poststroke. **Stroke**, v. 41, n. 10, p. 2303-8, Oct 2010. ISSN 1524-4628 (Electronic) 0039-2499 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20814001> >.

TEIVE, H. A.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. [Treatment of spasticity: an update]. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 56, n. 4, p. 852-8, Dec 1998. ISSN 0004-282X (Print) 0004-282X (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10029894> >.

WAGNER, J. M.; RHODES, J. A.; PATTEN, C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. **Phys Ther**, v. 88, n. 5, p. 652-63, May 2008. ISSN 1538-6724 (Electronic) 0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18326055> >.

The World Health Organization MONICA Project (monitoring trends and determinants in cardiovascular disease): a major international collaboration. WHO MONICA Project Principal Investigators. **J Clin Epidemiol**, v. 41, n. 2, p. 105-14, 1988. ISSN 0895-4356 (Print) 0895-4356 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3335877> >.

WUEST, S. et al. Reliability and validity of the inertial sensor-based Timed "Up and Go" test in individuals affected by stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 53, n. 5, p. 599-610, 2016. ISSN 1938-1352 (Electronic) 0748-7711 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27898161> >.

ZACKOWSKI, K. M. et al. How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? **Brain**, v. 127, n. Pt 5, p. 1035-46, May 2004. ISSN 0006-8950 (Print) 0006-8950 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14976070> >.

ZAMPIERI, C. et al. The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 81, n. 2, p. 171-6, Feb 2010. ISSN 1468-330X (Electronic) 0022-3050 (Linking). Disponível em: <  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19726406> >.

## **4. OBJETIVOS**

### **4.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo deste estudo foi verificar a relação entre medidas clínicas e instrumentadas da função motora de indivíduos após acidente vascular cerebral crônico.

### **4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Correlacionar a avaliação clínica do comprometimento motor do MS (FMA-MS) com o desempenho motor e a qualidade do movimento do durante a tarefa de alcance.
- Correlacionar a avaliação clínica da espasticidade de MS (MAS-MS) com o desempenho motor e a qualidade do movimento do durante a tarefa de alcance.
- Investigar a relação entre a avaliação clínica do comprometimento motor do MI (FMA-MI) com mobilidade funcional e desempenho motor do MI utilizando IMUs.
- Investigar a relação entre a avaliação clínica da espasticidade de MI (MAS-MI) com mobilidade funcional e desempenho motor do MI utilizando IMUs.

**4. ARTIGO (Publicação não autorizada, pois dados já foram publicado em revista científica)**

**Can we rely on clinical measurements to classify upper and lower-limb motor impairment in chronic post-stroke subjects? A cross-sectional study.**

*Katia Daniele Rech<sup>1,2</sup>, Ana Paula Salazar<sup>1,2</sup>, Ritchele Redivo Marchese<sup>1,2</sup>, Giulia Schifino<sup>1,2</sup>, Veronica Cimollin<sup>3</sup>, Aline Souza Pagnussat<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup> Rehabilitation Sciences Graduate Program, Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), Brazil.

<sup>2</sup> Movement Analysis and Neurological Rehabilitation Laboratory, UFCSPA, Brazil.

<sup>3</sup> Department of Electronics, Information and Bioengineering, Politecnico di Milano, Italy.

**Correspondent author:**

Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

245, Sarmiento Leite Street

Zip Code: 90050-170

Porto Alegre RS, Brazil.

Phone: + 55-51-3303 8912

**Disclosures:** The authors report no disclosures.

**Conflict of interest:** None.

## **Abstract**

**Objective:** To correlate upper (UL) and lower limb (LL) clinical scales with instrumented measurements in chronic post-stroke subjects with mild, moderate and severe motor impairment. **Design:** This cross-sectional study included thirty-four individuals after stroke. Fugl Meyer Assessment (FMA) and the modified Ashworth scale (MAS) were used as clinical measures of UL and LL motor impairment and spasticity, respectively. Instrumented measurements comprised UL reaching kinematic analysis to evaluate motor performance (movement time, going and return velocity) and movement quality (range of motion (RoM), smoothness and trunk displacements). Besides, an inertial measurement unit system assessed the LL motor performance (gait and functional mobility parameters). **Results:** FMA-UL was significantly correlated with UL motor performance (movement time  $r=-.567$ ) and movement quality (trunk anterior displacement  $r=-.858$ ) during kinematic reaching task. Likewise, FMA-LL presented relationship with LL performance in gait (velocity  $r=.602$ ) and in functional mobility (time total  $r=.630$ ) instrumented analysis. MAS degree was more correlated with movement quality (trunk anterior displacement  $r=.638$ ) than with motor performance. **Conclusions:** These results suggest that FMA can be used to infer motor performance and movement quality in clinical practice, while MAS could only presume information about UL movement quality of subjects with chronic hemiparesis after stroke.

**Key-words:** stroke rehabilitation; motor skills disorders; disability evaluate.

## Introduction

Upper (UL) and lower limb (LL) motor impairments are the most common causes of disability after stroke and affect the performance of several activities of daily living, such as reaching forward, reach and grasp objects, stand up and walking<sup>1-4</sup>. The level of impairment presents great variability among patients, but it invariably impacts on health care costs and on the quality of life of both post-stroke subjects and their caregivers.

In order to reduce the impact of sensorimotor disabilities, an adequate assessment of functioning is essential to plan the ideal physical therapy treatment for post-stroke subjects. Several scales have been developed to evaluate and quantify neurological deficits after stroke<sup>5-7</sup>. The Fugl Meyer Assessment (FMA) and the Modified Ashworth Scale (MAS) are widely used in clinical practice to measure motor impairment and spasticity, respectively<sup>5,8,9</sup>. FMA can be used to evaluate UL and LL motor performance separately. According to the level of impairment, this scale allows us to classify subjects as having a mild, moderate or severe compromise. The FMA contains five domains which are divided into motor function, sensitivity, range of motion (RoM), pain and balance<sup>9</sup>. On the other hand, MAS is an ordinal scale used to quantify spasticity. Although FMA and MAS are based on subjective criteria of evaluation, studies have reported good feasibility, validity and reliability for both instruments<sup>5,8,10,11</sup>.

Clinical scales are considered a more convenient and easy way to assess motor compromise when compared to instrumented measurements. However, clinical instruments may present several limitations including the difficult

evaluating slight clinical improvements and discerning subjects with mild, moderate and severe levels of disability. Kinematic analysis and instrumented systems using Inertial Measurement Units (IMUs) allow the physiotherapist to obtain detailed quantitative measurements of motor performance and movement quality of UL<sup>2</sup> and LL<sup>6</sup>. Instrumented evaluations are more objective, sensitive, and less influenced by subjective impressions of the examiner. On the other hand, instrumented systems of evaluation also present some inconvenience with regard to the high cost of equipment, the space required for their installation and the complexity of outcomes and reports<sup>12</sup>.

Both clinical and instrumented evaluation may help clinicians to measure the impairment and guide the selection of adequate therapeutic approaches. Considering that the use of scales is more common among physiotherapists, it is quite important to investigate the accuracy of results acquired by them. Previous studies investigated the correlation between clinical and instrumented measurements in acute/subacute subjects with mild to moderate UL impairment<sup>2,13</sup>. The FMA-LL was used in a few studies to assess LL impairment and correlate with instrumented measurements after stroke<sup>14</sup>. However, no one has correlated clinical scales in different levels of impairment (including the severe compromise) of chronic post-stroke subjects. Then, the purpose of this study was to verify the relation between clinical and instrumented motor function measures in chronic post-stroke subjects. Specifically, we aimed to correlate UL clinical assessments of motor impairment (FMA) and spasticity (MAS) with UL motor performance and movement quality evaluated by instrumented systems.

Additionally, we investigated the relationship between clinical scales and LL motor performance acquired by instrumented techniques.

## **Methods**

### *Participants*

This cross-sectional study was conducted following the Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) checklist<sup>15</sup> and was approved by Ethics committee of Hospital Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre (2.159.353). Post-stroke subjects were recruited from the Ambulatory of Neurology at Hospital Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre and from the local community through advertisements in social media. Participants were included after signing of the informed consent form. Subjects were considered eligible if they attended the following inclusion criteria: male or female; aged between 30 and 80 years; history of unilateral cortical or subcortical stroke diagnosis confirmed by brain imaging exam (tomography or magnetic resonance); time since stroke from 6 months to 5 years; ability to stand up and walk for at least 10 meters (with or without walking devices) and to reach 60 degrees in shoulder flexion with the paretic UL. Subjects were excluded if they presented: cerebellum or brain stem lesion; musculoskeletal disorders that could impair the reaching task and/or gait performance; cognitive impairment (<20/30 points -illiterate or <24/30 points -literate subjects in the Mini-Mental State Examination<sup>16</sup>).

### *Procedures*

The study was conducted in the Movement Analysis and Neurorehabilitation Laboratory at Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre between July 2017 and April 2018. Each participant performed one session of clinical and instrumented evaluation. All clinical assessments were applied by the same trained physiotherapist. Other two trained physiotherapists performed all the instrumented evaluations.

### *Clinical measures*

#### *Fugl Meyer assessment (FMA)*

This scale was used to assess UL and LL motor function impairment. FMA scores 100 points for normal motor function in which the maximum score for the UL is 66/100 and for the LL is 34/100. The evaluation includes measurement of voluntary movement, velocity, coordination and reflex activity, through an ordinal scale applied to each item: 0- cannot be performed, 1- partially performed, and 2-performed completely. According to the FMA-UL scores, subjects were classified as having severe (less than 32 points), moderate (scores between 32 and 47) or mild (more than 48 points) motor impairment<sup>17</sup>. Individuals were also classified according their LL motor impairment in severe (0 to19), moderate (20 to 28) or mild ( $\geq 29$  points)<sup>18</sup>.

#### *Spasticity evaluation*

The degree of spasticity was verified through responses of the passive stretch of muscles and determined according to the Modified Ashworth Scale (MAS). This scale consists of 5 ordinal values ranging from 0 (no tonus increase) to 4 (stiffness)<sup>8</sup>.

The assessment was performed by a trained physical therapist in a standardized way. All participants were evaluated when lying in supine position and instructed to remain relaxed during the test. The spasticity of the paretic UL (elbow flexors, shoulder horizontal adductors, wrist flexors) and LL muscles (hip adductors, knee extensor and plantiflexors) were tested.

### *Instrumented measures*

#### *Upper limb reaching kinematics analysis*

A system with six infrared video cameras (BTS SMART DX 400 System – 100Hz of acquisition) was used to acquire the reaching kinematic data. Behind an automatic synchronization were captured signal of fourteen reflecting markers placed on the subject's body: three on the head (nasion, right and left zygomatic protuberance), three on the trunk (sternum, right and left should), three on each forearm (right and left elbow, right and left radius, right and left ulna), and two on each hand (right and left hand). An additional marker was positioned on the target point.

The UL kinematic assessment was acquired during a reaching forward task. Subjects remained seated in an adjustable chair with a table in front of them. They were instructed to lean back on the backrest keeping the back as straight as possible, with the elbows flexed at approximately 90° and the hands placed steadily on the table surface. After a signal (beep) provided by the examiner, the subject was instructed to move one UL at a time. They were instructed to touch a target placed forward at 80% of their arm length (target-acromion distance)

using their index finger and then return to the initial position (figure 1). This task was repeated three times for each arm, starting with the less affected UL.

---

Figure 1 near here

---

Reaching movement analysis was divided into “going phase”, “adjusting phase” and “returning phase”. The phases were calculated with respect to the movement velocity. The “going phase” outset was defined as the moment in which the hand velocity exceeded 50 mm/s. The end of the “going phase” and the start of the “adjusting phase” corresponded to the moment in which the velocity decreased below 50 mm/s. The end of the “adjusting phase” and the start of the “returning phase” corresponded to the moment in which hand velocity exceeded 50 mm/s. Finally, the end of the “returning phase” corresponded to the moment in which the velocity dropped below the threshold described above.

Data analysis: An algorithm developed in the software Smart Analyzer (BTS Bioengineering Corp. NY, USA) was used to filter the raw data, define movement phases and to calculate kinematic variables of UL motor performance and UL movement quality. Kinematic data were sampled at 100Hz and the cutoff frequency of the low-pass filter was chosen after a residual analysis<sup>19</sup>. A low-pass second order Butterworth digital filter at 5 Hz was applied.

We set as UL motor performance variables: movement cycle time (s), going phase and returning phase velocities (m/s); and we set as UL movement quality variables: elbow RoM (degree), shoulder RoM (degree), smoothness by

the number of peak velocity (NMU), trunk anterior displacement (cm) and trunk forward inclination (%). NMU represents the number of peaks in the velocity profile during the reaching task. We considered the trunk forward inclination as the relative trunk contribution to reach the target. Trunk inclination was calculated as the percentage ratio between trunk and hand anterior displacement.

#### *Lower limb functional assessment by Inertial Measurement Unit Systems*

Assessments of LL motor performance were performed through instrumented measures of gait and functional mobility. For data acquisition, we used the wireless inertial sensor device BTS G WALK® (BTS Bioengineering S.p.A, Italy). The IMU system was attached to the participant's back with a semi-elastic belt. Data was sampled at 100 Hz, transmitted via Bluetooth to a computer and processed using a dedicated software (BTS G-STUDIO).

#### *Gait analysis*

Gait analysis was assessed during the 10-meter walk test (10MWT). Participants were instructed to walk at a self-selected speed along a path of 10 meters. Spatiotemporal gait parameters were collected using the IMU placed on the S1 vertebrae. Participants were instructed to wear comfortable shoes and use their assistive device if necessary. The following parameters were obtained: Gait velocity [m/s]; Cadence [steps/min]; Stride length [m] and Step length [m]. Each participant performed this test three times and the best result was used in the analysis.

#### *Functional Mobility*

Instrumented timed up and go test (TUG) was used to evaluate functional mobility. TUG is calculated as the time required to complete all phases of the test: 1) lift from a chair; 2) walk 3 meters; 3) turn around; 4) walk 3 meters back to the chair; and 5) sit down<sup>20</sup>. Subjects were instructed to carry out the course in the fastest and safest way possible and to turn towards their paretic side<sup>3</sup>. Duration of the test and the acceleration were measured using the same IMU placed at T12. Each participant performed this test three times and the best result was used in the analysis.

### *Statistical Analysis*

The sample size was determined based on a previous study<sup>13,14</sup> ([www.sample-size.net/correlation-sample-size/](http://www.sample-size.net/correlation-sample-size/)). The enrolment of 28 participants would ensure that this trial was powered to detect significant correlation between FMA and UL reaching velocity ( $r=0.51$ ) and gait velocity ( $r=0.63$ ).

Data were expressed as mean, standard deviation or 95% confidence intervals (continuous variables) and frequency distribution (categorical variables). The Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality of the continuous variables. To verify the correlations between clinical and instrumented measurements, Pearson's and Spearman's correlation coefficients were used for parametric and non-parametric variables, respectively. The significance level was set at  $p<0.05$ . We interpreted the strength of correlations as follows: 0.26–0.49 = weak; 0.5–0.69 = moderate; 0.7–0.89 = strong; and 0.9–1.0 = very strong. Multiple regressions were performed between clinical and instrumented

outcomes. We selected the variables (predictors) through the stepwise method. Analysis of residues was carried out to for adequacy of the model. The instrumented measures (variable dependent) were estimated against FMA scores and MAS degree (predictors). Using receiver operating characteristic (ROC) curve, we calculated the area under the curve, the sensitivity and specificity values for predictors. Using the sensitivity and specificity data, we estimated a cutoff value for transition between levels of severity. The cutoff score of 32/66 in the FMA-UL was used to discriminate subjects as severe (group 1) and moderate-mild (group 2). The association between severity and the reclassified variable was assessed by Chi-Square. We used the IBM SPSS statistical software version 21.0 for all analysis.

## **Results**

### *Participants*

Thirty-four participants with chronic hemiparesis after stroke (23 men,  $58.38 \pm 14.56$  years) were included in this study. Table 1 depicts the demographic and clinical characteristics of subjects. Eight individuals with severe impairment of LL used their usual assistive device (single-point cane and/or ankle-foot orthosis) during gait evaluation.

---

Table 1 near here

---

### *Upper limb and lower limb functional instrumented measurements*

Descriptive results regarding UL and LL functional instrumented

measures are presented in table 2, according to severity of motor impairment (FMA scores). As expected, subjects with severe UL impairment presented worse motor performance and movement quality during the reaching task compared to those with mild and moderate compromise. With regard to LL motor performance, individuals with mild LL impairment presented better results of gait velocity, walking cadence, stride and step length than those with moderate or severe compromise. In addition, functional mobility values were better in those subjects with mild LL impairment compared to those classified as severe.

---

Table 2 near here

---

### *Correlations*

Table 3 shows the correlations between UL clinical and kinematic measures. We found a strong correlation between FMA-UL and elbow RoM, and moderate correlations between FMA-UL and both movement performance and movement quality variables. Besides, there were strong correlations between FMA-UL and trunk compensatory movements during UL reaching task. Regarding spasticity, some correlations were found between UL MAS and kinematic variables of movement quality.

---

Table 3 near here

---

With regard to the LL clinical and instrumented measures, we found weak to moderate correlations between FMA-LL scores and instrumented gait parameters (velocity, cadence, stride length and step length). We also found

moderate correlations between FMA-LL scores and instrumented TUG (time to perform TUG and time sit to stand). Regarding LL spasticity, there was correlation only between spasticity of plantiflexors and time to perform TUG. Table 4 depicts all LL correlations.

---

Table 4 near here

---

#### *Multiple Regression Analysis and ROC Curve*

Although results of both MAS of elbow flexors and FMA-UL were significantly correlated with the trunk anterior displacement, the best model explaining the variance of trunk displacement included only the FMA-UL. This predictor was able to explain 63% of the variance in trunk anterior displacement ( $F= 50.05$ ;  $p <0.001$ ;  $r^2=0.63$ ). On the other hand, regression analysis revealed that MAS scores did not contribute to the variance of trunk displacement. The corresponding regression equation was: trunk anterior displacement =  $-0.436 + 0.634$  FMA-UL.

The ROC curve analysis showed that the area under the curve was 0.97 ( $p <0.001$ ; 95% I.C. 0.92 to 1.00). The cutoff value estimated by sensitivity/specificity decision analysis was 9.0 cm of trunk anterior displacement (sensitivity, 0.81 and specificity 0.944). Therefore, individuals with mild/moderate and severe compromise presented less than 9.0 cm or more than 9.0 cm of trunk anterior displacement, respectively. In our sample, 92% of individuals who presented more than 9 cm of trunk displacement were classified as having severe UL motor impairment ( $p <0.001$ ).

Regarding the LL, FMA-LL scores explained 36% of the variance in gait velocity ( $F= 18.19$ ,  $p < 0.001$ ;  $r^2=0.36$ ). The corresponding regression equation was:  $\text{Gait velocity} = -0.135 + 0.043 \text{ FMA-LL}$ . The degrees of MAS did not contribute to the variance of this variable. The ROC curve analysis presented an area under the curve of 0.19 ( $p < 0.007$ ; 95% I.C. 0.029 to 0.358). Therefore, it was not possible to estimate the cutoff value for gait velocity.

## **Discussion**

This study aimed to correlate UL and LL clinical scales with instrumented measurements in chronic post-stroke subjects with mild, moderate and severe motor impairment. When analyzing the UL variables, we found important correlations of motor impairment (FMA-UL) with motor performance and movement quality during the kinematic reaching task. Likewise, LL motor impairment (FMA-LL) was related to LL motor performance during both instrumented 10MWT and TUG. To the best of our knowledge, this is the first study analyzing clinical and instrumented measures of UL and LL in chronic post-stroke subjects with different levels of motor impairment.

UL motor impairment (FMA-UL) was moderately correlated to UL motor performance including movement cycle time and returning phase velocity. Besides, FMA-UL scores were weakly correlated with going phase velocity during reaching task. These results show that subjects with greater UL impairment also presented lower movement velocities and took a longer time to complete the task. Two previous studies, including post-stroke individuals with mild/moderate motor

impairment<sup>2</sup> assessed the kinematics during a drinking and a reach-grasp task and demonstrated weak correlations between FMA-UL and movement cycle time<sup>13</sup>. These authors also found strong correlations between FMA-UL and motor performance during an UL point-to-point reaching task. However, they included only post-stroke subjects in the subacute phase and with moderate/severe UL impairment<sup>21</sup>.

Regarding the spasticity, we found weak correlations between elbow/wrist spasticity and movement cycle time. This correlation showed that greater the degree of spasticity, longer is the time required to complete the task. However, considering that we just found a weak correlation with only one variable, these results could suggest that MAS is poorly related with UL motor performance. In accordance with our results, a previous study analyzing post-stroke subjects reported only a weak correlation between MAS and peak velocity<sup>13</sup>.

Even though kinematic analysis is recommended rather than clinical scales to measure quality of movements and identify motor alterations<sup>21,22</sup> we found strong correlations between FMA-UL and the majority of movement quality variables. We observed a strong correlation between FMA-UL and movement smoothness evidencing that the greater is the severity of impairment, the worse is the UL movement smoothness (NMU). Previous studies have shown different strength of relationship between FMA-UL and movement smoothness<sup>13,21,23</sup>. Among them, two studies including post-stroke subjects with mild and moderate UL impairment found weak<sup>13</sup> and moderate correlations<sup>23</sup>. In line with our results,

one study including severe post-stroke subjects in the subacute phase found a strong correlation between these variables<sup>21</sup>.

As expected, we found strong correlations between trunk compensatory movements (trunk anterior displacement and trunk forward inclination) and FMA-UL scores. Compensatory movements are used to assist a restricted elbow extension RoM or elbow/shoulder disrupt in interjoint coordination during a functional task<sup>24</sup>. According to the multiple regression analyses, the level of UL motor impairment explains the majority of variance in the trunk anterior displacement. We also discriminated the trunk displacement by a sensitivity/specificity decision curve analyses according the UL severity. This analysis indicated a cutoff point of 9 cm between mild/moderate and severe level of impairment during the reaching task. This finding suggests that post-stroke subjects presenting more than 9 cm of trunk anterior displacement could be classified as having severe UL impairment. Under a clinical point of view, the measurement of UL impairment by FMA could provide an indirect measurement of trunk displacement. Similarly to previous studies, the MAS of elbow and wrist were also correlated with movement quality, including movement smoothness, elbow RoM, and trunk displacement<sup>1,13</sup>. Therefore, our findings confirm the negative influence of spasticity on UL movement quality.

It is known that the major disturbances in hemiparetic gait is the reduced velocity that may be related to chronicity and/or severity of stroke. Similarly to previous studies, we showed significant inverse correlations between FMA-LL and gait parameters<sup>14,25</sup>. The FMA-LL was also correlated to the functional

mobility. This result shows that the worse is the motor impairment the longer is the time to complete the task and the time in the sit to stand phase (worse is the functional mobility). We did not find correlations between FMA-LL and other instrumented-TUG variables. This result could suggest that the time to perform TUG may depend more on gait parameters than on acceleration<sup>3,4</sup>.

Our results did not evidence correlation between MAS and instrumented gait variables. Although spasticity may interfere on concentric LL movements<sup>26,27</sup>, is still difficult to determine the influence of spasticity on gait performance disabilities<sup>28</sup>. This result may support the hypothesis that muscle weakness could contribute more than spasticity to gait disorders after stroke<sup>28-30</sup>.

### *Limitations*

One important limitation of this study is that we just evaluated LL movement performance and did not evaluate movement quality. Another limitation is the lack of sensory and strength evaluations.

### *Clinical relevance*

This study showed important correlations between clinical and instrumented measures in chronic post-stroke subjects with different levels of impairment. Combining clinical and instrumented measurements is strongly recommended in stroke rehabilitation. However, it is difficult to have movement system's analyses in the clinical setting. Based on our results, we recommend the use of FMA to evaluate UL and LL motor performance and UL movement quality. Besides, the MAS could be used to infer about UL movement quality.

## Conclusions

The findings of this study suggest that FMA may be used to presume UL and LL motor performance and UL movement quality. In addition, the FMA-UL is able predict trunk compensatory movements during reaching task. The MAS could only be used to infer about UL movement quality in chronic post-stroke subjects with different levels of motor impairment.

## References

1. Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res*. 2003;151(3):289-300.
2. Alt Murphy M, Willen C, Sunnerhagen KS. Movement kinematics during a drinking task are associated with the activity capacity level after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012;26(9):1106-1115.
3. Bonnyaud C, Pradon D, Vaugier I, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. Timed Up and Go test: Comparison of kinematics between patients with chronic stroke and healthy subjects. *Gait Posture*. 2016;49:258-263.
4. Bonnyaud C, Pradon D, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke. *PLoS One*. 2015;10(6):e0129821.
5. Santisteban L, Teremetz M, Bleton JP, Baron JC, Maier MA, Lindberg PG. Upper Limb Outcome Measures Used in Stroke Rehabilitation Studies: A Systematic Literature Review. *PLoS One*. 2016;11(5):e0154792.

6. Sprager S, Juric MB. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors (Basel)*. 2015;15(9):22089-22127.
7. Hiengkaew V, Jitaree K, Chaiyawat P. Minimal detectable changes of the Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Assessment Scale, Timed "Up & Go" Test, gait speeds, and 2-minute walk test in individuals with chronic stroke with different degrees of ankle plantarflexor tone. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(7):1201-1208.
8. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987;67(2):206-207.
9. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. 1975;7(1):13-31.
10. Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Fakhari Z, Mashayekhi M, Herasi M. Assessing the reliability of the Modified Modified Ashworth Scale between two physiotherapists in adult patients with hemiplegia. *NeuroRehabilitation*. 2009;25(4):235-240.
11. Michaelsen SM, Rocha AS, Knabben RJ, Rodrigues LP, Fernandes CG. Translation, adaptation and inter-rater reliability of the administration manual for the Fugl-Meyer assessment. *Rev Bras Fisioter*. 2011;15(1):80-88.
12. Clark RA, Bower KJ, Mentiplay BF, Paterson K, Pua YH. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. *J Biomech*. 2013;46(15):2722-2725.

13. Chang J-J, Yang, Y-S, Wu, W-L, Guo, L-Y, Su, F-C. The Constructs of Kinematic Measures for Reaching Performance in Stroke Patients. *J Med Biol Eng.* 2008;28(2):65-70.
14. Lin SI. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(2):197-203.
15. von Elm E, Altman DG, Egger M, et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: guidelines for reporting observational studies. *Int J Surg.* 2014;12(12):1495-1499.
16. Almeida OP. [Mini mental state examination and the diagnosis of dementia in Brazil]. *Arq Neuropsiquiatr.* 1998;56(3B):605-612.
17. Singer B, Garcia-Vega J. The Fugl-Meyer Upper Extremity Scale. *J Physiother.* 2017;63(1):53.
18. Daly JJ, Zimbelman J, Roenigk KL, McCabe JP, Rogers JM, Butler K, et al. Recovery of coordinated gait: randomized controlled stroke trial of functional electrical stimulation (FES) versus no FES, with weight-supported treadmill and over-ground training. *Neurorehabil Neural Repair.* 2011;25(7):588-596.
19. Menegoni F, Milano E, Trotti C, Galli M, Bigoni M, Baudo S, et al. Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. *Eur J Neurol.* 2009;16(2):232-239.
20. Galli M, Kleiner A, Gaglione M, Sale P, Albertini G, Stocchi F, De Pandis MF. Timed Up and Go test and wearable inertial sensor: a new combining

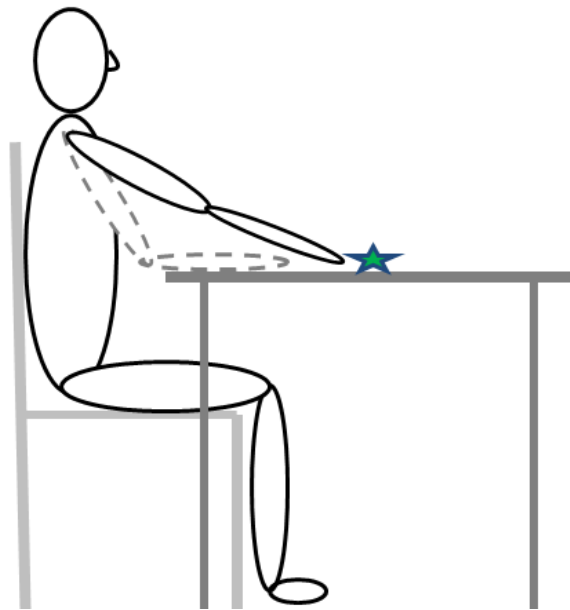
- tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical peripheral stimulation treatment. *IJEIT*. 2015;4:155-163.
21. Duret C, Courtial O, Grosmaire AG. Kinematic measures for upper limb motor assessment during robot-mediated training in patients with severe sub-acute stroke. *Restor Neurol Neurosci*. 2016;34(2):237-245.
  22. Subramanian SK, Yamanaka J, Chilingaryan G, Levin MF. Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment poststroke. *Stroke*. 2010;41(10):2303-2308.
  23. Celik O, O'Malley MK, Boake C, Levin HS, Yozbatiran N, Reistetter TA. Normalized movement quality measures for therapeutic robots strongly correlate with clinical motor impairment measures. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2010;18(4):433-444.
  24. Levin MF, Liebermann DG, Parmet Y, Berman S. Compensatory Versus Noncompensatory Shoulder Movements Used for Reaching in Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2016;30(7):635-646.
  25. Chen CL, Chen HC, Tang SF, 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(12):925-935.
  26. Ivanhoe CB, Reistetter TA. Spasticity: the misunderstood part of the upper motor neuron syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004;83(10 Suppl):S3-9.
  27. Naghdi S, Ansari NN, Azarnia S, Kazemnejad A. Interrater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) for patients with wrist flexor muscle spasticity. *Physiother Theory Pract*. 2008;24(5):372-379.

28. Arene N, Hidler J. Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: a review of the literature. *Top Stroke Rehabil.* 2009;16(5):346-356.
29. Ng SS, Hui-Chan CW. Contribution of ankle dorsiflexor strength to walking endurance in people with spastic hemiplegia after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(6):1046-1051.
30. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 1999;78(2):123-130.

## Figure Legends

**Figure 1. Upper limb Reaching task.** Subject seated in a chair with both hands placed on the table. Dashed line indicates the initial and final arm position. The continuous line represent the arm reached to a target (star) placed at 80% of upper limb length.

Figure 1.



**Table 1.** Demographic characteristics and clinical measures

Demographic Characteristic	n=34		
Age (y)	58.38 ± 14.56		
Sex (M/F)	23/11		
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )	26.09 ± 3.86		
Affected side (R/L)	14/10		
MMSE	26.76 ± 3.15		
Type of stroke (I/H)	28/6		
Time after Stroke (months)	24.66 ± 17.79		
<b>Clinical Measures</b>			
<b>Fugl Meyer Assessment</b>			
Upper limb (0-66)	35.65 ± 15.31		
Lower limb (0-34)	22.24 ± 5.00		
Total (0-100)	57.82 ± 18.28		
<b>Muscle Tone<sup>#</sup> (0-4)</b>	0 / 1	1+ / 2	3 / 4
Shoulder adductors	41.7	50.0	8.3
Elbow flexors	37.5	50.0	12.5
Wrist flexors	50.0	41.7	8.3
Hip adductors	70.8	29.2	0
Knee extensors	83.4	16.6	0
Plantiflexors	25.0	25.0	50.0

Values are mean ± SD # Values presented as percentages

(%).n: Number of participants; y: years. F: Female; M: Male;

MMSE: Mini-mental state examination; L: Left; R: Right;

I: Ischemic; H: Hemorrhagic; Muscle tone was assessed using the Modified Ashworth Scale (MAS).

**Table 2.** Instrumented measures of upper limb and lower limb

<b>UL reaching kinematic analysis</b>		<b>UL Motor impairment</b>		
<b>Motor Performance</b>	<b>Mild (n= 9)</b>	<b>Moderate (n= 9)</b>	<b>Severe (n= 16)</b>	
Movement cycle time (s)	2.10 [1.48:2.71]	2.34 [1.93:2.77]	3.13 [2.53:3.73]	
Going Phase Velocity (m/s)	0.34 [0.27:0.42]	0.32 [0.25:0.39]	0.28 [0.22:0.34]	
Returning Phase Velocity (m/s)	0.36 [0.30:0.42]	0.35 [0.29:0.42]	0.28 [0.23:0.33]	
<b>Movement Quality</b>				
Elbow ROM (degree)	36.32 [31.74:40.91]	23.58 [15.28:31.88]	13.61 [9.54:17.70]	
Shoulder ROM (degree)	15.90 [11.29:20.52]	10.13 [6.62:13.60]	10.22 [8.00:12.44]	
Smoothness (NMU)	2.26 [1.84:2.68]	3.03 [2.42:3.66]	4.39 [3.60:5.17]	
Trunk anterior displacement (cm)	02 [01:03]	05 [03:07]	13 [11:16]	
Trunk forward inclination (%)	10 [05:15]	27 [17:37]	69 [56:83]	
<b>LL functional assessment (IMU)</b>		<b>LL Motor impairment</b>		
<b>Gait analysis (10MWT)</b>	<b>Mild (n=8)</b>	<b>Moderate (17)</b>	<b>Severe (n=9)</b>	
Velocity (m/s)	1.17 [0.94 1.39]	0.79 [0.65:0.93]	0.52 [0.30:0.74]	
Cadency (step/min)	114.8 [106.4:123.2]	93.05 [83.9:102.1]	78.60 [59.1:97.9]	
Stride length (cm)	1.24 [1.02:1.45]	1.04 [0.92:1.16]	0.80 [0.64:0.95]	
Step length (cm)				
Affected side (cm)	0.64 [0.52:0.75]	0.53 [0.46:0.59]	0.44 [0.34:0.53]	
Unaffected side (cm)	0.61 [0.34:0.53]	0.51[0.34:0.53]	0.36 [0.27:0.45]	
<b>Functional Mobility (TUG)</b>	<b>Mild (n=8)</b>	<b>Moderate (17)</b>	<b>Severe (n=8*)</b>	
Total time (s)	9.24 [7.47:11.00]	18.00 [10.73:25.28]	31.53 [17.47:45.59]	
Time sit to stand (s)	1.32 [1.04:1.60]	1.53 [1.30:1.76]	2.35 [1.50:3.20]	
Time stand to sit (s)	1.40 [1.23:1.56]	1.88 [1.41:2.34]	1.96 [1.47:2.45]	
Acceleration Sit to Stand (m/s <sup>2</sup> )	6.39 [4.35:8.4]	5.24 [4.09:6.39]	4.19 [2.44:5.93]	
Acceleration Stand to Sit (m/s <sup>2</sup> )	6.59 [3.70:9.47]	7.33 [ 4.60:10.05]	8.61 [6.41:10.80]	

Values are expressed as mean + 95% Confidence Interval; n=Number participants;

IMU=Inertial measurement unit; 10MWT= Ten meter walking test. \*=One subject did not complete the test; Motor Impairment was classified according to Fulg Meyer Assessment. RoM: Range of Motion. UL: upper limb, LL: lower limb.

**Table 3.** Correlation between UL clinical and kinematic measures

UL reaching task kinematic analysis		Clinical Measures			
Motor Performance		UL-FMA	MAS Shoulder	MAS Elbow	MAS wrist
Movement cycle time (s)	R	-0.567*	0.215	0.394*	0.380*
	p-value	0.000	0.230	0.025	0.032
Going Phase Velocity (m/s)	R	0.460*	-0.230	-0.293	-0.079
	p-value	0.006	0.206	0.104	0.668
Returning Phase Velocity(m/s)	R	0.594*	-0.324	-0.389	-0.247
	p-value	0.000	0.070	0.028	0.173
<b>Movement Quality</b>					
Elbow RoM (degrees)	R	0.776*	0.220	-0.439*	-0.539*
	p-value	0.000	0.227	0.012	0.001
Shoulder RoM (degrees)	R	0.297	-0.451*	-0.454*	-0.174
	p-value	0.880	0.010	0.009	0.341
Smoothness (NMU)	R	-0.728*	0.476*	0.596*	0.460*
	p-value	0.000	0.006	0.001	0.008
Trunk anterior displacement (cm)	R	-0.858*	0.298	0.638*	0.656*
	p-value	0.000	0.098	0.000	0.000
Trunk forward inclination (%)	R	-0.861*	0.380	0.621*	0.608*
	p-value	0.000	0.032	0.000	0.000

R: Spearman's correlation coefficient; \*p-value <0.05 ; MAS: Modified Ashworth Scale;

RoM: Range of Motion; UL-FMA: Upper Limb Fulg Meyer Assessment.

**Table 4.** Correlation between LL clinical and instrumented measures

Lower limb functional assessment (IMU)		Clinical Measures			
Gait analysis (10MWT)		LL-FMA	MAS Hip	MAS Knee	MAS ankle
Velocity (m/s)	R <sub>p</sub>	0.602*	-0.169	-0.196	-0.339
	p-value	0.000	0.340	0.268	0.050
Cadency (steps/min)	R	0.585*	-0.316	-0.204	-0.287
	p-value	0.000	0.068	0.247	0.100
Stride length (cm)	R <sub>p</sub>	0.445*	0.014	-0.091	-0.231
	p-value	0.008	0.936	0.607	0.188
Step length (cm)	R <sub>p</sub>	0.359*	-0.003	-0.140	-0.089
	p-value	0.023	0.944	0.430	0.285
Functional mobility (TUG)					
Time (s)	R	-0.630*	0.314	0.265	0.396*
	p-value	0.000	0.076	0.137	0.022
Time sit to stand (s)	R	-0.442*	0.290	0.063	0.058
	p-value	0.010	0.102	0.728	0.750
Time stand to sit (s)	R	-0.301	0.232	0.191	0.297
	p-value	0.088	0.194	0.287	0.093
Acceleration sit to stand (m/s <sup>2</sup> )	R <sub>p</sub>	0.249	0.214	-0.082	-0.098
	p-value	0.163	0.232	0.649	0.588
Acceleration stand to sit (m/s <sup>2</sup> )	R	-0.321	-0.002	-0.036	0.158
	p-value	0.068	0.992	0.842	0.380

R: Spearman's correlations coefficient; R<sub>p</sub>: Pearson's correlation coefficient; \*p-value <0.05  
 IMU: Inertial measurement unit; MAS: Modified Ashworth Scale; LL-FMA: Lower Limb Fulg Meyer Assessment; TUG: Timed up and go test. 10MWT: Ten minutes walking test.

## 5. CONCLUSÃO GERAL

Este estudo visou analisar a relação entre as avaliações clínicas do comprometimento motor (FMA) e da espasticidade (MAS) do MS e MI com a qualidade do movimento do MS e o desempenho motor de MS e MI avaliados por sistema instrumentado. Nossos interesses foram voltados para consolidações de achados similares e para desenvolvimento de novas contribuições para a literatura e prática clínica.

Apesar de estudos prévios investigarem a correlação entre medidas clínicas e instrumentadas em indivíduos, principalmente relacionados ao membro superior, entendemos que a capacidade de escalas clínicas distinguirem diferentes níveis de comprometimento (incluindo o comprometimento grave) de indivíduos crônicos após AVC ainda não havia sido pesquisada adequadamente.

Os achados deste estudo indicam que a FMA, além de classificar o nível de comprometimento motor, pode presumir a avaliação do desempenho motor e da qualidade do movimento do MS. Além disso, a FMA-MS é capaz de prever movimentos compensatórios do tronco durante a tarefa de alcance. Nossos resultados também demonstram que a FMA-MI pode ser usada como uma ferramenta confiável para avaliar o desempenho do motor MI.

Por outro lado, a escala que avaliou a espasticidade (MAS) pode somente inferir informações sobre a qualidade do movimento do MS. Esses resultados são de grande relevância na reabilitação dos indivíduos após AVC, uma vez que reforçam o uso da FMA e restringem a aplicação da escala MAS como medida indireta de qualidade do movimento. Nesta perspectiva, é interessante desenvolver novos estudos que explorem a relação entre medidas clínicas e instrumentadas na avaliação da qualidade de movimento de MI. Além disso, são necessários estudos para facilitar o uso de IMUs na avaliação do MS, visando à padronização desse método.

## ANEXOS

### ANEXO A:STROBE

STROBE Statement—checklist of items that should be included in reports of observational studies

	Item No	Recommendation
<b>Title and abstract</b>	1	(a) Indicate the study's design with a commonly used term in the title or the abstract (b) Provide in the abstract an informative and balanced summary of what was done and what was found
<b>Introduction</b>		
Background/rationale	2	Explain the scientific background and rationale for the investigation being reported
Objectives	3	State specific objectives, including any prespecified hypotheses
<b>Methods</b>		
Study design	4	Present key elements of study design early in the paper
Setting	5	Describe the setting, locations, and relevant dates, including periods of recruitment, exposure, follow-up, and data collection
Participants	6	(a) <i>Cohort study</i> —Give the eligibility criteria, and the sources and methods of selection of participants. Describe methods of follow-up <i>Case-control study</i> —Give the eligibility criteria, and the sources and methods of case ascertainment and control selection. Give the rationale for the choice of cases and controls <i>Cross-sectional study</i> —Give the eligibility criteria, and the sources and methods of selection of participants (b) <i>Cohort study</i> —For matched studies, give matching criteria and number of exposed and unexposed <i>Case-control study</i> —For matched studies, give matching criteria and the number of controls per case
Variables	7	Clearly define all outcomes, exposures, predictors, potential confounders, and effect modifiers. Give diagnostic criteria, if applicable
Data sources/ measurement	8*	For each variable of interest, give sources of data and details of methods of assessment (measurement). Describe comparability of assessment methods if there is more than one group
Bias	9	Describe any efforts to address potential sources of bias
Study size	10	Explain how the study size was arrived at
Quantitative variables	11	Explain how quantitative variables were handled in the analyses. If applicable, describe which groupings were chosen and why
Statistical methods	12	(a) Describe all statistical methods, including those used to control for confounding (b) Describe any methods used to examine subgroups and interactions (c) Explain how missing data were addressed (d) <i>Cohort study</i> —If applicable, explain how loss to follow-up was addressed <i>Case-control study</i> —If applicable, explain how matching of cases and controls was addressed <i>Cross-sectional study</i> —If applicable, describe analytical methods taking account of sampling strategy (e) Describe any sensitivity analyses

Continued on next page

<b>Results</b>		
Participants	13*	(a) Report numbers of individuals at each stage of study—eg numbers potentially eligible, examined for eligibility, confirmed eligible, included in the study, completing follow-up, and analysed (b) Give reasons for non-participation at each stage (c) Consider use of a flow diagram
Descriptive data	14*	(a) Give characteristics of study participants (eg demographic, clinical, social) and information on exposures and potential confounders (b) Indicate number of participants with missing data for each variable of interest (c) <i>Cohort study</i> —Summarise follow-up time (eg, average and total amount)
Outcome data	15*	<i>Cohort study</i> —Report numbers of outcome events or summary measures over time <i>Case-control study</i> —Report numbers in each exposure category, or summary measures of exposure <i>Cross-sectional study</i> —Report numbers of outcome events or summary measures
Main results	16	(a) Give unadjusted estimates and, if applicable, confounder-adjusted estimates and their precision (eg, 95% confidence interval). Make clear which confounders were adjusted for and why they were included (b) Report category boundaries when continuous variables were categorized (c) If relevant, consider translating estimates of relative risk into absolute risk for a meaningful time period
Other analyses	17	Report other analyses done—eg analyses of subgroups and interactions, and sensitivity analyses
<b>Discussion</b>		
Key results	18	Summarise key results with reference to study objectives
Limitations	19	Discuss limitations of the study, taking into account sources of potential bias or imprecision. Discuss both direction and magnitude of any potential bias
Interpretation	20	Give a cautious overall interpretation of results considering objectives, limitations, multiplicity of analyses, results from similar studies, and other relevant evidence
Generalisability	21	Discuss the generalisability (external validity) of the study results
<b>Other information</b>		
Funding	22	Give the source of funding and the role of the funders for the present study and, if applicable, for the original study on which the present article is based

\*Give information separately for cases and controls in case-control studies and, if applicable, for exposed and unexposed groups in cohort and cross-sectional studies.

## ANEXO B: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

IRMANDADE DA SANTA CASA  
DE MISERICORDIA DE PORTO  
ALEGRE - ISCMPA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Efeitos da associação da eletroestimulação funcional e da estimulação transcraniana por corrente contínua na recuperação da função sensório-motora de membro superior e da marcha de pacientes com sequela de Acidente Vascular Cerebral - Ensaio Clínico Randomizado

**Pesquisador:** ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 64817717.2.0000.5335

**Instituição Proponente:** Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre - ISCMPA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.159.353

#### **Apresentação do Projeto:**

Estudo randomizado de duas formas de reabilitação neurofuncional após acidente vascular isquêmico com sequela de déficit motor em membros superior e inferior através de 2 formas de eletroestimulação: a eletroestimulação funcional (FES) e a estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS). Os participante serão atendidos em suas casas totalizando 10 sessões e serão avaliados pré e após o tratamento de forma cegada para o tipo de terapia que recebeu. As avaliações englobam testes de alcance para frente com ambos os braços, atividade motora de braço e mão, caminhada, equilíbrio e qualidade de vida.

Também serão coletados sangue para avaliação de níveis de uma neurotrofina, o fator neurotrófico derivado do cérebro (BDNF), que pode desempenhar um elo entre contração muscular/atividade física e plasticidade neural.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

Verificar os efeitos da associação entre FES e tDCS na reabilitação da função sensório-motora do MS, investigando seus efeitos na reabilitação da marcha de pacientes com hemiparesia crônica após AVC.

IRMANDADE DA SANTA CASA  
DE MISERICORDIA DE PORTO  
ALEGRE - ISCMPA



Continuação do Parecer: 2.159.353

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Após reavaliação do protocolo acima descrito, o presente comitê não encontrou óbices quanto ao desenvolvimento do estudo em nossa Instituição e poderá ser iniciado a partir da data deste parecer.

Obs.: 1 - O pesquisador responsável deve encaminhar à este CEP, Relatórios de Andamento dos Projetos desenvolvidos na ISCMPA. Relatórios Parciais (pesquisas com duração superior à 6 meses), Relatórios Finais (ao término da pesquisa) e os Resultados Obtidos (cópia da publicação).

2 – Para o início do projeto de pesquisa, o investigador deverá apresentar a chefia do serviço (onde será realizada a pesquisa), o Parecer Consubstanciado de aprovação do protocolo pelo Comitê de Ética.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_856055.pdf	19/06/2017 20:26:47		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Termo_imunologia.pdf	10/05/2017 20:34:16	Kátia Daniele Rech	Aceito
Outros	carta_comite.pdf	10/05/2017 20:33:08	Kátia Daniele Rech	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_1_1.pdf	10/05/2017 20:31:59	Kátia Daniele Rech	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_1_1.pdf	10/05/2017 20:30:56	Kátia Daniele Rech	Aceito
Orçamento	orcamento_Plataforma.pdf	15/02/2017 10:34:11	Kátia Daniele Rech	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_PlataformaBrasil.pdf	15/02/2017 10:33:28	Kátia Daniele Rech	Aceito
Outros	declaracao_de_insencao_de_onus_a_instituicao.pdf	13/02/2017 13:49:56	Kátia Daniele Rech	Aceito

IRMANDADE DA SANTA CASA  
DE MISERICORDIA DE PORTO  
ALEGRE - ISCMPA



Continuação do Parecer: 2.159.353

Outros	DECLARACAO_DE_AUTORIZACAO_D A CHEFIA_RESPONSAVEL.pdf	13/02/2017 13:41:28	Kátia Daniele Rech	Aceito
Outros	FORMULARIO_DE_INSCRICAO_DE_P ROJETOS_DE_PESQUISA_COMITE_E M_PESQUISA_ISCMPA.pdf	13/02/2017 09:55:10	Kátia Daniele Rech	Aceito
Outros	UFCSPA_Termo_de_compromisso_par a_entrega_de_relatorio_semestral_ou_fi nal.pdf	13/02/2017 09:51:46	Kátia Daniele Rech	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_de_confidencialidade_do_s ujeito_no_estudo.pdf	12/02/2017 23:31:32	ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_de_utilizacao_de_dados_de _prontuarios_e_uso_de_publicacao.pdf	12/02/2017 23:26:59	ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Declaracao_de_compromisso_para_utili zacao_de_dados_de_material_biologico. pdf	12/02/2017 22:59:15	ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT	Aceito
Cronograma	cronograma.pdf	12/02/2017 22:55:10	ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TERMO_DE_ANUENCIA_DO_RESPON SAVEL_PELÓ_SETOR_ÓU_INSTITUIC AO_ONDE_SÉRA_REALIZADA_A_PES QUIA.pdf	12/02/2017 22:54:17	ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	12/02/2017 22:39:01	ALINE DE SOUZA PAGNUSSAT	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PORTO ALEGRE, 06 de Julho de 2017

Assinado por:  
ELIZETE KEITEL  
(Coordenador)