

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

Maria Laura Schiefelbein

Qualidade de movimento e Desempenho Motor no Movimento de Alcance de Membro Superior após AVC

Universidade Federal de Ciências da Saúde
de Porto Alegre

Porto Alegre

2022

Maria Laura Schiefelbein

Qualidade de movimento e Desempenho Motor no Movimento de Alcance de Membro Superior após AVC

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

Orientadora: Profa. Dra. Aline de Souza Pagnussat

Porto Alegre

2022

Catálogo na Publicação

Schiefelbein, Maria Laura

Qualidade de movimento e Desempenho Motor no Movimento de Alcance de Membro Superior após AVC / Maria Laura Schiefelbein. -- 2022.

65 p. : 30 cm.

Dissertação (mestrado) -- Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2022.

Orientador(a): Aline de Souza Pagnussat.

1. Acidente Vascular Cerebral. 2. Movimento de Alcance de Membro Superior. 3. Desempenho Motor. 4. Qualidade de Movimento. I. Título.

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

Qualidade de movimento e Desempenho Motor no Movimento de Alcance de Membro Superior após AVC

BANCA AVALIADORA

Dra. Natalia Duarte Pereira
Departamento de Fisioterapia
Universidade Federal de São Carlos

Dra. Taiza Elaine Grespan Santos Edwards
Departamento de Neurociências e Ciências do Comportamento
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo

Dra. Fernanda Cechetti
Departamento de Fisioterapia
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

Porto Alegre
2022

AGRADECIMENTO

Gostaria de começar agradecendo imensamente à minha orientadora, professora Aline, pela oportunidade de aprendizado e crescimento tanto pessoal como profissional. Obrigada por ser essa grande inspiração para todas nós.

Gostaria de agradecer muito ao meu co-orientador, professor Régis, por todo o auxílio durante o desenvolvimento desse trabalho. Também preciso agradecer muito à Ana Paula Salazar, pela ajuda de sempre, e a todas as meninas do Projeto Stroke (Kátia, Riti, Carol), de onde esse trabalho se originou.

Agradecer imensamente à Carol Figueiredo, minha parceira durante todo o mestrado, sem ela seria impossível chegar a esse momento. Ao Grupo GNER, pelas trocas e aprendizados sempre.

Por fim, a minha família e amigas que sempre estiveram ao meu lado. Sem o apoio de vocês nada disso seria possível e nem valeria a pena. Obrigada e obrigada!!

*“E uma das condições necessárias a pensar certo é não estarmos demasiado certos de
nossas certezas.”*

Paulo Freire

RESUMO

Introdução: O deslocamento anterior do tronco excessivo durante a tarefa de alcance é uma estratégia motora comum após o Acidente Vascular Cerebral (AVC) que visa compensar a extensão limitada do cotovelo. Em indivíduos pós-AVC, as estratégias de compensação na tarefa de alcançar a frente são bem descritas na literatura. No entanto, até o momento, nenhum estudo investigou o quanto a extensão do cotovelo e o deslocamento do tronco determinam a qualidade do movimento e o perfil de velocidade durante toda a trajetória do movimento de alcance em indivíduos com diferentes níveis de comprometimento motor. **Objetivo:** Investigar o quanto a extensão de cotovelo e o deslocamento anterior de tronco influenciam durante toda a trajetória do movimento de alcance em indivíduos com diferentes graus de comprometimento motor após AVC. **Métodos:** 40 participantes pós-AVC foram divididos nos grupos grave (n=21) e leve/moderado (n=19). O desempenho motor e a qualidade do movimento durante o alcance de membro superior foram avaliados pela Análise Cinemática e comparados por Equação de Estimativa Generalizada. A medida estatística paramétrica (SPM) com o teste T de duas amostras foi utilizada para analisar toda a trajetória do movimento durante a análise cinemática dos movimentos de tronco e de cotovelo. **Resultado:** Analisando toda a amostra, em relação ao desempenho motor, o tempo total do ciclo de movimento teve correlação moderada com a extensão de cotovelo (-0,420) e com o deslocamento anterior de tronco (0,503). O perfil de velocidade teve correlação apenas com a extensão de cotovelo, sendo velocidade na fase ida (0,487), na fase de retorno (0,408) e pico de velocidade (0,413). Quanto a qualidade do movimento, as duas variáveis de suavidade correlacionaram-se com a extensão de cotovelo - *jerk* (-0,320) e *Número de Unidades de Movimento (NMU)* (-0,472) - e com o deslocamento de tronco - *jerk* (0,382) e *NMU* (0,614). De acordo com a regressão, apenas a extensão de cotovelo influenciou o perfil de velocidade (25,6%). Apenas o deslocamento de tronco predisse 33,7% da qualidade de movimento. Os indivíduos com comprometimento motor grave apresentaram pior movimento de cotovelo e tronco durante o primeiro terço da fase de ida e em todas as fases de ajuste do movimento de alcance comparados aos indivíduos leve/moderado. **Conclusão:** Melhorar a extensão de cotovelo irá impactar positivamente no desempenho motor de indivíduos pós-AVC, independente do grau de comprometimento. Evitar o uso excessivo de tronco levará a um movimento de alcance mais suave e preciso, com mais qualidade de movimento. Especialmente em indivíduos com comprometimento motor grave, a reabilitação deverá ser focada na melhora da extensão de cotovelo durante a metade da fase de ida e todas as fases de ajuste do movimento de alcance de MS.

Palavras-chave: Acidente Vascular Cerebral, Alcance de Membro Superior, Suavidade de movimento, Neuroreabilitação

ABSTRACT

Background Excessive trunk anterior displacement during the reaching task is a common motor strategy after stroke that aims to compensate the limited elbow extension. In post-stroke patients, compensation strategies in the reaching forward task are well described. However, until now, no study has investigated to which degree the elbow extension and trunk displacement determine the velocity profile and the movement quality (e.g., smoothness) during the whole range of motion in patients with different levels of motor compromise. **Objective.** Investigate to which degree the elbow extension and trunk anterior displacement influence the entire range of motion of the reaching task in individuals with different degrees of motor impairment after stroke. **Methods.** Forty post-stroke participants were divided into the severe (n=21) and mild/moderate (n=19) groups. Motor performance and movement quality during upper limb (UL) reaching forward were assessed by kinematic analysis and compared by Generalized Estimation Equations. SPM two-sample t-test was used to compare the entire kinematic waveforms of different trunk and elbow motions. **Results.** Regarding motor performance variables of all sample, movement cycle time was moderately correlated with elbow extension and trunk anterior displacement. The velocity profile was only related to elbow extension. About movement quality measures, both smoothness variables were correlated with the degrees of elbow extension and trunk anterior displacement. According to the regression, analyzing all the sample, only elbow extension predicted the velocity profile of reaching forward (25.6%). Trunk anterior displacement predicted 33.7% of the reaching movement quality. Individuals with severe compromise presented worst elbow and trunk movements during the first third of reaching going phase and during all the adjusting phase compared to people with mild/moderate motor impairment. **Conclusion.** Regarding all sample, improve elbow extension will impact on motor performance. Besides that, avoid excessive use of trunk during reaching can lead to a more precise and smooth reaching and a greater movement quality. Rehabilitation should be focused on elbow extension during the middle of going phase and all the adjusting phase, especially in individuals with severe motor impairment.

Key words: Stroke, reaching forward, movement smoothness, neurorehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Figure 1	33
Figura 2 – Figure 2	43
Figura 3 – Figure 3	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Table 1 – Demographic Characteristics	37
Tabela 2 – Table 2 – Kinematic Measures	39
Tabela 3 –Table 3 – Correlations and Multiple Regression Results.....	42

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
MS	Membro Superior
FMA	<i>Fugl Meyer Assesment</i>
ADM	Amplitude de Movimento
CIF	Classificação Internacional da Funcionalidade, Incapacidade e Saúde
SNC	Sistema Nervoso Central
AVD	Atividades de Vida Diária
BBT	<i>Box and Block Test</i>
NMU	<i>Number of Movement Units</i>
SPM	<i>Statistical Parametric Measures</i>
GEE	<i>Generalized Estimating Equation</i>
UL	<i>Upper Limb</i>
STROBE	<i>Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology</i>
UFCSPA	Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre
KMO	<i>Kaiser – Meyer – Okin</i>
MATLAB	<i>The Mathworks INC Laboratory</i>

SUMÁRIO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO.....	12
2. OBJETIVOS.....	22
3. REFERÊNCIAS CONTEXTUALIZAÇÃO.....	23
4. ARTIGO.....	28
5. CONCLUSÃO GERAL.....	50
6. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS.....	51
7. ANEXOS.....	52

1 CONTEXTUALIZAÇÃO

1.1. Introdução

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a segunda maior causa de morte em adultos no mundo. O AVC pode ser definido como uma doença cerebrovascular, de origem súbita, resultante da perturbação focal ou global da função cerebral.^{1,2,3} Na América Latina, o Brasil é o país que apresenta maior taxa de mortalidade por AVC.⁴ A Organização Mundial da Saúde estima que o AVC siga sendo uma das principais causas de morte no mundo até pelo menos 2030.⁵

Além dos altos índices de mortalidade, o AVC é o principal causador de incapacidade no mundo.³ Após o AVC, inúmeras alterações sensório-motoras podem ocorrer que levam à restrição nos níveis de atividade e na participação dos indivíduos.⁶ Dentre essas alterações, chamam atenção as disfunções de membro superior, que ocorrem em cerca de 60% dos sujeitos e influenciam muito nos níveis de incapacidade, mesmo após o processo de reabilitação.⁷

De acordo com o nível de severidade do comprometimento motor desses indivíduos, eles podem ser classificados em subgrupos. Podemos utilizar a avaliação *Fugl-Meyer Assessment (FMA)* para separá-los em leves, moderados e graves de acordo com o nível de comprometimento motor que apresentam nos membros superiores.⁸

Essa disfunção em membros superiores, principalmente em indivíduos com comprometimento motor grave, interfere negativamente em uma das atividades mais importantes para os seres humanos, o ato de alcançar a frente. Quando comparados a indivíduos saudáveis, sujeitos pós-AVC apresentam pior qualidade de movimento e desempenho motor durante o movimento de alcance a frente.^{9,10}

Após o AVC, os indivíduos passam a realizar o movimento de alcance mais lentamente e com menos suavidade.⁹ Esses sujeitos realizam um deslocamento de

tronco excessivo durante o alcance a frente para compensar as limitações de movimento de cotovelo e ombro.^{10,11}

Esses movimentos compensatórios muitas vezes são necessários para que os indivíduos consigam completar suas tarefas e manter sua funcionalidade.^{10,12} Porém, em longo prazo, essas compensações podem levar a disfunções permanentes como diminuição da amplitude de movimento (ADM) e da coordenação. A literatura já demonstra que realizar a restrição de tronco durante a reabilitação de membro superior após AVC é extremamente positivo. Pode estimular o ganho de ADM de cotovelo e ombro, além de diminuir os movimentos compensatórios e melhorar a função de membro superior.^{13,14}

A avaliação constante desses indivíduos é crucial para o processo de reabilitação. A análise cinemática é amplamente utilizada na literatura como meio de mensurar a qualidade de movimento, desempenho motor, velocidade, compensações e inúmeras outras variáveis. Além de serem medidas precisas, a análise cinemática permite uma visão completa e detalhada do movimento de alcance.^{15,16,17}

A reabilitação após AVC é bastante estudada na literatura. O movimento de alcance a frente com membro superior também já foi amplamente explorado. Porém, ainda existem lacunas a serem preenchidas em relação ao comportamento do membro superior e aos movimentos compensatórios que ocorrem durante o movimento de alcance, especialmente em indivíduos com comprometimento motor grave.^{12,13,18,19}

Dessa forma, propomos nessa dissertação uma abordagem ainda mais detalhada do movimento de alcance e as diferenças que podem ocorrer em indivíduos com diferentes níveis de comprometimento motor. Além disso, queremos explorar possíveis relações entre extensão de cotovelo e deslocamento anterior de tronco com o perfil de velocidade e a qualidade do movimento de alcance de membro superior.

1.2 Comprometimento motor no Acidente Vascular Cerebral

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF)¹⁵, a incapacidade pode ser conceituada de duas maneiras. Primeiro, pode ser classificada como um déficit da função corporal, tal como uma perda neuromusculoesquelética e de movimento relacionada à mobilidade articular, à força e tônus muscular e/ou à movimentos involuntários. Segundo, a incapacidade pode ser definida como um distúrbio de estrutura corporal, como um déficit significativo na estrutura do sistema nervoso central ou então na estrutura de segmentos corporais relacionados ao movimento, como o braço ou a mão.¹⁶

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) pode levar aos dois tipos de incapacidade. Após o AVC, entre 50-80% dos indivíduos apresentam disfunção de membro superior na fase aguda e, na fase crônica aproximadamente, 50% permanecem com esse distúrbio, mesmo após o processo de reabilitação.¹⁷ A incapacidade de membro superior pode gerar sérios prejuízos à função e à independência desses indivíduos, então se faz necessário entender a complexidade envolvida nesse distúrbio para podermos oferecer o melhor tratamento.

Entender a incapacidade de membro superior nos indivíduos após AVC é extremamente desafiador. O pesquisador *Raghavan* tentou justificar tamanha complexidade trazendo dois pontos importantes: 1. Os distúrbios de membro superior não são estáticos, ou seja, ao longo do processo de reabilitação a causa e o tipo de distúrbio podem variar, dessa forma, o tratamento precisa estar em constante evolução para acompanhar as variações apresentadas pelo paciente; 2. Distúrbios variados ocorrem simultaneamente, o paciente pode apresentar fraqueza muscular, espasticidade, dor, limitação de amplitude de movimento, entre outros, ao mesmo tempo, o que pode dificultar a escolha do que devemos tratar primeiro.¹⁷

Após o AVC, o sistema nervoso central e o restante do corpo passam por vários processos buscando a recuperação. No primeiro momento, os indivíduos passam pela fase chamada plasticidade excitatória. Como primeira resposta ao dano nervoso, ocorre uma paralisia flácida do lado acometido que pode durar dias ou semanas.

Após, ocorre o retorno dos reflexos e se instaura a espasticidade. O tônus, que na fase aguda após o AVC era flácido, aumenta de forma gradual, podendo chegar a graus de espasticidade severa na fase crônica após AVC.^{18,19} Esse processo foi descrito há muitos anos atrás; inúmeros estudos já foram e continuam sendo realizados com objetivo de alcançar a melhora funcional desses pacientes. Ao longo dos últimos anos, novas terapias surgiram, muitas delas com enfoque na reabilitação de membro superior após o AVC ²⁰ porém, na maioria das vezes, os resultados seguem decepcionantes.²¹

O impacto do AVC é tão relevante por afetar significativamente na independência e na autonomia dos indivíduos, levando a uma diminuição da participação e dos níveis de atividade.²² Um dos movimentos mais importantes e mais funcionais do corpo humano, o alcance à frente, muitas vezes está prejudicado nessa população. Mesmo após o processo de reabilitação, muitos indivíduos que estão na fase crônica do AVC (3 meses após), seguem com o movimento de alcance afetado.^{16,17}

Ao longo do tempo, esses indivíduos acabam buscando alternativas para continuarem a realizar o movimento de alcance, mesmo que de forma adaptada. Isso acarreta na alteração da sinergia natural de movimento, ou seja, o corpo busca alternativas para que a ação consiga ser realizada.^{13,16} Entender essas adaptações no movimento de alcance a frente pode ser uma das chaves de uma reabilitação mais efetiva no membro superior acometido após AVC.

2.2 O Movimento de Alcance com Membro Superior

Quando analisamos indivíduos saudáveis, o movimento de alcance à frente de membro superior ocorre de maneira contínua e suave, em uma perfeita coordenação entre movimento de ombro, cotovelo, punho e mão. Se o objeto está a uma distância alcançável pelo braço, esse movimento ocorre sem nenhum auxílio do tronco que, na maioria das vezes, permanece imóvel.^{23,24} Para que o movimento de alcance ocorra dessa forma, enquanto o braço se afasta do corpo, é necessária a ativação dos

músculos estabilizadores de tronco e da escápula de maneira coordenada para manter o tronco estável.

Caso o objeto seja posicionado mais distante do indivíduo, o tronco começa a movimentar-se de forma ativa para auxiliar o membro superior. Nesse caso, quem inicia o movimento é o tronco, seguido das articulações da mão e do braço.²⁵ Estudos anteriores sinalizaram que o tronco começa a ser parte ativa do movimento de alcance a frente quando o alvo está em uma distância de pelo menos 80% do comprimento do braço.²⁶

Se observarmos passo a passo, durante o movimento de alcance de um indivíduo saudável ocorre o seguinte: flexão de ombro; extensão de cotovelo; extensão de punho; o antebraço permanece na posição neutra.^{23,24,25} O indivíduo pós-AVC muitas vezes não irá conseguir realizar o movimento de alcance dessa maneira, por isso ele buscará alternativas para completar a tarefa da forma que for possível.

O membro superior acometido após o AVC terá dificuldades em realizar a tarefa de alcance, seja por fraqueza muscular, pelo aumento do tônus, por déficits sensoriais ou pela dor. Por isso, ele buscará estratégias compensatórias para conseguir realizar esse movimento.²⁷ O uso dessas estratégias compensatórias pelos indivíduos após o AVC já foi muito bem descrito na literatura. Para compensar o déficit de extensão de cotovelo e de flexão de ombro, os sujeitos fazem o uso excessivo de tronco, deslocando-o anteriormente inclusive para alcançar objetos próximos.^{13, 14,27}

Inicialmente, o uso dessas estratégias pode levar ao sucesso, e mesmo que de forma adaptada, os indivíduos conseguem realizar o movimento de alcance. Porém, com o passar do tempo, as compensações levam a diminuição da coordenação entre ombro e cotovelo, e conseqüentemente, a perda da acurácia.^{28,29,30} Há muitos anos, em 1938, o autor *Skinner* já afirmava que estimularmos estratégias anormais por conta de sucessos ocasionais faria com que um mau hábito se instalasse e com que a performance diminuísse ao longo do tempo.

Considerando tudo isso, durante a reabilitação, a literatura orienta que devemos diminuir os movimentos compensatórios e corrigir padrões anormais de movimento. Estudos já demonstraram que a restrição do movimento de tronco, por exemplo, é uma excelente estratégia para estimular o movimento ativo do membro superior durante o alcance e restaurar as sinergias normais.^{13,14,31}

Existe muita informação disponível na literatura sobre o movimento de alcance de indivíduos após AVC.^{6,13,14} Porém, cada sujeito apresenta nuances e adaptações específicas, principalmente quando estão realizando uma tarefa funcional.³¹ Além disso, o grau de comprometimento motor (leve, moderado ou grave) apresentado por esses indivíduos possivelmente pode interferir nas alterações apresentadas durante o movimento de alcance.

Com isso, a partir do entendimento das possíveis variáveis que podemos encontrar nos indivíduos após AVC, o próximo passo é conseguirmos avaliar da melhor maneira possível. A avaliação da função de membro superior e, mais especificamente, do movimento de alcance, também pode ser uma das chaves da reabilitação do membro superior desses indivíduos.

2.3. Avaliação do Membro Superior e do Movimento de Alcance

Existem inúmeras escalas e avaliações utilizadas em ambiente clínico para nos ajudar a traçar um perfil dos nossos pacientes. Dentre as mais utilizadas para avaliar indivíduos pós-AVC estão A *Fugl-Meyer Assessment*, Escala de *Ashworth* Modificada, *Box and Block test*, *Motor Assessment Scale*, entre outras. Apesar de serem muito importantes para a prática clínica, essas avaliações não são tão sensíveis para perceber alterações pequenas e específicas que podem ocorrer nesses pacientes.³² Para isso surge a importância de avaliações mais objetivas e robustas.

A análise cinemática do movimento é uma excelente alternativa para realizarmos uma avaliação mais completa e atentarmos aos movimentos mais sutis.¹⁷ Essa

importância se dá principalmente quando entramos no meio da pesquisa, em que há necessidade de padronizarmos uma avaliação e torná-la o mais objetiva possível para podermos reproduzir em toda amostra e em diferentes estudos.

A análise cinemática descreve os movimentos do corpo através do tempo e do espaço. Incluem a mensuração de deslocamentos lineares e angulares, velocidades e acelerações. ³³ Para facilitar a análise durante o movimento de alcance, normalmente a tarefa é dividida em três fases: (1) fase de ida (*going phase*), (2) fase de ajuste (*adjusting phase*) e (3) fase de retorno (*returning phase*). ³⁴

Como principais variáveis estudadas durante a análise cinemática, temos¹⁷:

1. Tempo Total de Movimento: medida do tempo requerido para realizar o ciclo completo de movimento de alcance e retornar à posição inicial. Quando maior o tempo, pior o desempenho motor do indivíduo avaliado.
2. Fase de Ida: medida normalmente em porcentagem. Refere-se a porcentagem do tempo total de movimento utilizada para ir até o alvo. Geralmente ocupa cerca de 50-60% do tempo total de movimento.
3. Fase de Ajuste: essa fase é considerada o momento em que o indivíduo localiza o alvo e ajusta a mão para tocá-lo/pegá-lo. Também refere-se a porcentagem do tempo total de movimento. É esperado que essa fase ocupe 5-10% do tempo total.
4. Fase de Retorno: essa fase corresponde ao retorno do membro superior do alvo até a posição inicial. Geralmente essa fase preenche cerca de 30-45% do movimento total do alcance.
5. Velocidade: pode ser traçado um perfil da velocidade do movimento de alcance. Podemos analisar as diferentes velocidades utilizadas pelos indivíduos durante as fases do movimento de alcance: a velocidade da fase de ida e da fase de volta. Além disso, podemos mensurar a velocidade máxima (pico da velocidade) atingida pelos indivíduos.

Essas cinco variáveis descritas acima são mais relacionadas ao desempenho motor dos indivíduos. De maneira geral, performance ou

desempenho motor pode ser conceituado como a combinação de habilidades motoras fundamentais para realizar uma tarefa.³⁵

Estudos prévios que compararam pessoas saudáveis com indivíduos após AVC já constataram que existe um pior desempenho motor durante o movimento de alcance de sujeitos pós-AVC. Geralmente, esses indivíduos vão apresentar um tempo maior de ciclo total de movimento. Também levarão mais tempo para realizar todas as fases do alcance. Além disso, a velocidade apresentada por eles será menor em comparação com a população geral.^{36,37}

Além de mensurarmos o desempenho motor desses indivíduos, podemos analisar a qualidade de movimento. Diferente da análise de desempenho, que inclui todas as variáveis relacionadas com a habilidade de completar uma tarefa, a qualidade de movimento preocupa-se com a maneira em que essa tarefa é realizada. A definição mais utilizada para qualidade de movimento é a comparação de como é realizada uma tarefa entre a população alvo e a população em geral.³⁸ Quanto mais próximo da população em geral o movimento for realizado, melhor a qualidade.

Na análise cinemática, utilizamos principalmente as variáveis que mensuram a suavidade de movimento nesses indivíduos para avaliar a qualidade do movimento. São elas:¹⁷

1. *Jerk*: é um índice calculado a partir da terceira derivada do movimento da mão, representando a variação da aceleração a cada segundo durante todo o movimento. Maiores valores representam maiores mudanças de aceleração durante a tarefa de alcance, o que indica uma pior suavidade de movimento.
2. Número de Unidades de Movimento (NMU): é calculado através do número de picos de velocidade que ultrapassam 10% da velocidade máxima. Esse valor representa o número de correções e ajustes realizados pelo indivíduo durante a fase de ida do alcance.

Quanto maior o valor de *Jerk* e de NMU, pior a suavidade de movimento e pior a qualidade do movimento de alcance.

Além de observarmos o membro superior durante a análise cinemática, podemos avaliar os movimentos compensatórios que ocorrem no corpo. É possível mensurarmos os movimentos compensatórios de tronco, como a quantidade de deslocamento anterior e/ou lateral de tronco envolvido no movimento de alcance. Essa medida é muito importante para reabilitação. Através dessa avaliação, hoje sabemos que para essa população, o treino da tarefa de alcance associado à restrição de tronco é mais eficaz para reabilitação e é uma importante ferramenta para melhorar a tarefa do alcance.^{13,14}

A análise cinemática é amplamente usada na literatura para avaliar os indivíduos pós-AVC^{16,17}. Porém, são escassos os estudos que avaliam indivíduos com comprometimento motor grave e que estão na fase crônica do AVC. Os estudos acabam focando nos indivíduos com comprometimento motor leve ou moderado e na fase mais inicial pós-AVC provavelmente porque o potencial de melhora é maior.^{18,19} Porém, no Brasil, existe uma população enorme de indivíduos com comprometimento grave meses ou anos após o AVC que merecem atenção^{4,5}.

Além disso, ainda há espaço na literatura para nos aprofundarmos ainda mais nesse tema. Sabemos que a pessoa após AVC provavelmente irá ter um déficit de extensão de cotovelo, uma limitação do movimento de ombro e/ou fazer uso excessivo do tronco.^{9,10,11} Porém, ainda não sabemos qual ou quais dessas variáveis poderá interferir significativamente na qualidade de movimento, no desempenho motor, no perfil de velocidade e em demais variáveis da análise cinemática.

Por esses motivos, no nosso estudo decidimos ir mais afundo na análise cinemática e avaliar indivíduos de comprometimentos motores variados, incluindo graves. Dessa forma, poderemos entender se há diferenças significativas do padrão motor durante o movimento de alcance conforme o grau de

comprometimento de cada indivíduo. Além disso, iremos fazer uma análise detalhada de toda a trajetória do movimento de alcance e das compensações utilizadas pelos indivíduos para realizá-lo. Em especial, buscaremos entender a influência da extensão de cotovelo e do deslocamento de tronco no perfil de velocidade e na qualidade do movimento de alcance.

2 OBJETIVOS

Objetivo geral:

Investigar qual o nível de influência da extensão de cotovelo e do deslocamento anterior de tronco nas variáveis do movimento de alcance à frente de indivíduos após AVC com diferentes graus de comprometimento motor.

Objetivos específicos:

1 - Analisar as características da análise cinemática do deslocamento anterior de tronco e da extensão de cotovelo durante toda a trajetória do movimento de alcance a frente de indivíduos após AVC com diferentes graus de comprometimento motor.

Referências Bibliográficas da Revisão

1. Feigin VL, Norrving B, George MG, et al. Prevention of stroke: a strategic global imperative. *Nat Rev Neurol* 2016; 12: 501-512. 2016/07/23. DOI: 10.1038/nrneurol.2016.107.
2. 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* 1988; 41: 105-114. 1988/01/01.
3. Feigin VL, Krishnamurthi RV, Parmar P, et al. Update on the Global Burden of Ischemic and Hemorrhagic Stroke in 1990-2013: The GBD 2013 Study. *Neuroepidemiology* 2015; 45: 161-176. 2015/10/28. DOI: 10.1159/000441085.
4. World Health Organization. (WHO). The top 10 causes of death. [Internet] Geneva; 2014. [Cited in 2016 Nov 22]. Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en>.
5. Garritano CR, Luz PM, Pires ML, et al. Analysis of the mortality trend due to cerebrovascular accident in Brazil in the XXI century. *Arq Bras Cardiol* 2012; 98: 519-527. 2012/04/27. DOI: 10.1590/s0066-782x2012005000041.
6. Nakayama H, Jorgensen HS, Raaschou HO, et al. Compensation in recovery of upper extremity function after stroke: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75: 852- 857. 1994/08/01.
7. Teasell RW and Kalra L. What's new in stroke rehabilitation. *Stroke* 2004; 35: 383-385. 2004/02/06. DOI: 10.1161/01.str.0000115937.94104.76.
8. Fugl-Meyer AR. Post stroke hemiplegia: Assessment of physical properties. *Scand J Rehab Med*. 1980; 7:85-93.

9. McCrea PH, Eng JJ and Hodgson AJ. Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury. *Disabil Rehabil* 2002; 24: 534-541. 2002/08/13. DOI: 10.1080/09638280110115393.
10. Levin MF, Kleim JA and Wolf SL. What do motor "recovery" and "compensation" mean in patients following stroke? *Neurorehabil Neural Repair* 2009; 23: 313-319. 2009/01/02. DOI: 10.1177/1545968308328727.
11. Levin MF, Liebermann DG, Parmet Y, et al. Compensatory Versus Noncompensatory Shoulder Movements Used for Reaching in Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2016; 30: 635-646. 2015/10/30. DOI: 10.1177/1545968315613863.
12. Schaechter JD. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. *Prog Neurobiol* 2004; 73: 61-72. 2004/06/15. DOI: 10.1016/j.pneurobio.2004.04.001.
13. Michaelsen SM, Levin MF. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. *Stroke*. 2004 Aug;35(8):1914-9. doi: 10.1161/01.STR.0000132569.33572.75. Epub 2004 Jun 10. PMID: 15192250.
14. Michaelsen SM, Dannenbaum R, Levin MF. Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in stroke: randomized control trial. *Stroke*. 2006 Jan;37(1):186-92. doi: 10.1161/01.STR.0000196940.20446.c9. Epub 2005 Dec 8. PMID: 16339469.
15. Geyh S, Cieza A, Schouten J, Dickson H, Frommelt P, Omar Z, Kostanjsek N, Ring H, Stucki G. ICF Core Sets for stroke. *J Rehabil Med*. 2004 Jul;(44 Suppl):135-41. doi: 10.1080/16501960410016776. PMID: 15370761.
16. Raghavan P. Upper Limb Motor Impairment After Stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2015 Nov;26(4):599-610. doi: 10.1016/j.pmr.2015.06.008. Epub 2015 Aug 25. PMID: 26522900; PMCID: PMC4844548
17. Hussain N, Alt Murphy M, Sunnerhagen KS. Upper Limb Kinematics in Stroke and Healthy Controls Using Target-to-Target Task in Virtual Reality. *Front Neurol*. 2018

May 9;9:300. doi: 10.3389/fneur.2018.00300. PMID: 29867717; PMCID: PMC5954035.

18. TWITCHELL TE. The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain*. 1951 Dec;74(4):443-80. doi: 10.1093/brain/74.4.443. PMID: 14895765.

19. Pollock A, Baer G, Campbell P, Choo PL, Forster A, Morris J, Pomeroy VM, Langhorne P. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2014, Issue 4. Art. No.: CD001920. DOI: 10.1002/14651858.CD001920.pub3.

20. Winstein CJ, Stein J, Arena R, Bates B, Cherney LR, Cramer SC, Deruyter F, Eng JJ, Fisher B, Harvey RL, Lang CE, MacKay-Lyons M, Ottenbacher KJ, Pugh S, Reeves MJ, Richards LG, Stiers W, Zorowitz RD; American Heart Association Stroke Council, Council on Cardiovascular and Stroke Nursing, Council on Clinical Cardiology, and Council on Quality of Care and Outcomes Research. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2016 Jun;47(6):e98-e169. doi: 10.1161/STR.0000000000000098. Epub 2016 May 4. Erratum in: *Stroke*. 2017 Feb;48(2):e78. Erratum in: *Stroke*. 2017 Dec;48(12):e369. PMID: 27145936.

21. Ward NS, Carmichael ST. Blowing up Neural Repair for Stroke Recovery: Preclinical and Clinical Trial Considerations. *Stroke*. 2020 Oct;51(10):3169-3173. doi: 10.1161/STROKEAHA.120.030486. Epub 2020 Sep 21. PMID: 32951539; PMCID: PMC7725428.

22. Luker J, Lynch E, Bernhardsson S, Bennett L, Bernhardt J. Stroke Survivors' Experiences of Physical Rehabilitation: A Systematic Review of Qualitative Studies. *Arch Phys Med Rehabil*. 2015 Sep;96(9):1698-708.e10. doi: 10.1016/j.apmr.2015.03.017. Epub 2015 Apr 3. PMID: 25847387.

23. Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B. Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. **Motor Control**. 1997; 1: 72–91.

24. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. **Brain**. 2000; 123: 940–953.
25. Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. **Exp Brain Res**. 1995; 106: 457–466.
26. Mark LS, Nemeth K, Gardner D, Dainoff MJ, Paasche J, Duffy M, Grandt K. Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching. **J Exp Psychol Hum Percept Perform**. 1997; 23: 1365–1379.
27. McCrea PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Saturated muscle activation contributes to compensatory reaching strategies after stroke. *J Neurophysiol*. 2005 Nov;94(5):2999-3008. doi: 10.1152/jn.00732.2004. Epub 2005 Jul 13. PMID: 16014786; PMCID: PMC3471982.
28. Beer RF, Dewald JPA, Rymer WZ. Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics. *Exp Brain Res*. 2000; 131: 305–319.
29. Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. **Brain**. 1996; 119: 281–294.
30. Trombly CA. Deficits of reaching in individuals with left hemiparesis: a pilot study. **Am J Occup Ther**. 1992; 46: 887–897.
31. Woodbury ML, Howland DR, McGuirk TE, Davis SB, Senesac CR, Kautz S, Richards LG. Effects of trunk restraint combined with intensive task practice on poststroke upper extremity reach and function: a pilot study. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009 Jan;23(1):78-91. doi: 10.1177/1545968308318836. Epub 2008 Sep 23. PMID: 18812433.
32. Alt Murphy M, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011 Jan;25(1):71-80. doi: 10.1177/1545968310370748. Epub 2010 Sep 9. PMID: 20829411.

33. Whittle MW. *Gait Analysis: An Introduction*. 3rd ed. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann; 2002
34. Menegoni F, Milano E, Trotti C, et al. Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. *Eur J Neurol*. 2009;16(2):232-239.
35. Wulf G, Shea C, Lewthwaite R. Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ*. 2010 Jan;44(1):75-84. doi: 10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x. PMID: 20078758.
36. Thrane, G., Sunnerhagen, K.S. & Murphy, M.A. Upper limb kinematics during the first year after stroke: the stroke arm longitudinal study at the University of Gothenburg (SALGOT). *J NeuroEngineering Rehabil* 17, 76 (2020). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00705-2>
37. Alt Murphy M, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011 Jan;25(1):71-80. doi: 10.1177/1545968310370748. Epub 2010 Sep 9. PMID: 20829411.
38. Kwakkel G, Van Wegen E, Burridge JH, Winstein CJ, van Dokkum L, Alt Murphy M, Levin MF, Krakauer JW. Standardized measurement of quality of upper limb movement after stroke: Consensus-based core recommendations from the Second Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable. *Int J Stroke*. 2019 Oct;14(8):783-791. doi: 10.1177/1747493019873519. Epub 2019 Sep 11. PMID: 31510885.

3 ARTIGO

Elbow extension and trunk anterior displacement are related to reaching forward velocity and quality of movement after stroke: A cross-sectional study

(Formatado conforme normas do periódico *Topics in Stroke Rehabilitation* – Qualis A1, Fator de Impacto 2.44)

Elbow extension and trunk anterior displacement are related to reaching forward velocity and quality of movement after stroke: A cross-sectional study

ABSTRACT:

Background Reaching forward duration, velocity and quality are important factors for upper limb functioning in daily living activities. After a stroke, excessive trunk anterior displacement during the reaching task is a common motor strategy to compensate for limited elbow extension. However, if this motor strategy is associated with reaching forward duration, velocity, and quality during the full range of motion in stroke survivors is still unknown. **Objective.** To investigate the degree to which elbow extension and trunk anterior displacement are associated with aforementioned reaching forward factors in stroke survivors with different levels of motor impairment. **Methods.** Forty post-stroke participants were divided into severe (n=21) and mild/moderate (n=19) groups. Reaching duration, velocity and quality were assessed in three reaching forward task phases (going, adjusting, and returning) using kinematic analysis. The Generalized Estimation Equations (GEE) and Statistical Parametric Mapping (SPM) two-sample t-test were used to compare the kinematic waveforms of the trunk and elbow motions. **Results.** Movement cycle time was correlated with elbow extension and trunk anterior displacement; velocity was only related to elbow extension. Reaching quality variables were correlated with elbow extension and trunk anterior displacement. Elbow extension was able to explain 23.7% of the reaching going phase velocity, while trunk anterior displacement explained 33.7% of number of movement units, a reaching quality-related measure. Severely impaired participants exhibited the worst elbow and trunk movements during the first third of the going phase and throughout the adjusting phase when compared to those with mild/moderate motor impairment. **Conclusion.** Improving elbow extension might enhance the overall velocity of the reaching forward movement. Avoiding excessive trunk displacement may improve the reaching forward quality. Both are important aspects to be considered when using reaching forward-related movements for stroke rehabilitation.

Keywords: Stroke, reaching forward, movement smoothness, neurorehabilitation.

Introduction

Reaching forward is a fundamental movement to perform several daily living activities and requires the integration of neural and musculoskeletal systems to coordinate both shoulder-elbow and trunk movements ¹.

Movement compensation is naturally adopted by stroke survivors - an attempt to achieve higher functional capacity/independence in daily living activities. By contrast, movement compensation may also contribute to long-term impairment, which includes learned bad use and behavioral forgetting while executing a movement-based task ^{2,3}. For instance, about 65% of stroke survivors present limited upper limb function, and many adopt compensatory strategies when using the upper limb to reach forward. During the reaching movement, excessive trunk anterior displacement is a motor strategy commonly used among stroke survivors ⁴ to compensate for the poor shoulder flexion and the limited elbow extension⁴⁻⁹.

Trunk restraint (while reaching forward) is a therapeutic procedure widely used to encourage upper limb recovery. Indeed, task-specific training with trunk restraint improves arm function (e.g., elbow extension) and decreases compensatory movement strategies that may negatively affect long-term recovery^{2,4}. However, the degree to which elbow extension and trunk displacement reduce reaching forward duration, velocity, and quality during the full range of motion in stroke survivors - three key factors when using the upper limb in functional tasks - is undetermined.

The ability to perform a reaching forward movement in a task encompasses many factors, which include time and quality-derived metrics. While time-derived metrics include movement cycle time, mean velocity, and peak velocity, assessing reaching forward quality usually requires the average Jerk and number of movement units (NMU) metrics ^{3,5,6,8}. The closer the movement matches the reference population, the better the movement performance.^{3,12}. In this way, compensatory trunk, shoulder, and elbow movements can influence the above-mentioned metrics and influence the reaching forward impairment after stroke^{4,11,12}.

Kinematic analysis provides metrics to assess stroke impairment and rehabilitation-induced recovery for several movements, which include reaching forward ^{2,7,11-14}. However, the capacity of kinematics to distinguish reaching forward duration, velocity, and quality-derived metrics in stroke survivors with different levels of motor impairment is still underdetermined. In this study, we hypothesize that elbow extension and trunk anterior displacement degrees can explain, at least in part, reaching forward duration, velocity, and quality after stroke. We sought

to: a) analyze kinematic characteristics of trunk anterior displacement and elbow extension throughout the entire reaching forward movement trajectory; b) investigate the degree to which trunk anterior displacement and elbow extension are associated with reaching forward duration, velocity, and quality-related metrics in stroke survivors with different levels of motor impairment. A better understanding of these issues may provide valuable insights for reaching forward rehabilitation after stroke.

Methods

Study design

This cross-sectional study was approved by the Universidade Federal de Ciências da Saúde Ethics Committee (CAAE:43503615.7.0000.5345) and followed the Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) checklist ¹⁵.

Setting

Community-dwelling stroke survivors were recruited between march of 2017 and december of 2018. A single assessment battery (lasting approximately 120 min) was conducted in the Movement Analysis and Neurorehabilitation Laboratory at Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre.

Participants

Participants were recruited by convenience. The following inclusion criteria were established: male or female; aged above 18 years old; had a history of unilateral cortical or subcortical stroke (confirmed by brain imaging) from six months to four years and eleven months after stroke; exhibit 60 degree of shoulder flexion or more in right and left upper limbs. The exclusion criteria were: cognitive impairment (Mini-Mental Assessment <20/30 points for illiterate or <24/30 points for literate subjects) ¹⁶; shoulder pain; hemispatial neglect; other neurological or musculoskeletal disorder affecting upper limb or trunk.

Variables

Reaching forward duration, speed, and quality-related metrics were the study outcomes. Elbow extension and trunk anterior displacement were assessed as outcome modifiers. The motor impairment levels (severe or mild/moderate) were analyzed as a potential confounder. Moreover, the amount of trunk anterior displacement and the degrees of elbow extension were used as potential explainers the variance in reaching forward performance. Stroke diagnosis followed the Brazilian guidelines from the Brazilian Society for Cerebrovascular Diseases, which include a standard anamnesis, physical testing and assessing scans of the brain.

Data Measurement

The methods we used to assess the study outcomes are described below.

Motor impairment level

Upper limb Fugl-Meyer Assessment (UL-FMA) was used to classify the level of motor impairment. The UL-FMA consists of five domains that measure motor function, sensation, balance, joint range of motion, and joint pain. The total score ranges from 0 to 66 points²⁴. The follow cutoff scores were used to distinguish severe (9 to 31 points) from mild/moderate (32 to 60) upper limb motor impairment^{17,18}.

Kinematic analysis

A synchronized optoelectronic system with six infrared cameras and an acquisition frequency of 100Hz (BTS SMART DX 400 System, Italy) and two digital video cameras (BTS eVIXTA, Italy) were used in the kinematic evaluations¹⁹. Fourteen reflective markers were positioned on the participant's body: three on the head (nasion, right and left zygomatic protuberance), three on the trunk (midsternal, right and left acromion), and three on each forearm (right and left olecranon, right and left radial styloid process, and right and left ulna styloid process), and one on each hand (right and left third metacarpal head) (Figure 1). An additional marker was used as a target. The target was placed on the table in the mid-sagittal plane at 80% of the subject's arm length^{19,20}. Both paretic and non-paretic upper limb were tested.

Reaching task

Participants were kept seated on a chair with their elbows flexed at approximately 90° with the palms of their hands placed on the table surface. They received the instruction to move one limb at a time, quickly and precisely, touching the target and returning to the initial position. A beep sound was used to trigger the reaching movement. This procedure was repeated three times with 60 seconds of rest between the trials. An average of three trials was used for data analysis. Longer rest periods were allowed if needed^{19,20}.

Figure 1



Signal filtering and analysis

Kinematic data were sampled at 100 Hz, and the cutoff frequency of the low-pass filter was chosen after a residual analysis. A low-pass second order Butterworth digital filter at 6 Hz was applied¹⁹. An algorithm developed in the software Smart Analyzer (BTS Bioengineering Corp. NY, USA) was used to filter the raw data, define the reach movement phases, and calculate the reaching forward velocity and smoothness. The procedures are detailed below.

Phases of Movement Definition

The reaching forward task was divided into three phases: 1) going phase, 2) adjusting phase, and 3) returning phase. These parameters were calculated considering the hand marker velocity¹⁹. The onset and offset of each phase were defined for each trial as the moment in which the hand velocity exceeded (going and returning phases) or dropped (adjusting phase) a threshold of 0.05 m/s. The following variables were extracted and calculated according to previous studies^{3,8,19,20,21}.

Duration/speed-derived outcomes:

- Total movement duration [s]: the time required to complete the reaching task and return to the initial position. Higher movement duration corresponds to worse motor performance.^{19,20}
- Going phase [%]: This phase is considered the ballistic/transport phase to reach the target. It is presented as a percentage of the total cycle time. The expected percentage of the going phase is approximately 50%-60% of the cycle time. A higher percentage indicates poor motor planning and consequently worse motor performance.^{19,20}
- Adjusting phase [%]: This phase is dedicated to precisely locating and touching the target, and it is presented as a percentage of the total cycle time. The expected percentage of this phase is approximately 5-10% of the cycle time. A higher percentage indicates worse motor performance.^{19,20}
- Returning phase [%]: This phase corresponds to the ballistic/transport phase to return to the initial position. It is presented as a percentage of the total cycle time. The expected percentage is approximately 30-45%. A higher percentage indicates worse motor performance.^{19,20}
- Velocity profile:
 - Going phase velocity [cm/s]: mean velocity of the marker positioned on the hand during the going phase.^{19,20}
 - Returning phase velocity [cm/s]: mean velocity of the marker positioned on the hand during the returning phase.^{19,20}
 - Peak Velocity [cm/s]: the maximum movement velocity achieved during the going

phase.^{19,20}

For these three velocity-related metrics, the higher obtained value, the better performance.

Movement quality measures

- Movement smoothness:

Average Jerk [m/s^3]: this index is used to feature the quality of selective motor control. It is calculated by the third derivative of hand displacement representing the variation of acceleration in every second during the whole movement. Higher values indicate higher changes of accelerations during the reaching test and, thus, worse movement smoothness.¹⁹⁻²¹

The number of Movement Units (NMU): is used as a measurement of selective motor control. NMU was computed as the number of velocity peaks that exceeded the 10% of peak velocity. This parameter indicates the number of online corrections during the ongoing phase. The higher NMU values, the worse movement smoothness.¹⁹⁻²¹

- Trunk compensatory movements:

Trunk anterior displacement [cm]: distance of anterior trunk displacement during the going phase. Higher values of trunk anterior displacement mean higher reaching forward compensation.

- Joint angles:

Elbow extension [degree]: the range of motion was measured using reflective markers on the wrist, elbow, and shoulder during all the reaching movement. The lower degrees of elbow extension, the worse movement quality.

Sample size

Considering two factors in each regression model, a sample size of 35 individuals was calculated as necessary to achieve an anticipated effect size of $f=0.4$, statistical power of 95%

and alpha level of 0.05. An effect size of $f=0.4$ corresponds to Cohen's $d=0.80$, i.e. large effect size. Sample size calculation was performed using the G*Power 3.1 software.

Statistical analyses

Statistical analyses

Data normality and variance homogeneity were verified using Shapiro-Wilk and Levene's tests, respectively. Pearson's correlation coefficients were calculated to verify the correlations between potential predictors (elbow extension and trunk displacement) and dependent variables (movement cycle time, velocity profile, NMU and average Jerk). The strength of correlations was used to select the variables included in the linear multiple regression model. The power of correlations were defined as strong (higher than 0.7), moderate (0.4 to 0.69), or mild (lower than 0.39) ⁴. Principal component analysis with varimax rotation was conducted on movement cycle time, velocity profile, NMU and average Jerk to confirm the underlying dimensions. The Kaiser-Meyer-Olkin (KMO) measure was used to assess the adequacy of the analysis. Thus, multiple linear regression analyses were performed using the stepwise method to determine which predictor (elbow extension or trunk anterior displacement) would better explain the variance in motor performance and movement quality.

A customized Matlab program (The Mathworks Inc, Natick, MA) was used to conduct one-dimensional SPM analyses using the open-source *spm1d* code (version 0.4, <http://www.spm1d.org>) as described by Pataky (2014) ^{22,23}. SPM1D uses the single inference method to calculate significance of temporal clusters, or regions of next values for which the statistic test exceeds the significance critical threshold ($T_{critical}$), which are called as supra-threshold clusters. Two-sample t-test was used to compare the kinematic data of elbow extension and trunk anterior displacement during the paretic UL reaching for each time-normalized phase between the severe and mild/moderate groups ($\alpha=0.05$).

Quantitative (kinematic) variables

Data normality and variance homogeneity were verified using Shapiro-Wilk and Levene's tests, respectively. Variables were analyzed using the Generalized Estimation Equations (GEE). Effects of group (mild/moderate and severe), limb (paretic and non-paretic limb), and group*limb

interactions were verified. Bonferroni post-hoc was used to identify the differences between groups, paretic/non-paretic limb, and group*limb interaction. Statistical analyses were performed using the IBM SPSS 22 (SPSS Inc, Chicago, IL). The level of significance was set at $p < .05$ (2-tailed).

Results

Participants

Fifty-six potential participants with chronic hemiparesis after stroke were recruited. Sixteen were excluded because they did not meet all the eligibility criteria: cerebellar stroke ($n=4$) and incapacity to perform a reaching task ($n=12$). Thus, forty subjects were included and divided into two groups, according to the level of upper limb impairment.

Descriptive Data

The first group was composed with individuals with mild/moderate motor impairment and the second was consisted of individuals with severe motor impairment. Demographic data and clinical characteristics of participants are presented in Table 1. Briefly, most of the participants were male; mature or older adults; right-handed; received an ischemic stroke diagnosis; and exhibited a left-sided hemiparesis.

Table 1. Demographic characteristics

	Severe impairment ($n=21$)	Mild/Moderate impairment ($n=19$)	p-value
Gender, n (%) [#]			0.921
Male	13 (61.9)	13 (68.4)	
Female	8 (38.1)	6 (31.6)	
Age, years, mean $\pm$ SD*	55.19 $\pm$ 13.66	63.89 $\pm$ 13.30	0.049

Dominant hand, n (%) [#]			0.331
Right	20 (95.2)	16 (84.2)	
Left	1 (4.8)	3 (15.8)	
Stroke type, n (%) [#]			0.186
Ischemic	16 (76.2)	18 (94.7)	
Hemorrhagic	5 (23.8)	1 (5.3)	
Time since stroke, month, median (min-max) [‡]	24 (10-58)	26 (6-59)	0.684
Affected side, n (%) [#]			1.000
Right	9 (42.9)	8 (42.1)	
Left	12 (57.1)	11 (57.9)	
Motor impairment			
UL-Fugl Meyer (0-66), median (min-max) [‡]	23 (9-31)	46 (32-60)	<0.001

Abbreviations: UL, Upper limb; max, maximum; min, minimum; n, number of participants; SD, standard deviation. Mild-Moderate: Severe: UL-Fugl Meyer scores below than 32; UL-Fugl Meyer scores of 32-66; [#]Chi-square analysis. ^{*}t-Student test [‡]U-Mann-Whitney. Significant values between groups (p<0.05) are displayed in boldface.

Outcome data

Regarding reaching forward performance, all subjects showed significantly poor movement cycle time, going phase velocity, and returning phase velocity when the paretic upper limb was compared to the non-paretic. The movement quality measure NMU was significantly higher on the paretic upper limb. Thus, even those participants with mild impairment showed some degree of motor deficit.

Participants with severe motor impairment after stroke showed a significantly higher movement cycle time when compared with their peers with mild/moderate motor impairment. Both movement quality variables (Jeark and NMU) were significantly worst in participants with severe motor impairment after stroke. Hence, individuals with severe impairment showed worse motor performance and movement quality when compared with those exhibiting a mild/moderate upper limb impairment.

Reaching forward data (movement duration/speed and quality-derived metrics) from the paretic and non-paretic upper limb of the studied groups are shown in Table 2.

Table 2. Kinematic measures presented in mean and (95% CI) of the paretic and non-paretic upper limb after stroke.

	Paretic UL	Non-paretic UL	Group X UL Interaction		
			Wald χ^2	df	p-value
<i>Velocity profile measures</i>					
Movement Cycle Time, s			35.48	1	<0.001
Severe (n = 21)	3.15 [2.77-3.58]	1.52 [1.40-1.65] *			
Mild/Moderate (n = 19)	2.23 [1.91-2.60] †	1.74 [1.57-1.93] *			
Going Phase, % of time			0.828	1	0.363
Severe	44.87 [41.24-48.82]	49.47 [47.83-51.17]			
Mild/Moderate	45.01 [42.3-47.91]	47.34 [45.39-49.38]			
Adjusting Phase, % of time			8.393	1	0.004
Severe	16.27 [12.57-21.06]	9.53 [7.18-12.65] *			
Mild/Moderate	16.41 [12.66-21.28]	15.52 [11.77-20.44]			
Returning Phase, % of time			7.456	1	0.006
Severe	37.0 [34.16-40.07]	40.89 [38.52-43.40] *			
Mild/Moderate	39.46 [36.58-42.57]	37.32 [33.96-41.00]			
Going Phase Velocity, cm/s			4.249	1	0.039
Severe	29.26 [25.27-33.88]	37.41 [33.64-41.61] *			
Mild/Moderate	32.47 [28.57-36.91]	34.75 [31.90-37.85]			
Returning Phase Velocity, cm/s			8.088	1	0.004
Severe	30.21 [26.48-34.47]	44.06 [40.34-48.13] *			
Mild/Moderate	35.95 [32.66-39.57] †	42.46 [39.08-46.13] *			
Peak Velocity, cm/s			0.161	1	0.688
Severe	56.93 [49.97-64.85]	63.24 [57.0-70.17]			
Mild/Moderate	57.30 [50.91-64.48]	61.42 [56.00-67.37]			
<i>Movement Quality measures</i>					
Smoothness					
NMU, n			25.345	1	<0.001

Severe	4.82 [4.05-5.75]	2.10 [1.98-2.23] *			
Mild/Moderate	2.85 [2.40-3.39] †	2.21 [2.03-2.40] *			
Average Jerk, m/s³			5.496	1	0.019
Severe	109.71 [83.50-144.14]	69.49 [59.19-81.57] *			
Mild/Moderate	67.99 [55.12-83.86] †	57.68 [48.59-68.47] *			
Trunk compensatory movements					
Trunk anterior displacement, cm			25.278	1	<0.001
Severe	11.8 [9.85-14.16]	1.51 [1.23-1.85] *			
Mild/Moderate	4.17 [2.74-6.34] †	1.97 [1.22-3.16] *			
Joint angles					
Elbow ROM, °			13.845	1	<0.001
Severe	15.59 [12.24-19.87]	35.56 [31.77-39.80] *			
Mild/Moderate	28.22 [23.22-34.28] †	35.13 [30.84-40.02] *			

Abbreviations: NMU, Number of movement units; UL, Upper limb. * p<.05 between paretic non-paretic upper limb.

† p<.05 between paretic upper limb in subjects with severe and mild/moderate impairment. Significant values are displayed in boldface. Wald χ^2 : Wald Qui-square.

Correlations

Motor Performance and Quality

Table 3 shows the correlation between dependent (reaching forward-related metrics) and independent variables (elbow extension and anterior trunk displacement) for both groups. Movement cycle time was moderately correlated with elbow extension ($r=-0.420$, $p=0.007$) and trunk anterior displacement ($r=0.503$, $p=0.001$). The velocity profile was only related to elbow extension: going phase velocity ($r=0.487$, $p=0.001$); returning phase velocity ($r=0.408$, $p=0.009$); and peak velocity ($r=0.413$, $p=0.008$). The reaching forward quality was correlated with the degrees of elbow extension (NMU, $r=-0.472$, $p=0.002$; Average Jerk, $r=-0.320$, $p=0.044$) and trunk anterior displacement (NMU, $r=0.614$, $p<0.001$; Average Jerk, $r=0.382$, $p=0.015$). Together, these findings suggest regardless of the motor impairment level, poor reaching performance and quality are associated with limited elbow extension and higher trunk anterior displacement.

Principal component analysis

The principal component analysis revealed two significant components, which accounted for 78.78% of the variance in the entire set of parameters with a KMO result of 0.635. Reaching forward time and velocity-related outcomes were grouped as “Factor 1” and movement quality-related outcomes were grouped as “Factor 2”.

Multiple Regression Analysis

Table 3 shows the multiple regression analysis results. The degrees of elbow extension and the trunk anterior displacement were inputted into two linear multiple regression models for: 1) time/speed-based movement outcomes and 2) quality-based movement outcomes. The degree of elbow extension was able to explain 25.3% of the variance in reaching forward time/speed-related outcomes. Moreover, trunk anterior displacement level was able to explain 33.7% of the variance in movement quality-related metrics. Both regressions showed 95% of statistical power.

Table 3. Correlations and Multiple regression results

A. Correlations between predictors and reaching task kinematic variables			
Reaching task variables		Trunk compensatory Movements	Joint Angle
<i>Velocity profile measures</i>		Trunk anterior displacement	Elbow extension
Movement cycle time, s	R	0.503	-0.420
	p-value	0.001	0.007
Going Phase Velocity, cm/s	R	-0.234	0.487
	p-value	0.147	0.001
Returning Phase Velocity, cm/s	R	-0.170	0.408
	p-value	0.270	0.009
Peak Velocity, cm/s	R	0.067	0.413
	p-value	0.668	0.008
<i>Movement quality measures</i>			
NMU, unit	R	0.614	-0.472
	p-value	<0.001	0.002

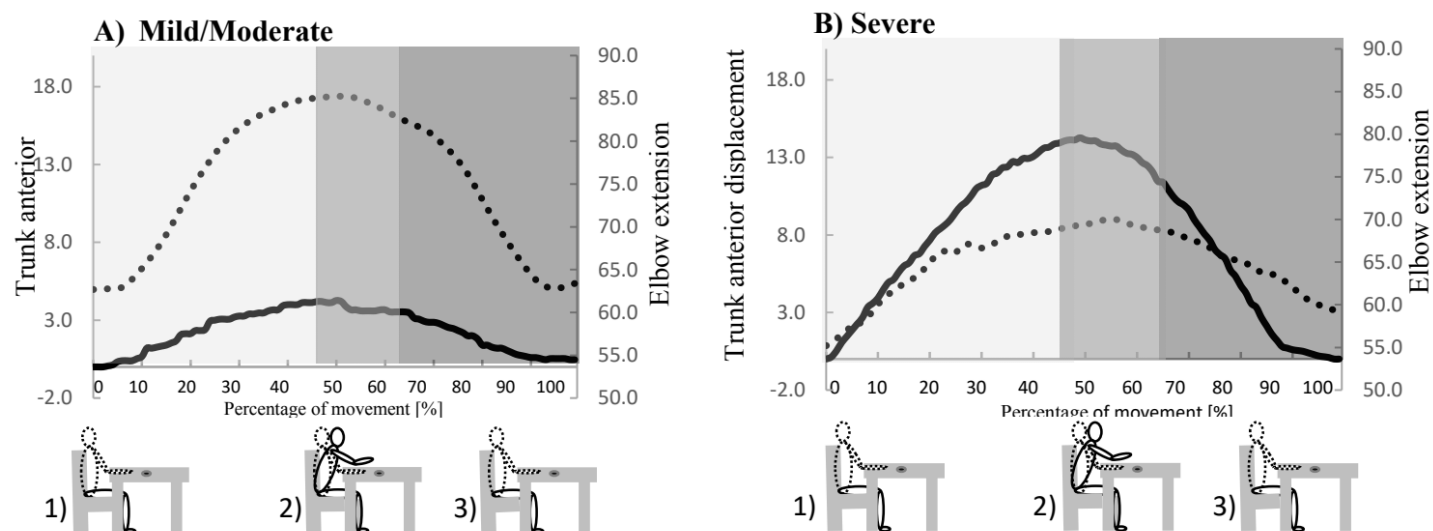
Average Jerk, m/s ³	R	0.382		-0.320					
	p-value	0.015		0.044					
B. Multiple Regression Analysis		Potential predictors							
Dependent Variable	Trunk anterior displacement				Elbow extension				
	B	R ²	t	P	B	R ²	t	p	
Velocity profile measures									
Movement cycle time, s	0.181	0.253	3.590	0.001	N/A	N/A	-0.934	0.356	
Going Phase Velocity, cm/s	N/A	N/A	0.666	0.509	0.219	0.237	3.434	0.001	
Returning Phase Velocity, cm/s	N/A	N/A	0.247	0.806	0.408	0.167	2.756	0.009	
Peak Velocity, cm/s	N/A	N/A	1.173	0.248	0.167	0.170	2.795	0.008	
Movement quality measures									
NMU, unit	0.284	0.377	4.797	<0.001	N/A	N/A	-0.842	0.405	
Average Jerk, m/s ³	0.234	0.146	2.548	0.015	N/A	N/A	-0.672	0.506	

Abbreviations: N/A, not applicable; NMU, Number of movement units. Significant correlations and best fit models are displayed in boldface. To regression equations values required the appropriate transformation (logn).

Mapping analysis

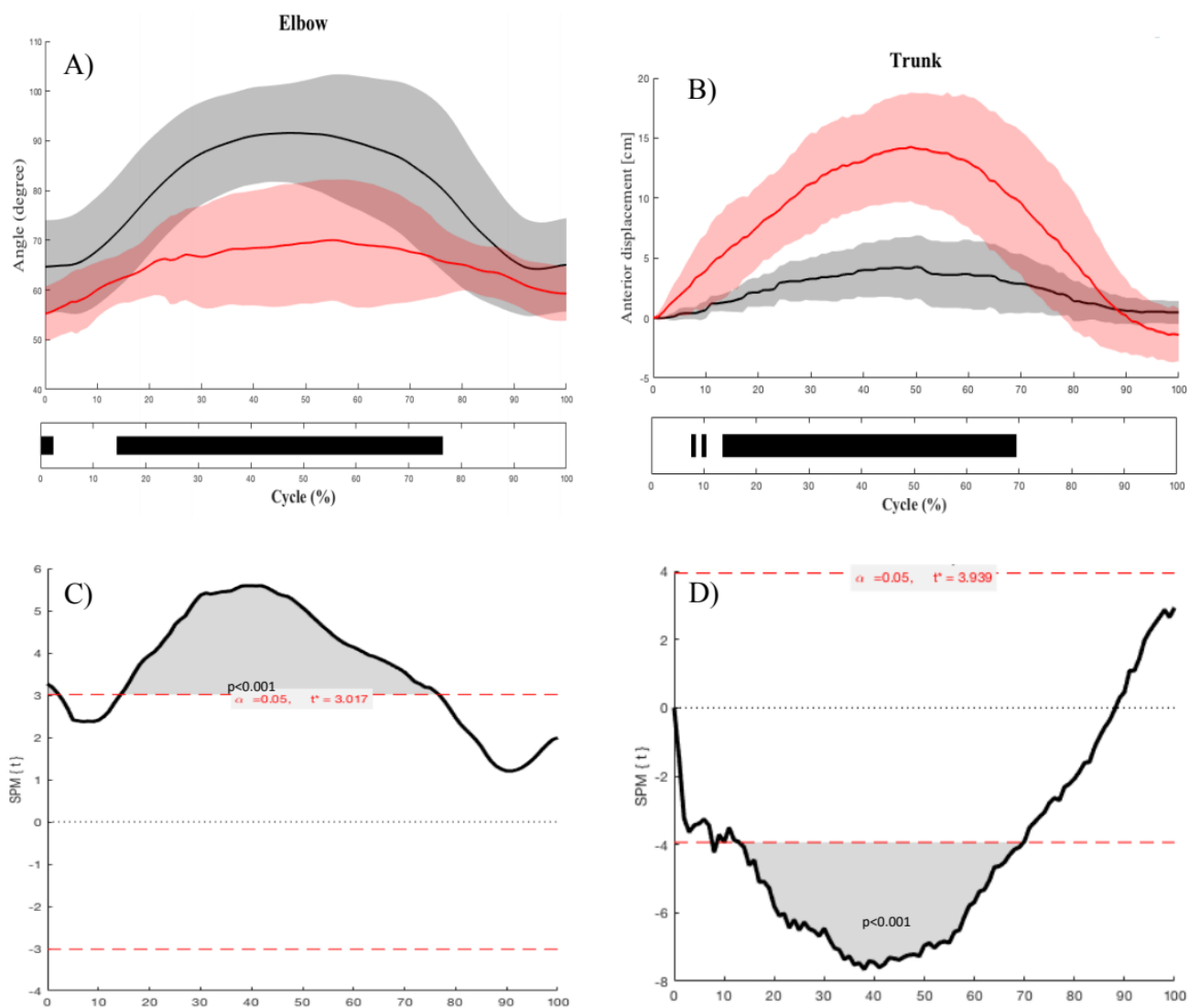
According to the SPM analysis, participants with severe upper limb impairment exhibited limited elbow extension and higher trunk compensatory movements in the first third of the reaching forward going phase, in the adjusting phase and at the beginning of the returning phase when compared with their peers presenting mild/moderate motor impairment (elbow extension: 16-77%, $T_{\text{critical}}=3.017$, $p<0.001$; trunk anterior displacement: 15-70%, $T_{\text{crit}}=3.939$, $p<0.001$) (Figure 2 and 3).

Figure 2:



Linha Pontilhada: comportamento do cotovelo; Linha Contínua: comportamento do tronco.

Figure 3:



Gráficos A e B: linha cinza representa grupo leve/moderado; linha vermelha grupo grave.

Discussion

Stroke-related motor impairments frequently require compensatory movements to allow individuals to complete a motor task and maintain their daily living activities.^{7,9,24,25} However, a reduced joint range of motion, poor coordination and maladaptive plasticity could be some side effects of the compensatory movements.^{7,9} In this context, combining trunk restraint and task-specific training decreases the anterior trunk displacement and increases elbow extension, leading to greater function of the upper limb.^{4,25}

Here, we show the degree to which elbow extension and trunk anterior displacement explain the duration, speed, and quality of the reaching forward movement in stroke survivors with different levels of motor impairment. The current findings revealed participants who presented limited elbow extension during reaching forward using the paretic upper limb exhibited poor reaching forward performance, which agree with the literature.^{26,27} Interestingly, we found elbow extension explained 25.3% of the reaching performance variance regardless of the stroke-induced motor impairment. Thus, the elbow extension may account for approximately a quarter of the reaching forward performance, which could be important to know when prescribing reaching forward exercises for stroke rehabilitation.

While literature suggests trunk anterior displacement may not predict a functional reaching forward^{25,28}, we found the levels of trunk anterior displacement were able to explain 33.7% of the reaching forward quality. Trunk anterior displacement may not impact on reaching forward time/speed-based outcomes, but it could change the way stroke survivors execute this movement. For instance, a reaching training using the trunk restraint technique in stroke survivors improves upper limb movement smoothness and precision while reaching forward. To the best of our knowledge, this is the first study to weight the anterior trunk displacement role on the quality of reaching forward.

Although the results found in both regression models were satisfactory, the explained variance (25.6% - elbow extension, and 33.7%-trunk anterior displacement) might be considered low from a clinical perspective. Since reaching forward control is a complex and multifactorial movement^{2,4,5}, weighting the effects trunk and elbow compensatory movements have on reaching forward movement may help clinicians to prescribe the appropriate stroke rehabilitation exercises to facilitate reaching forward. Nevertheless, these percentages should be interpreted with caution.

This study provides valuable insights regarding what movement phases should be focused to improve reaching forward after stroke. We found the middle of the going phase and the entire adjusting phase are the most difficult moments for stroke survivors with severe upper limb impairment. These reaching forward phases seem to be important when stroke survivors with mild to moderate hemiparesis reach a glass to drink.²⁹ During these phases of the reaching forward cycle, the hand is in the farthest position from the body, which require higher angles of elbow extension. Because stroke survivors often have limited elbow extension, the trunk anterior displacement tends to be more prominent in these cycle phases of the reaching forward movement^{3,4}.

This study has some limitations. First, most of the study participants had severe impairment of their hand function. As a result, we only assessed the reaching forward movement due to the impossibility to assess reaching-forward-based functional tasks, such as grasping an object or drinking. Second, all the included participants were in the chronic phase of stroke, thus the current findings could not be generalized. Further trials focusing on specific components of the reaching forward movement could provide guidance to improve upper limb recovery after stroke.

Conclusion

This study shows the kinematic characteristics of the reaching forward movement in stroke survivors with different levels of upper limb impairment after stroke. By improving elbow extension, stroke survivors could improve their reaching forward performance. Moreover, avoiding excessive anterior trunk displacement during the reaching forward can lead to a more precise and smooth reaching, thus improving movement quality. The middle of the going and the entire adjusting phases seem to be the most relevant reaching forward aspects to perform this movement in people with severe motor impairment after stroke. These findings reinforce the need to reduce trunk and elbow compensatory movements to improve time/speed and quality-based metrics in the reaching forward.

References

1. McCrea PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury. *Disabil Rehabil*. 2002;24(10):534-541.
2. Raghavan P. Upper Limb Motor Impairment After Stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2015 Nov;26(4):599-610. doi: 10.1016/j.pmr.2015.06.008. Epub 2015 Aug 25. PMID: 26522900; PMCID: PMC4844548.
3. Alt Murphy M, Willen C, Sunnerhagen KS. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011;25(1):71-80.
4. Michaelsen SM, Dannenbaum R, Levin MF. Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in stroke: randomized control trial. *Stroke*. 2006 Jan;37(1):186-92. doi: 10.1161/01.STR.0000196940.20446.c9. Epub 2005 Dec 8. PMID: 16339469.3.
5. Kwakkel G, Van Wegen E, Burridge JH, Winstein CJ, van Dokkum L, Alt Murphy M, Levin MF, Krakauer JW. Standardized measurement of quality of upper limb movement after stroke: Consensus-based core recommendations from the Second Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable. *Int J Stroke*. 2019 Oct;14(8):783-791. doi: 10.1177/1747493019873519. Epub 2019 Sep 11. PMID: 31510885.
6. Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, et al. Movement smoothness changes during stroke recovery. *J Neurosci*. 2002;22(18):8297-8304.
7. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 2000;123 (Pt 5):940-953.
8. Balbinot G, Schuch CP, Jeffers MS, McDonald MW, Livingston-Thomas JM, Corbett D. Post-stroke kinematic analysis in rats reveals similar reaching abnormalities as humans. *Sci Rep*. 2018;8(1):8738.
9. 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.
10. Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res*. 1995;106(3):457-466.

11. Levin MF, Michaelson SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res*. 2002;143(2):171-180.
12. Mandon L, Boudarham J, Robertson J, Bensmail D, Roche N, Roby-Brami A. Faster Reaching in Chronic Spastic Stroke Patients Comes at the Expense of Arm-Trunk Coordination. *Neurorehabil Neural Repair*. 2016;30(3):209-220.
13. 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.
14. Caimmi M, Carda S, Giovanzana C, et al. Using kinematic analysis to evaluate constraint-induced movement therapy in chronic stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair*. 2008;22(1):31-39.
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. 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*. 2006;10(2):177-183.
18. Singer B, Garcia-Vega J. The Fugl-Meyer Upper Extremity Scale. *J Physiother*. 2017;63(1):53.
19. Rab G, Petuskey K, Bagley A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait Posture*. 2002;15(2):113-119.
20. Salazar AP, Cimolin V, Schifino GP, Rech KD, Marchese RR, Pagnussat AS. Bi-cephalic transcranial direct current stimulation combined with functional electrical stimulation for upper-limb stroke rehabilitation: A double-blind randomized controlled trial. *Ann Phys Rehabil Med*. 2020 Jan;63(1):4-11. doi: 10.1016/j.rehab.2019.05.004. Epub 2019 May 31. PMID: 31158553.
21. Schiefelbein ML, Salazar AP, Marchese RR, Rech KD, Schifino GP, Figueiredo CS, Cimolin V, Pagnussat AS. Upper-limb movement smoothness after stroke and its relationship with

measures of body function/structure and activity - A cross-sectional study. *J Neurol Sci.* 2019 Jun 15;401:75-78. doi: 10.1016/j.jns.2019.04.017. Epub 2019 Apr 13. PMID: 31029885.

22. Pataky TC. SPM1D. 2014; <http://www.spm1d.org/index.html>.

23. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J Biomech.* 2010;43(10):1976-1982.

24. Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res.* 2003;151(3):289-300.

25. Michaelsen SM, Luta A, Roby-Brami A, Levin MF. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke.* 2001;32(8):1875-1883.

26. Massie CL, Fritz S, Malcolm MP. Elbow extension predicts motor impairment and performance after stroke. *Rehabil Res Pract.* 2011;2011:381978. doi: 10.1155/2011/381978. Epub 2011 Feb 6. PMID: 22110974; PMCID: PMC3200261.

27. Bussmann, Johanne. Massie, Crystal L. Fritz, Stacy Malcolm, Matthew P. Elbow Extension Predicts Motor Impairment and Performance after Stroke. *Rehabilitation Research and Practice*, 2011.<https://doi.org/10.1155/2011/381978>

28. Pain LM, Baker R, Richardson D, Agur AM. Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review. *Disabil Rehabil.* 2015;37(7):553-562.

29. Santos GL, Russo TL, Nieuwenhuys A, Monari D, Desloovere K. Kinematic Analysis of a Drinking Task in Chronic Hemiparetic Patients Using Features Analysis and Statistical Parametric Mapping. *Arch Phys Med Rehabil.* 2018;99(3):501-511 e504.

5 CONCLUSÃO GERAL

Nesse estudo, demonstramos em detalhes características da análise cinemática do movimento de alcance à frente de indivíduos com diferentes graus de comprometimento motor após AVC. Nossos achados demonstraram que possivelmente poderemos melhorar o desempenho motor desses indivíduos ao ganharmos extensão de cotovelo.

Reforçamos achados prévios da literatura sobre a importância da restrição do movimento de tronco durante a reabilitação do movimento de alcance. Com essa estratégia, poderemos estimular que os indivíduos após AVC tenham um movimento mais preciso e suave, levando a uma melhora na qualidade do movimento de alcance.

Em especial para indivíduos com comprometimento motor grave após AVC, a metade da fase ida e toda a fase de ajuste do movimento de alcance devem ser olhadas com mais atenção durante o processo de reabilitação pois aparentam ter maior relevância.

De maneira geral, salientamos a importância de inibir movimentos compensatórios de tronco e cotovelo a fim de melhorar medidas de velocidade e qualidade de movimento durante o movimento de alcance à frente de membro superior.

Estudos futuros devem continuar abordando indivíduos com diferentes níveis de comprometimento. Mais e mais ensaios clínicos randomizados e revisões são necessários para continuarmos a definir as melhores estratégias de tratamento para esses indivíduos.

6 IMPACTOS DO TRABALHO

Esse estudo trouxe novas conclusões em relação ao movimento de alcance à frente de indivíduos após AVC. Esses achados podem contribuir para que fisioterapeutas e profissionais de saúde consigam avaliar de forma mais precisa seus pacientes e assim possam traçar um plano de tratamento cada vez mais efetivo para esse indivíduo.

A população de pessoas que sofreram AVC no Brasil é enorme, e muitas delas convivem com sequelas meses e anos após o AVC. Nosso trabalho contribui para que continuemos a buscar estratégias efetivas para melhorar a independência e a autonomia desses indivíduos, principalmente se tratando de pessoas com comprometimento motor grave.

ANEXOS

ANEXO A

Parecer de aprovação ética do projeto

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 sequelas 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 sequelas 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 participantes serão atendidos em suas casas totalizando 10 sessões e serão avaliados pré e pós 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.

Endereço: R. Profª Anna Dias, 295 Hosp. Dom Vicente Scherer
Bairro: 6º andar - Centro CEP: 91.020-090
UF: RS Município: PORTO ALEGRE
Telefone: (51) 3214-8571 Fax: (51) 3214-8571 E-mail: cep@sentacasasch.br

IRMANDADE DA SANTA CASA DE MISERICORDIA DE PORTO ALEGRE - ISCMPA



Continuação do Parecer: 2.159.353

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Apesar de não serem esperados efeitos adversos pela baixa exposição, podem ocorrer reações alérgicas no local onde posicionados os eletrodos, como vermelhidão ou coceira. Na aplicação de TDCS pode ocorrer dores de cabeça. Na aplicação de FES poderá haver desconfortos no músculo do braço. Se forem registrados quaisquer desses sintomas o tratamento será interrompido e participante será encaminhado para avaliação médica.

Os tratamentos são técnicas conhecidas (que já foram testadas e estudadas em seres humanos), seguras e que trazem benefícios para os pacientes que as utilizam. Nós asseguramos que todas as normas e recomendações de segurança para a utilização dos dois tratamentos propostos serão rigorosamente seguidos, de acordo com a orientações.

Benefícios:

Com esse projeto pretende-se aumentar os conhecimentos científico a cerca das abordagens terapêuticas não farmacológicas e inovadoras na reabilitação de indivíduos com sequelas após AVC. Fomentar o estudo das modalidades de intervenção terapêuticas em pacientes com sequelas de AVC.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pendência em relação a metodologia da análise dos exames laboratoriais foi resolvida, ficará a cargo do laboratório de Imunologia Celular e molecular da UFCSPA. A pendência em relação ao potencial dano relacionado a pesquisa ficará de responsabilidade do investigador, deixado claro no TCLE.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentados e Adequados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O presente estudo encontra-se dentro das normas vigentes no País de pesquisas envolvendo seres humanos. Tem a relevância de buscar aprimorar a reabilitação após acidente vascular cerebral.

Endereço: R. Profª Anna Dias, 296 Hosp. Dom Vicente Scherer
 Bairro: 6º andar - Centro CEP: 90.020-090
 UF: RS Município: PORTO ALEGRE
 Telefone: (51) 3214-8871 Fax: (51) 3214-8871 E-mail: csp@isntacasas.tcha.br

IRMANDADE DA SANTA CASA DE MISERICORDIA DE PORTO ALEGRE - ISCMPA



Continuação do Parecer: 2.159.353

Considerações Finais e 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 chefe 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	Katia Daniele Rech	Aceito
Outros	carta_comite.pdf	10/05/2017 20:33:06	Katia Daniele Rech	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_1_1.pdf	10/05/2017 20:31:59	Katia Daniele Rech	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_1_1.pdf	10/05/2017 20:30:56	Katia Daniele Rech	Aceito
Orçamento	orcamento_Plataforma.pdf	15/02/2017 10:34:11	Katia Daniele Rech	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_PlataformaBrasil.pdf	15/02/2017 10:33:26	Katia Daniele Rech	Aceito
Outros	declaracao_de_insencao_de_onus_a_instituicao.pdf	13/02/2017 13:49:56	Katia Daniele Rech	Aceito

Endereço: R. Prof. Anna Dias, 295 Hosp. Dom Vicente Scherer
 Bairro: 6º andar - Centro CEP: 90.020-090
 UF: RS Município: PORTO ALEGRE
 Telefone: (51)3214-6571 Fax: (51)3214-6571 E-mail: cep@santacasa.icha.br

**IRMANDADE DA SANTA CASA
DE MISERICORDIA DE PORTO
ALEGRE - ISCMPA**



Continuação do Parecer: 2.159.303

Outros	DECLARACAO_DE_AUTORIZACAO_DA_CHEFIA_RESPONSAVEL.pdf	13/02/2017 13:41:28	Kátia Daniele Rech	Aceito
Outros	FORMULARIO_DE_INSCRICAO_DE_PROJETOS_DE_PESQUISA_COMITE_E_M_PESQUISA_ISCMPA.pdf	13/02/2017 09:55:10	Kátia Daniele Rech	Aceito
Outros	UFGSPA_Termo_de_compromisso_para_entrega_de_relatorio_semestral_ou_final.pdf	13/02/2017 09:51:46	Kátia Daniele Rech	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_de_confidencialidade_do_sujeito_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_utilizacao_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_RESPONSAVEL_PEL_OSETOR_OU_INSTITUICAO_ONDE_SERA_REALIZADA_A_PESQUISA.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 Avaliação da CONEP:

Não

PORTO ALEGRE, 06 de Julho de 2017

Assinado por:
ELIZETE KEITEL
(Coordenador)

Endereço: R. Profª Anna Dias, 295 Hosp. Dom Vicente Scherer
Bairro: 6º andar - Centro CEP: 90.020-000
UF: RS Município: PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3214-8871 Fax: (51)3214-8871 E-mail: cnp@santacasa.tcha.br