

Universidade de Brasília

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM SAÚDE

MILENE SOARES NOGUEIRA DE LIMA

**TESTE DO PÊNDULO COM O USO DO SENSOR INERCIAL PARA
INVESTIGAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR EM PESSOAS COM
ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**



UnB

**FUTURO
É AGORA**

BRASÍLIA — DF
2023

MILENE SOARES NOGUEIRA DE LIMA

**TESTE DO PÊNULO COM O USO DO SENSOR INERCIAL PARA
INVESTIGAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR EM PESSOAS COM
ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade de Brasília como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutora em Ciências e Tecnologias em Saúde.

Área de concentração:
Promoção, Prevenção e Intervenção em Saúde

Linha de pesquisa:
Estratégias Diagnósticas, Terapêuticas,
Assistenciais e Ocupacionais para o
Desenvolvimento da Saúde e Funcionalidade
Humana.

EMERSON FACHIN MARTINS
Orientador

CLARISSA CARDOSO DOS SANTOS COUTO PAZ
Co-orientadora

BRASÍLIA — DF
2023

Ficha Catalográfica:

L732 Lima, Milene Soares Nogueira de.
Teste do pêndulo com o uso do sensor inercial para investigação do tônus muscular em pessoas com Acidente Vascular Cerebral / Milene Soares Nogueira de Lima. -- Brasília, 2023.
59 f.

Orientador Emerson Fachin Martins.
Co-Orientadora Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz
Tese Doutorado - Universidade Federal de Brasília, Faculdade de Ceilândia, Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde.

1. Fisioterapia. 2. Acidente Vascular Cerebral. 3. Tônus Muscular. 4. Espasticidade. I. Martins, Emerson Fachin. II. Paz, Clarissa Cardoso dos Santos. III. Universidade Federal de Brasília. IV. Título.

CDD: 615.82

MILENE SOARES NOGUEIRA DE LIMA

**TESTE DO PÊNULO COM O USO DO SENSOR INERCIAL PARA
INVESTIGAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR EM PESSOAS COM
ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**

Membros da Banca

EMERSON FACHIN MARTINS
Orientador e Presidente da Banca Examinadora

HUDSON AZEVEDO PINHEIRO
Membro Titular não vinculado ao PPGCTS

RUTH LOSADA DE MENEZES
Membro Titular não vinculado ao PPGCTS

ALINE ARAUJO DO CARMO
Membro Titular não vinculado ao PPGCTS

JORGE LUÍS LOPES ZEREDO
Membro Suplente vinculado ao PPGCTS

BRASÍLIA – DF
2023

APRESENTAÇÃO

Conhecer a trajetória acadêmica que culminou nesse trabalho faz parte de valorizar a existência dessa pesquisa científica e nos permite compreender os alicerces nos quais foi construído ao longo desses anos. Tais experiências encontram sentido na articulação entre teoria/prática e sujeito/objeto.

Minha trajetória profissional acadêmica começou no ano de 2008, na Universidade de Brasília, no curso de fisioterapia. A felicidade em fazer parte dessa oportunidade veio tomada por dificuldades. Não tínhamos espaço físico e foram anos de espera para a construção do novo campus, que só ficou pronto no último ano de formação, quando não precisaríamos voltar para a sala de aula, tendo em vista que estávamos em nossos estágios finais. Contudo, o ambiente acadêmico sempre foi um despertar de curiosidades científicas e de anseios por novas experiências. Motivada pela admiração por meus professores, participei da minha primeira iniciação científica (2009 – 2010), na pesquisa sobre “Ajustes cardiorrespiratórios, metabólicos e vasculares frente ao exercício resistido em diferentes metodologias, em indivíduos com insuficiência cardíaca isquêmica.” O coordenador desse primeiro projeto foi o professor Prof. Dr. Gerson Cipriano, uma referência na área cardiovascular, por quem tenho uma imensa gratidão. Além disso, com esta pesquisa apresentei meu primeiro banner em um congresso de iniciação científica e de eventos acadêmicos, entre congressos e simpósios já foram 27 no total. Em 2010, fui monitora em duas matérias relacionadas à fisioterapia baseada em evidências. Foi um chamado para conhecer um pouco mais o magistério. Nessa mesma época, participei do projeto de extensão (2010 – 2011): “Desospitalização e prevenção de re-hospitalizações no Hospital Regional de Ceilândia”, cujo responsável era o professor Dr. Emerson Fachin Martins, que se empenhou arduamente para unir o nosso raciocínio clínico com a prática desafiadora do SUS.

No ano de 2012 – 2013, surgiu a pesquisa com a professora Ruth Losada, com o título o “Impacto da cirurgia de catarata na ocorrência de quedas e nos aspectos multidimensionais da saúde: estudo longitudinal de idosos no Distrito Federal”. Como eu havia sido monitora das matérias que a professora lecionava, fui convidada para participar dessa pesquisa, que me conduziu ao meu trabalho de conclusão de curso: “Nível de fragilidade de idosos atendidos na Regional de Saúde de Ceilândia (DF)”. Essa foi a época na qual eu mais aprendi sobre organização de pesquisa, métodos e

como lidar com os indivíduos idosos. No futuro, essa experiência iria ser fundamental no desenvolvimento do meu projeto de mestrado e conduziria minha prática clínica.

Conclui a graduação em 2013 e, logo em seguida, com a certeza precoce de que a docência era minha vocação, ingressei como aluna especial no Programa de Pós-graduação em Educação Física da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília. No ano seguinte, fui aprovada para o programa de mestrado, tendo como orientador Dr. Wagner Martins. Foi uma experiência de amadurecimento, junto aos meus companheiros de pesquisa, Karina Lagoa e Gerson Júnior. Cada etapa foi vivenciada de maneira única: a busca pelos voluntários, as reuniões até tarde da noite, a preparação dos lanches para os voluntários, a dificuldade das coletas e as idas e vindas do transporte. A intervenção acontecia no campus provisório da Ceilândia e os equipamentos para a coleta de dados da avaliação ficavam no Campus Darcy Ribeiro.

Enquanto isso, para adquirir prática nos atendimentos, realizei serviços em atendimento domiciliar e trabalhava em uma enfermagem hospitalar durante os seis meses iniciais do mestrado. Logo depois, ficou difícil conciliar os serviços hospitalares e as demandas da pós-graduação.

A pesquisa de mestrado envolvia o uso das máquinas de musculação e da resistência elástica, mecanismos considerados eficazes e seguros para aumentar a força muscular, massa e equilíbrio. Em nosso estudo tivemos uma amostra de cinquenta e sete (57) mulheres idosas aleatorizadas em dois grupos, grupo máquinas pneumáticas e o grupo resistência elástica. Vinte participantes (20) finalizaram o estudo em cada grupo. Enfim construímos um trabalho no qual os resultados vão além do que é mensurável, mas tivemos como resultado a publicação de 3 artigos e uma revisão sistemática. Ao longo desse processo, a professora Dra. Clarissa Cardoso fazia coletas da pesquisa da sua pesquisa próximo ao local onde fazíamos as nossas intervenções, auxiliou-me diversas vezes com minhas dúvidas e tive a oportunidade de tê-la em minha banca da defesa de dissertação, cujas contribuições foram de grande relevância, sou muito grata por tudo.

A professora Dra. Clarissa Cardoso incentivou a minha entrada no doutorado e em seu grupo de pesquisa GEFIN, no qual os alunos são os colaboradores da pesquisa que será apresentada. Em 2018, fiz o processo seletivo no Programa de

Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias da Saúde da Faculdade de Ceilândia e fui aprovada com o projeto de pesquisa: “A eletroestimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) em indivíduos com AVC crônico: ensaio clínico randomizado”. De acordo com nosso cronograma inicial de pesquisa, os dois anos iniciais seriam para cumprir créditos e realizar o estágio em docência. Diante da minha vontade de ser professora, passei no processo seletivo para dar aulas no projeto de extensão UniSer (2018–2019), “Universidade do Envelhecer”, cujas atividades eram direcionadas para pessoas com mais de 45 anos. Esse projeto encantou-me na primeira aula. Eu achava que iria ensinar sobre qualidade de vida, saúde e envelhecimento, mas terminei aprendendo mais com os alunos do que poderia imaginar. Para complementar a minha experiência com o ensino fiz pós em docência do ensino superior, e após anos sendo aluna da Universidade de Brasília, tive a oportunidade de ser professora temporária das matérias de alta complexidade, experiência enriquecedora que despertou meu interesse.

Nesse meio tempo, a minha pesquisa ia caminhando, com recursos próprios, viajei para a Faculdade de Medicina da Universidade Federal de São Paulo para aprender como aplicar a eletroestimulação transcraniana por corrente contínua e a magnética, em curso ministrado por professores que foram os precursores dessa técnica no Brasil. Na pesquisa de doutorado, iniciamos uma fase difícil de recrutamento dos indivíduos com AVC que resultou no artigo “Acidente Vascular Cerebral: dificuldades na realização de estudos em ambiente hospitalar”, que tem como autora a Thaís Gontijo, aluna de mestrado da professora Clarissa, que me acolheu na continuidade do seu trabalho de mestrado com a ETCC. Além dessa dificuldade de recrutamento, o equipamento de ETCC, por questões burocráticas, demorou para ser adquirido, atrasando a aplicação da ETCC dos indivíduos.

Em 31 de dezembro de 2019, a Organização Mundial da Saúde (OMS) foi alertada sobre vários casos de pneumonia na cidade de Wuhan, província de Hubei, na República Popular da China. Tratava-se de uma nova cepa (tipo) de coronavírus que não havia sido identificada antes em seres humanos. Dessa maneira, no mês de março seguinte, todas as atividades e as pesquisas da Universidade foram suspensas. Nesse contexto, nossa pesquisa teve que ser interrompida. Apesar de todas as dificuldades decorrentes do funcionamento atípico da Universidade e dos impactos sociais e psicológicos da pandemia sobre todos os membros da comunidade

universitária, consegui realizar a qualificação da tese em 2020. Com os estágios e créditos cumpridos, era necessário passar à análise dos dados prévios coletados. Alterações no tema da pesquisa foram necessários e sem dúvida alguma, a pandemia da Covid-19 foi um momento desafiador. Nessa época, eu trabalhava como preceptora de estágio na Faculdade Anhanguera. Infelizmente, por conta da pandemia, as atividades de estágio na faculdade foram suspensas, assim como o projeto da UniSer, que colocou suas atividades apenas online, e eu fui desligada de ambas.

No programa de pós-graduação, paralelamente ao projeto de doutorado que seguia com atividades dificultadas, eu e a Thaís Gontijo publicamos o artigo: “Perfil de indivíduos com comprometimento pulmonar causado pelo coronavírus que demandaram o uso de ventilação mecânica não invasiva.” Nesse trabalho, analisamos o perfil dos indivíduos internados com COVID-19, assim como as indicações do uso da ventilação não invasiva no Hospital de Base do DF. Além disso, escrevemos um protocolo para uso da ETCC em indivíduos no pós-covid para recuperar suas sequelas, protocolo aprovado no CEP do hospital de base e estamos aguardando uma oportunidade para executá-lo.

Com relação ao doutorado, três trabalhos escritos são resultantes dos dados que foram coletados antes da pandemia: “A influência do equilíbrio latero lateral em indivíduos com AVC crônico”, “Teste de repetição máquina em comparação ao dinamômetro digital em indivíduos com AVC crônico” e “A importância da COPM em indivíduos com AVC crônico”, todos serão retomados pós-exame de defesa. Neste trabalho ora submetido a exame, apresento os dados que resultaram no artigo anexo, publicado em uma revista de qualis A2 na área interdisciplinar e que atende aos pré-requisitos do programa de pós-graduação para a defesa de doutorado.

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO	iii
1 INTRODUÇÃO	13
2 ARTIGO CIENTÍFICO ACEITO (A2 - INTERDISCIPLINAR)	21
3 DISCUSSÃO GERAL	34
3.1 TESTE DO PÊNDULO COM SENSORES INERCIAIS PARA AVALIAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR	36
3.2 PROPRIEDADES ELÁSTICAS DOS TECIDOS E A PRÁTICA CLÍNICA	38
3.3 PROPOSTA DO TESTE DO PÊNDULO EM MEMBRO SUPERIOR	41
3.4 CONSIDERAÇÕES DO ARTIGO	43
REFERÊNCIAS	44
ANEXOS	51
ANEXO 1 - NORMAS DE PUBLICAÇÃO DO PERIÓDICO	52
ANEXO 2 - DOCUMENTO DE APROVAÇÃO DO PROJETO POR UM CEP	56

LISTA DE TABELAS

Table 1 - Demographic information of the study participants	25
Table 2 - Selection of parameters considered for analysis with the inertial sensor	27
Table 3 - Results: the median standard deviation of the clinical scales applied to individuals (n=7) with stroke	29
Table 4 - Summary of the results concerning the onset angle, the amplitude of extension (E1 amp) and amplitude of flexion (F1 amp), the relaxation index (RI), and the extension relaxation index (ERI) during the pendulum test	29

LISTA DE FIGURAS

Figure 1 - Location of the inertial sensor. The sensor was attached to the lateral side of the forearm: (1) starting position and (2) ending position	26
Figure 2 - Representation of the pendulum tests using the inertial sensor: flexion and extension peaks represented by the blue dots according to the trajectory of angles (°) and time (s) for participants #1, #2, #3	30
Figure 3 - Representation of the pendulum tests using the inertial sensor: Flexion and extension peaks represented by the blue dots, according to the trajectory of angles (°) and time (s) for participants #4, 5#,6#, and #7	30-31
Figure 4 - Correlation data of the clinical scales and variables evaluated in the pendulum test with the inertial sensor according to Spearman's correlation. The results are represented by color value gradients (darker the color, the greater the correlation)	31

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

Acidente Vascular Cerebral	AVC
Organização Mundial de Saúde	OMS
Acidente Vascular Cerebral isquêmico	AVCi
Acidente Vascular Cerebral hemorrágico	AVCh
Stiffness	(k)
Eletroestimulação Transcraniana por Corrente Contínua	ETCC
Eletromiografia	(EMG)
Fugl Meyer Assessment	(FMA)
Wolf Motor Function Test	(WMFT)
Damping	(B)
First extension peak	E1
First flexion peak	F1
F1- E1 (°)	E1 amp
F1- initial angle (°)	F1 amp
PA	Measure between the final angle and the initial angle(°)
RI	F1 Amp/PA (°)/ relaxation index
ERI	E1 Amp/PA (°)/extension relaxation index
D	duration from the start angle to the end angle (°)
Ω	natural frequency
B	damping coeficiente
K	stiffness coeficiente

Z

damping ratio

CEP

Comitê de ética e Pesquisa

RESUMO

LIMA, Milene Soares Nogueira de. **Teste do pêndulo com o uso do sensor inercial para investigação do tônus muscular em pessoas com acidente vascular cerebral**. 2023. 59 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Ceilândia, Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, Universidade de Brasília, Brasília, 2023.

Acidentes vasculares cerebrais causam alterações em diversos domínios, por isso, a necessidade de avaliações que gerem resultados funcionais precisa ser explorada. O objetivo deste estudo foi investigar, o uso do sensor inercial com o teste do pêndulo para membro superior e a correlação das variáveis viscoelásticas com as principais escalas clínicas Fugl Meyer (FM), Motor Activity Log (MAL) e Escala Modificada de Ashworth (EMA). Foram coletados os dados dos ângulos da articulação do cotovelo e as variáveis que indicam propriedades viscoelásticas, rigidez (K), amortecimento (B), E1 amp, F1 amp e índices de relaxamento foram coletados. A escala Fugl Meyer mostrou correlações significativas com o escore de quantidade de uso MAL ($r = 0,89$, $p = 0,01$) e o escore de qualidade de uso MAL ($r = 0,93$, $p = 0,008$). A pontuação da quantidade de uso da MAL se correlaciona com a pontuação da qualidade de uso da MAL ($r = 0,93$, $p = 0,05$) e com a frequência natural ($r = 0,85$, $p = 0,024$). A variável E1 amp se correlaciona com F1 AMP ($r = -0,86$, $p = 0,024$) e RI ($r = -0,86$, $p = 0,024$), enquanto F1 amp se correlaciona com ERI ($r = -0,86$, $p = 0,024$). Houve também correlação entre a frequência natural e K ($r = 0,96$, $p = 0,003$). Demonstramos como a tecnologia de sensores inerciais com variáveis clínicas, aliada ao teste do pêndulo simples, pode ser usada para gerar um índice clinicamente significativo no futuro, mas também propôs um método que oferece aos pacientes em reabilitação a oportunidade de monitorar a rigidez.

Palavras-chave: Acidente Vascular Cerebral, tônus muscular, espasticidade

ABSTRACT

LIMA, Milene Soares Nogueira de. **Pendulum test using inertial sensor to investigate muscle tone in people with stroke**. 2023, 61 f. *Thesis (Doctorate)* - Faculdade de Ceilândia, Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, Universidade de Brasília, Brasília, 2023.

Cerebral vascular accidents cause changes in several domains, therefore, it is imperative to assess and measure their functionality. Our study utilized an inertial sensor and pendulum test to gather data on the viscoelastic properties of the elbow joint. We then correlated this data with clinical scales such as Fugl Meyer (FM), Motor Activity Log (MAL), and Modified Ashworth Scale (MAS). Our findings indicate significant correlations between the amount and quality of use scores on the MAL and the Fugl Meyer scale. Furthermore, the amount of use score on the MAL correlated with the quality of use score and natural frequency. Viscoelastic variables such as stiffness, damping, E1 amp, F1 amp, and relaxation indices were also collected and found to correlate with other variables. In conclusion, our study demonstrates that a combination of clinical variables and inertial sensor technology with a simple pendulum test can provide a clinically meaningful index for rehabilitation patients to monitor stiffness and improve their functionality.

Key words: *Stroke, Muscle tone, spasticity*

1 INTRODUÇÃO

Apresentado entre as principais causas de morte global, o Acidente Vascular Cerebral (AVC), em 2019, teve uma incidência de 12 milhões, a prevalência foi de 101 milhões e a mortalidade chegou a 7 milhões de óbitos (1). Enquanto no Brasil, de acordo com o Portal da Transparência do Registro Civil, o número de óbitos por AVC foi de 101.965, em 2019, e 102.812, em 2020, e no ano de 2022, na data de 1º de janeiro até 13 de outubro, foram 87.518 óbitos. Esse número representa uma taxa de 12 óbitos por hora, ou 307 vítimas fatais por dia, o que torna o AVC uma das principais causas de morte no País. No mesmo período, o infarto atingiu 81.987 indivíduos, enquanto a Covid-19 atingiu 59.165 indivíduos. A ocorrência do AVC possui uma correlação positiva com o número de fatores de risco (2).

Os principais fatores de risco modificáveis são: hipertensão, diabetes mellitus, tabagismo e hiperlipidemia, bem como fatores de estilo de vida como obesidade, nutrição inadequada e sedentarismo; outros fatores são emergentes: os medicamentos para pressão, que podem aumentar a variabilidade da pressão arterial e aumentar o risco de derrame, a apneia obstrutiva do sono e o uso de cigarros eletrônicos (3). Essas informações podem auxiliar nas iniciativas de saúde pública para a prevenção e o tratamento de AVC, seja na fase aguda ou crônica.

Ainda que fatores de risco sejam modificáveis, temos um contingente considerável de pessoas afetadas por doenças cerebrovasculares, e embora no pós-AVC, normalmente, ocorra certo grau de retorno motor e funcional, o conjunto de dados como localização do AVC, sua extensão, o primeiro evento, comorbidades do indivíduo apresentam relação direta com as manifestações clínicas e o prognóstico, associada a elevados índices de mortalidade e incapacidade funcional (4,5).

Aproximadamente 20% das pessoas com AVC sobrevivem um mês após a ocorrência sem deficiências, 50% sobrevivem mas apresentam deficiência considerável, que pode ser permanente. Os demais 30% apresentam déficits neurológicos permanentes, com certo grau de dependência funcional (6), o que se evidencia como um problema de alto custo para a saúde devido a fatores como alto número de mortes prematuras, incapacidade contínua em muitos sobreviventes, elevado impacto nas famílias e cuidadores (7).

O AVC pode manifestar-se de duas formas: hemorrágico (AVCh) ou isquêmico (AVCi). No AVCh ocorre extravasamento de sangue dos vasos para o interstício, podendo se alojar no parênquima cerebral ou no espaço subaracnóideo (hemorragia arterial no espaço entre as duas meninges, pia-máter e aracnoide) (8). O AVCi é causado por uma interrupção da irrigação sanguínea cerebral devido a um trombo diretamente no local da oclusão (trombótico) ou em outro local da circulação que por meio da corrente sanguínea obstrui as artérias do cérebro (embólico) (9).

Estudos anteriores evidenciaram que áreas motoras no cérebro consistem nas regiões do córtex motor primário, córtex pré-motor lateral, área motora suplementar e áreas subcorticais, como gânglios da base, tálamo, cerebelo e núcleos do tronco cerebral (10). Lesões nessas regiões ou alterações nos tratos de fibra da substância branca que realizam conexões entre elas podem comprometer a homeostasia cerebral e, assim, afetar a função motora (11).

Essa lesão dos neurônios motores superiores interrompe a comunicação entre o cérebro e a medula espinhal, produzindo o estado de desinibição dos reflexos espinhais. Dessa maneira, responsável pelos sinais positivos e negativos pós-AVC, entre os sinais positivos estão a espasticidade, além de outros sintomas motores que ocorrem no sistema corticoespinhal descendente, como distonia espástica, co-contracção espástica, espasmos musculares dos extensores ou flexores, clônus, reflexos tendinosos profundos exagerados e reação associada, logo, os sinais negativos são a fraqueza muscular, a perda de destreza e a fadiga (12).

Enquanto isso, as mudanças plásticas que ocorrem pós-AVC refletem a capacidade do córtex cerebral para alterar a estrutura e a função das redes dos neurônios em resposta aos danos causados (13), e a recuperação motora depende de uma série de combinações da recuperação espontânea e das estratégias de compensação, o que significa que as regiões cerebrais preservadas geram comandos para os mesmos músculos responsáveis para a produção do comportamento motor, enquanto a compensação é marcada por novos comportamentos identificados por padrões musculares alternativos para a realização da tarefa (14).

A maioria dos indivíduos com AVC sofre de distúrbios motores, afetando principalmente a função do braço e da mão, e para muitos, a deficiência persiste afetando as atividades de vida diária (15). Um exemplo de estratégia compensatória ocorre na coordenação dos movimentos de ambas as mãos e do antebraço parético

com o tronco, por meio de movimentos irregulares do ombro e do cotovelo (sinergias musculares) — por exemplo, o cotovelo pode ser flexionado quando o braço é levantado. A instabilidade do punho e a falta de controle de preensão dos dedos prejudicam a agilidade da mão (16). Os movimentos ficam mais lentos, assim como as trajetórias de alcance são menos diretas e ocorrem movimentos que não são necessários; quando comparadas com grupos de controle saudáveis, essas compensações contribuem para a persistência na disfunção no membro afetado (parético), estimulando seu desuso (ou seja, seu não uso aprendido) (17,18).

A revisão de literatura de Dietz, do período de 1990 a 2007, demonstrou que alterações mecânicas secundárias em estruturas intrínsecas do tecido muscular, como perda de sarcômeros, contraturas subclínicas, alterações no colágeno do tecido conjuntivo e nas propriedades dos tendões são resultantes da hipertonia do músculo espástico (17). Conforme essas descobertas, a hipertonia evidenciada nos testes clínicos é o resultado de uma combinação da rigidez intrínseca do tecido muscular com a rigidez provocada pela atividade reflexa. Da mesma forma, o movimento voluntário do cotovelo, em indivíduos pós-AVC, revelou-se mais influenciado pela paresia dos músculos agonistas que pela hipertonia dos músculos antagonistas. Dietz concluiu, então, que os reflexos exacerbados têm um papel secundário, e as alterações nas propriedades mecânicas das fibras musculares assumem o papel principal nas disfunções motoras do movimento espástico (17).

A espasticidade pode desenvolver-se ao longo de semanas e meses após a lesão inicial (18), e sua causa é o desequilíbrio entre as vias corticais inibitórias e do tronco cerebral da formação reticular ventromedial e as vias excitatórias do tronco cerebral do segmento do bulbo pontino e do núcleo vestibular que reduz a inibição pré-sináptica, e está presente particularmente nos músculos antigravitacionais, como extensores do joelho e flexores do cotovelo; essa hiperreflexia será apenas um componente do problema em pessoas com AVC com espasticidade, e a extensão da hiperreflexia pode não estar correlacionada com a extensão da rigidez muscular (19).

Experimentos iniciais sobre propriedades musculares mostraram que, quanto mais rápida a alteração no comprimento muscular, maior é a tensão passiva gerada no músculo na ausência de ativação muscular (20). O aumento da resistência ao alongamento passivo pode ocorrer devido a alterações não neurais secundárias nas fibras musculares, tecido de colágeno e propriedades dos tendões (21).

Apesar disso, a espasticidade leve pode ser benéfica, por auxiliar a diminuir a atrofia muscular, prevenir a descalcificação óssea, permitir a retirada das extremidades diante de estímulos negativos, favorecer a bipedestação, aportando tônus muscular, além de que pode proporcionar benefícios cardiovasculares e diminuir a hipótese de trombose venosa profunda (22). Sem dúvida, em certas ocasiões, há consequências físicas graves, mas também emocionais e sociais. As atividades básicas da vida diária tornam-se difíceis e não afetam apenas o indivíduo, que pode ter sentimento de frustração ou doenças mentais, mas também o cuidador, que pode se sentir sobrecarregado (23).

As estratégias utilizadas durante o processo de recuperação afetam a neuroplasticidade voluntária que não possui métodos e ideias universais para a mudança dinâmica do quadro clínico dos indivíduos, dada a multiplicidade e diversidade da patologia (24). Em termos de tratamento, até agora, há poucos guias científicos, além da aplicação da toxina botulínica na extremidade superior em indivíduos com queixas de espasticidade (25), portanto, diretrizes claras devem ser desenvolvidas para a recuperação motora de indivíduos pós-AVC por meio de exercícios, medicamentos e cirurgia.

O exame físico para avaliação das alterações do tônus muscular inclui testes para verificar a presença e frequência de espasmos flexores ou extensores e reflexos tendinosos. Além disso, são analisados a força muscular voluntária, contraturas, perda funcional, amplitude de movimento articular passivo e ativo, reflexo da sola plantar, reflexo de tripla flexão e a presença de clônus (26). A avaliação quantitativa ao longo do tempo permite medir a resposta à intervenção, e tal quantificação pode ser alcançada usando escalas clínicas, análise de caminhada e métodos biomecânicos (27).

Apresentadas essas observações, nos últimos anos, os pesquisadores notaram uma discrepância entre a espasticidade medida na clínica e os distúrbios espásticos de movimento funcionais, que se deve principalmente aos diferentes papéis dos reflexos em estados passivos e ativos, respectivamente (23, 32).

A pesquisa sobre o fenômeno da espasticidade durante décadas se concentrou exclusivamente em correlacionar o comportamento espástico com os reflexos de curta duração (mono e polissinápticos), importante observar que esses reflexos não são as únicas formas da atividade neuronal possível da medula espinhal, além disso, há

divergências quanto à latência real do reflexo nos músculos espásticos de indivíduos pós-AVC (29).

A eletromiografia (EMG) de superfície é usada para registrar as respostas reflexas, mas o tempo de aumento da resposta reflexa é lento, devido ao recrutamento progressivo de diferentes unidades motoras, e a falta de seletividade da entrada do estímulo influencia as estimativas de latência. O exame eletromiográfico é dependente do critério de início do reflexo, e esse critério é definido de maneira heterogênea, fornecendo estimativas imprecisas do estado fisiológico do motoneurônio, assim como a falta de diferenciação da espasticidade e das contraturas, uma vez que um alongamento rápido ou lento frequentemente causa uma resposta muscular sustentada (30,31).

O teste padrão de excitabilidade do motoneurônio é mediado pela avaliação do reflexo de estiramento ou latência do reflexo H, muitas vezes combinada com medições da razão entre as magnitudes máximas do reflexo H e da onda M, que apresentam uma latência mais curta e uma maior, e a razão desses componentes representa sinais de motoneurônios mais excitáveis (H/M) (32). O reflexo H, ou o reflexo de Hoffmann, é evocado pela estimulação elétrica das fibras sensoriais dos fusos neuromusculares em nervos mistos. A despolarização muscular é detectada por meio de eletrodos de eletromiografia de superfície e dos estímulos de maior intensidade que ativam os axônios motores (33).

Outro fator importante é que apesar da definição de tônus muscular ser descrita como a resistência do membro ao movimento passivo, em que a resistência surge de forças ativas, passivas e involuntárias, estudos com avaliação eletromiográfica igualam o tônus muscular ao nível basal de um estado relaxado, mas, além desse componente ativo ou contrátil resultante da ativação da unidade motora e detectável pela EMG, o tônus muscular possui um componente passivo ou viscoelástico, e sua medição não é captada através da EMG (34).

Dessa maneira, abordagens objetivas baseadas em avaliações da eletromiografia (EMG) de músculos podem não ser acessíveis devido ao custo dos equipamentos ou a necessidade de recursos humanos especializados, que nem sempre estão disponíveis para aplicações durante a prática clínica (35), por isso, a necessidade de buscar alternativas de avaliação quantitativa dos comprometimentos que possam ser realizadas durante a prática clínica (27).

Dentre os equipamentos utilizados para avaliação ativa, a miotonometria é um método não invasivo empregado para caracterizar as propriedades biomecânicas e viscoelásticas do músculo, como complacência, rigidez, tônus, elasticidade, tempo de relaxamento e fluência (36). Os modelos de miotonômetro comumente relatados incluem o Myoton-2, o Myoton-3 e, mais recentemente, o Myoton-Pro. Seu princípio de avaliação é a rigidez dinâmica que se refere à resistência dos tecidos moles a uma força externa, sendo calculada usando a resposta de oscilação natural amortecida, registrada por um acelerômetro que faz parte do equipamento (37,38).

O tônus muscular é quantificado pela frequência natural do sinal de aceleração, enquanto a elasticidade muscular, a qual é inversamente proporcional ao decréscimo, é determinada pela sequência de oscilações quando o músculo restaura sua forma a partir da deformação. O tempo de relaxamento do estresse reflete a duração do processo de recuperação muscular, e a fluência muscular é definida como o alongamento gradual do músculo sob um estresse de tração constante (39).

De acordo com Pamukoff e colaboradores (2016), ao realizarem a validade e confiabilidade do miotonômetro para medir a rigidez ativa dos isquiotibiais, encontraram associações com riscos de lesões nas extremidades inferiores (ou seja, distensão do tendão da perna, lesão do ligamento cruzado anterior), e verificaram que o instrumento não conseguiu mensurá-la (40). A rigidez é considerada uma propriedade passiva do tecido que parece estar relacionada às forças externas aplicadas ao sistema esquelético, que são absorvidas ou transmitidas pelos tecidos articulares; à medida que uma força externa é imposta à musculatura, um sistema flexível se estenderá em maior extensão, permitindo que a força aplicada seja absorvida por uma distância maior e por mais tempo em comparação com um sistema rígido (41).

Outras escalas de avaliação são as ferramentas validadas clinicamente, como a escala Fugl Meyer Assessment (FMA) ou a escala Wolf Motor Function Test (WMFT), cuja aplicabilidade exige treinamento para a realização da pontuação de uma série de tarefas que devem ser executadas, sendo dispendiosa e que pode representar um distanciamento entre o nível funcional e de comprometimento apresentado.

Tendo em vista esses pontos, a utilização do movimento passivo, conforme realizado na escala de Ashworth, não pode ser usada exclusivamente como forma de

avaliação, uma vez que a amplitude de movimento passivo possui variáveis complexas como o nível de atividade muscular voluntária ou reflexa, propriedades viscoelásticas dos tecidos moles, presença de contraturas ou de dor (42).

Wartenberg foi o primeiro a propor o uso do teste do pêndulo para descrever a rigidez e as características de amortecimento do movimento de balanço dos membros (43). Com o advento das tecnologias, os autores Boczko *et al.* começaram os primeiros passos para capturar o traço das oscilações e observaram que apenas 15% dos participantes apresentaram resultados semelhantes aos indivíduos sem alterações, enquanto a maioria apresentava desvios e dores características (44).

Neste estudo, realizamos o teste de pêndulo com a articulação do cotovelo e formulamos parâmetros para quantificação e sua correlação com outras variáveis e escalas de suma importância. Usamos o sensor inercial, que permite avaliar a aceleração do segmento do corpo ao longo de seus eixos, empregando as mudanças físicas de deslocamento para detectar os parâmetros cinemáticos do movimento e seu impacto na estrutura avaliada (45). As vantagens do teste de pêndulo quantitativo são simplicidade, reprodutibilidade, segurança e descrição quantitativa. Brown *et al.* mostraram que o índice de relaxamento, derivado do teste de pêndulo, pode ser usado para diferenciar entre espasticidade e rigidez (46).

Os sensores inerciais são valiosos, pois fornecem valores para monitorar e avaliar os indivíduos durante a neuroreabilitação, resultando em dados mais objetivos sobre o progresso físico e sobre como os membros superiores se movem no espaço (47–49). Essa unidade de medição inercial é o dispositivo que determina a posição e/ou orientação de um objeto ao qual esteja conectado através da implementação de sensores inerciais, utilizados no contexto para a análise biomecânica, a partir das leis da física e dos conceitos da mecânica, em que é possível realizar a análise das acelerações, velocidades e ângulos em determinados pontos anatômicos (55).

O sensor inercial é fixado no segmento do corpo, e existe a transformação da energia química em energia mecânica, dessa maneira ocorre o registro das coordenadas cartesianas, derivadas dos ângulos de Euler para outro determinado sistema cartesiano, que são os ângulos de rotações denominados pitch, roll e yaw (56).

Ainda assim, quando se trata de métodos de implementação e escolha de medidas de resultados, a literatura é muito diversificada e às vezes inconsistente, ou

seja, cada grupo de pesquisadores tem sua própria metodologia e, embora o nível de espasticidade possa ser relativamente avaliado nos dados de cada experimento, é muito difícil comparar os resultados entre os experimentos. Isso dificulta o uso prático da pesquisa publicada, principalmente para aqueles que desejam implementar esse procedimento (45). Assim, são importantes os métodos que avaliam as propriedades musculares com o intuito de facilitar o diagnóstico do substrato fisiológico do aumento da resistência articular e a subsequente indicação do tratamento (42).

Os diferentes padrões de recuperação da função dos membros superiores significam que pessoas com AVC terão diferentes necessidades de reabilitação. Atualmente, existe uma necessidade de exemplos práticos de estratificação e individualização de programas de reabilitação para o membro superior, e uma alternativa será identificar variáveis que predizem de forma confiável a recuperação do membro superior (50).

Desta maneira, nosso objetivo foi investigar o uso do sensor inercial com o teste do pêndulo para membro superior e a correlação das variáveis viscoelásticas com as principais escalas clínicas Fugl Meyer (FM), Motor Activity Log (MAL) e Escala Modificada de Ashworth (EMA).

2 ARTIGO CIENTÍFICO ACEITO (A2 - INTERDISCIPLINAR)



Article

Assessment of Passive Upper Limb Stiffness and Its Function in Post-Stroke Individuals Wearing an Inertial Sensor during the Pendulum Test

Milene Soares Nogueira de Lima ^{1,*}, Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz ², Thais Gontijo Ribeiro ³ and Emerson Fachin-Martins ²

¹ Program in Health Sciences and Technologies, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília 70910-900, Brazil

² Course of Physiotherapy, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília 70719-080, Brazil; clarissacardosocp@gmail.com (C.C.d.S.C.P.)

³ Secretaria de Saúde do Distrito Federal, Brasília 72445-020, Brazil

* Correspondence: milene.unb@gmail.com

Abstract: This article proposes the evaluation of the passive movement of the affected elbow during the pendulum test in people with stroke and its correlation with the main clinical scales (Modified Ashworth Scale, Motor Activity Log, and Fulg Meyer). An inertial sensor was attached to the forearm of seven subjects, who then passively flexed and extended the elbow. Joint angles and variables that indicate viscoelastic properties, stiffness (K), damping (B), E1 amp, F1 amp, and relaxation indices were collected. The results show that the FM scale is significantly correlated with the natural frequency ($p = 0.024$). The MAL amount-of-use score correlates with the natural frequency ($p = 0.024$). The variables E1 amp, F1 amp, RI, and ERI are not correlated with the clinical scales, but they correlate with each other; the variable E1 amp correlates with F1 amp ($p = 0.024$) and RI ($p = 0.024$), while F1 amp correlates with ERI ($p = 0.024$). There was also a correlation between the natural frequency and K ($r = 0.96$, $p = 0.003$). Non-linear results were found for the properties of the elbow joint during the pendulum test, which may be due to the presence of neural and non-neural factors. These results may serve as a reference for future studies if alternative scales do not provide an accurate reflection.

Keywords: spasticity; stroke; stiffness; the pendulum test; inertial sensor; upper limb



Citation: de Lima, M.S.N.; dos Santos Couto Paz, C.C.; Ribeiro, T.G.; Fachin-Martins, E. Assessment of Passive Upper Limb Stiffness and Its Function in Post-Stroke Individuals Wearing an Inertial Sensor during the Pendulum Test. *Sensors* 2023, 23, 3487. <https://doi.org/10.3390/s23073487>

Academic Editor: Angelo Maria Sabatini

Received: 24 December 2022

Revised: 5 March 2023

Accepted: 6 March 2023

Published: 27 March 2023



Copyright: © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Neural function disorders caused by stroke are responsible for cognitive, motor, and sensory dysfunctions and can result in clinical conditions of varying disabilities. Consequently, post-stroke motor impairments related to neuromusculoskeletal movement are characterized by muscle weakness and both reduced muscle activation and coactivation, which decrease one's ability to perform efficient movements [1]. In the chronic phase of stroke (after 6 months), between 55 and 75% of individuals present significant and permanent functional impairments following a period of spontaneous recovery, with less severe impairments influenced by factors such as age, location, and the severity of the impairment [2]. The life of post-stroke patients is challenging, considering the series of situations to which the individual needs to adapt, such as work, interpersonal relationships, finances, and dependence on support networks, thus impacting motor recovery [3]. The functional relevance of the shoulder and elbow for activities of daily living is well described in the literature. In addition, muscle weakness that compromises motor performance is related to reduced speed, a greater tendency toward fatigue, reduced peak torque, and muscle inactivation [4].

The interruption and inhibition of spinal reflexes add obstacles to the performance of movements, generating muscle hyperactivity, which is related to an increase in muscle tone,

known as hypertonia. This occurs when the muscle loses its ability to stretch or perform a sequence of rapid muscle contractions [5]. These mechanisms of hypertonia are related to the stretch reflex, known more specifically as spasticity. Hypertonia, more broadly, is related to passive displacements and is not influenced by the speed of movement, which, because of muscle contracture, is sometimes classified as non-reflex hypertonia or intrinsic hypertonia [6].

As part of evaluations performed in clinical routines, clinicians assess the issue of muscle stiffness through passive stretching in subjects with stroke. At different speeds, characteristics such as muscle contractures and increased stiffness are not able to be completely distinguished and may provide results that do not correspond to functionality [7,8]. The Modified Ashworth Scale (MAS) is the most commonly used scale in clinical practice for measuring spasticity, the main clinical condition of stroke. The MAS is performed by a clinician manually moving the affected extremity of the stroke victim [9,10]. This scale presents reduced validity and reliability measures due to the lack of information on factors that influence spasticity; considering movement as the total sum of activity and non-neural mechanical characteristics, studies show that the scale is insufficient to assess spasticity [11].

In regular clinical practice, performance tests may not match the performance of patients outside of test situations. These behavioral measures focus primarily on functional independence as opposed to the quality and extent to which the affected limb is being used [9].

A valid and reliable method is needed to objectively measure and monitor the evolution of a stroke patient's daily activities. In this context, a prospective method could be found in the use of inertial measurement units combined with the pendulum test. The technology of inertial measurement units is accessible and portable, providing an increasingly popular assessment method outside laboratory contexts [12]. Inertial sensors, devices that use accelerometers and gyroscopes to measure changes in motion and orientation, play an important role in the objective assessment of muscle tone and its alterations, such as spasticity, yet there is currently a lack of studies that corroborate the clinical scales in use and the measures of the combined results [13]. Inertial sensors are valuable, as they provide values for monitoring and evaluating individuals during neurorehabilitation, resulting in more objective data on physical progress and on how the upper limbs move in space [12,14,15]. Advanced linear and complex models have the capability to track varying trajectories over time, resulting in a diverse range of physiological outcomes [11,13,16].

The pendulum test measures the amount of swing or oscillation that occurs in the limb, which provides information about the individual's muscle tone and stiffness. This test aids in the assessment of muscle tone during human performance, as there are skills and movement characteristics that change over time and reflect the complexity of the movement system through varying degrees of freedom of movement [10,14,17]. Many daily activities require the use of the elbow, which plays a crucial role in guiding and positioning the hand in space. The operating range of the elbow is typically between -30° of extension and 130° of flexion [18]. To understand muscle performance, we can compare its properties to that of a spring, whose stiffness potential and muscle tension determine its elasticity. Thus, specific calculations can demonstrate these parameters and their functionality [19].

In the current study, we used the pendulum test on the elbow joint and formulated parameters and essential quantification scales. Through research, therapists can gain insight into specific functional muscle tone dynamics following stroke, making it possible to offer patients personalized rehabilitation therapies. Thus, in the current article, we demonstrate the potential for using the pendulum test combined with an inertial sensor for assessing upper limb function. In addition to explaining the structure of the pendulum test and its correlations with the Fugl Meyer (FM) assessment scale, the Motor Activity Log (MAL), and the MAS, we cover subject-specific muscle tone dynamics.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

The Human Research Ethics Committee approved the project's developmental data as part of a prospective longitudinal study at the University of Brasilia, Brazil. Participants were recruited from a stroke referral hospital. The inclusion criteria were individuals of both sexes, aged over 18 years, with an episode of stroke classified as chronic; a middle cerebral artery lesion identified via imaging (Computed Tomography or MRI) and confirmed by the medical team. The exclusion criteria were individuals using antidepressants, antipsychotics, or benzodiazepines; advanced systemic disease; the previous presence of any limiting pathology in the evaluated upper limb; intracranial hypertension or risk of clinical evolution; the presence of a pacemaker or cardiac stent or any intracranial metallic implant; prior brain surgery intervention; and severe, sensitive, or mixed motor aphasia.

Three individuals with Parkinson's disease, ankylosing spondylitis, and Alzheimer's disease were excluded. Seven individuals who had previously had a stroke and were in the chronic phase met the criteria and volunteered for this investigation, providing their demographic information and written consent. The reported results were obtained from these seven participants. The demographic information of the patients is summarized in Table 1.

Table 1. Demographic information of the study participants.

Characteristics	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7
Sex	M	M	F	F	F	F	F
Age (years)	54	45	49	60	72	43	40
Height (m)	168	177	167	160	140	153	159
Weight (kg)	70	72	54	57	64	54	73
Time since stroke (months/days)	12.6	6.4	7.2	12.4	5.4	12.6	6.3
Stroke location (right/left)	L	R	L	L	L	R	L
Dominant side (right/left)	R	L	R	R	R	R	R

Legend: M—male; F—female; L—left; R—right.

2.2. Clinical Assessments

The MAS, an assessment tool that is frequently used to measure the severity of spasticity, was utilized to assess the compromised upper limb in the current study. The MAS is a scale with a score that varies between 0 and 4, where 0 represents no increase in muscle tone. The scale demonstrates gradual increases until reaching the maximum evaluation score of 4, representing joint stiffness [16]. Additionally, the participants were assessed by FM, which is a commonly used and recommended clinical scale to evaluate sensorimotor impairments in subjects with stroke. This scale contains a possible total of 100 points for normal motor function, where the maximum score for the upper extremity is 66 and for the lower extremity is 34. For upper limbs, 0–15 was considered severe motor dysfunction, 16–34 was severe to moderate motor dysfunction, 35–53 was moderate to mild motor dysfunction, and 54–66 was mild motor dysfunction [20].

The MAL assessment instrument is considered to provide more comprehensive information, given that it is used outside the therapeutic environment. The instrument provides information on how much and how well the affected arm is used in 30 daily living activities, as well as provides a continuous picture of the quality of arm function [21]. The quantitative domain involves scores ranging from zero ("does not use the most affected upper limb") to five ("uses the most affected upper limb the same way as before the stroke"). In the qualitative domain, the variation in scores ranges from zero ("the most affected upper limb is not used at all for the activity") to five ("ability to use the most affected upper limb is as good as it was before the stroke") [22]. The total score of the scale is calculated by summing

the averages for each of the subscale categories. Before the pendulum test, all scales were applied by a trained team, following standardized procedures.

2.3. Experimental Setup

The pendulum test was performed in a sitting position, with the elbow at 90° flexion, the shoulder at 0° flexion, and the forearm in supination. A sensor was placed on the forearm close to the wrist, and the examiner positioned the participant's limb as described above. During the test, the participant was asked to relax the upper limb, as the test depends on the limb being relaxed. The same evaluator performed all evaluations, starting with the elbow being held stationary for calibration for a period of 3 s in the initial pose. The inherent viscoelastic properties of the joint and surrounding tissues, along with the mass of the arm and elbow motion, will eventually cause the arm to approach a vertical position [23]. In cases of spasticity, the affected upper limb loses normal oscillation and reverses the direction of movement (Figure 1).



Figure 1. Location of the inertial sensor. The sensor was attached to the lateral side of the forearm: (1) starting position and (2) ending position.

Each subject completed two successful attempts for each condition, with a time interval of 5 min between trials. Trials were successful when the participant allowed their arm to swing freely, did not actively swing their arm, and did not produce movements, such as moving the shoulder forward (Figure 1).

2.4. Data Collection

In this study, we used an off-the-shelf wearable device that incorporated a three-axis accelerometer and a three-axis magnetometer (G-WALK, Sensor, BTS bioengineering, Milan, Italy). The device with the inertial sensor was on the wrist of the affected upper limb during the pendulum test and collected the kinematic parameters of movement and its impact on the evaluated structure. BTS G-Studio software was used to process the data. The pendulum test was performed to measure the level of spasticity and muscle tone of the affected limb of the individual [24].

2.5. Feature Extraction

The affected upper limb was classified according to spasticity severity and non-use. After this pre-processing phase, these characteristics were computed. Two sets of features were prepared to investigate the impacts of feature types on classification performance and pendulum testing. The most common statistical features—for example, the median,

standard deviation, and correlation—were extracted from the data sets. In addition, resources were computed from the kinematic measurements of each pendulum test by using the following variables: initial angle, corresponding to the elbow in a neutral position; final angle, corresponding to the angle of repose at the end of the test with the upper limb in extension; the angle of the first extension peak (E1); the angle of the first flexion peak (F1), with an initial extension range (E1Amp = F1 – E1) and an initial flexion range (F1Amp = F1-initial angle); plateau amplitude (PA = measure between the final angle and the initial angle); the relaxation index (RI = F1Amp/PA) and extension relaxation index (ERI = E1Amp/PA), which represent the angle of the first normalized peak of extension and the angle of the first normalized peak of flexion, respectively; and the duration from the start angle to the end angle (D), according to the guidelines of Valle et al. [25]. We present a list of the variables we used to obtain our outcome measures in Table 2. The variables related to the measurement of stiffness were obtained from the following equations.

Table 2. Selection of parameters considered for analysis with the inertial sensor.

List of Parameters (Measures)	
E1	First extension peak (°/s)
F1	First flexion peak (°/s)
E1Amp	F1 – E1 (°)
F1Amp	F1-initial angle (°)
PA	Measure between the final angle and the initial angle (°)
RI	F1 Amp/PA (°)/relaxation index
ERI	E1 Amp/PA (°)/extension relaxation index
D	Duration from the start angle to the end angle (°)
ω	Natural frequency
B	Damping coefficient
K	Stiffness coefficient
ζ	Damping ratio

The ratio of stiffness to mass provides the natural frequency (ω), where T is the period of one cycle [26]:

$$\omega = 2\pi/T \quad (1)$$

With data from the first and second reversion angles at the end of flexion (F1 and F2), we were able to calculate the damping coefficient (B), stiffness coefficient (K), and damping ratio (ζ) variables as follows [27]:

$$\zeta = \sqrt{\frac{(\ln D)^2}{4\pi^2 + (\ln D)^2}} \quad (2)$$

The cycle peak angle for the next peak angle in the next cycle is the value of D:

$$B = 2\zeta\omega I \quad (3)$$

The moment of inertia is given through the axis of rotation of the elbow.

$$K = I\omega^2 \quad (4)$$

I and the mass characteristics (elbow and forearm segment) were calculated for each subject according to Winter [26]. For example, for Subject 1,

$$T = 3.16 - 2.14 = 1.02$$

$$\omega = 2\pi/T = 2.3.14/1.02 = 6.15^*$$

Thus, we have ω .

For

$$\ln D = 1.65$$

we have

$$\zeta = \sqrt{\frac{(\ln D)^2}{4\pi^2 + (\ln D)^2}} = \sqrt{\frac{(1.659813084)^2}{4.3.14^2 + (1.65)^2}} = 0.25 *$$

which is ζ .

For I , we can obtain

$$I = \text{arm mass} \cdot (\text{distance of the center of mass to elbow})^2$$

$$I = \text{arm mass} \cdot (\text{arm length} \times 0.318)^2$$

$$I = 1.54(0.245 \times 0.318)^2 = 0.009 *$$

and thus,

$$B = 2 \cdot (0.25) \cdot (6.1) \cdot (53.1) = 0.029 *$$

Finally,

$$K = 0.009 \times (6.15)^2 = 0.355 *$$

* Approximate values.

2.6. Statistical Analysis

Descriptive statistics were used to summarize the collected data. Quantitative data are presented as the median and standard deviation. Spearman's correlation was used to analyze the associations between the variables. The level of significance was set at $p < 0.05$. All analyses were performed using Graph Pad Prism version 8.4.1 for Windows (Graph Pad Software, San Diego, CA, USA).

3. Results

3.1. Characteristics

Seven people after chronic stroke participated in this study (five females and two males), with a mean age of 51.85 ± 11.18 years (ranging from 43 to 72 years), a mean weight of 63.42 ± 6.27 kg (ranging from 54 to 73 kg), and a mean height of 1.60 ± 0.11 m (ranging from 1.40 to 1.77 m).

3.2. Variables Related to the Scales

In the assessment of elbow spasticity using the MAS, two individuals received a score of 1, three received a score of 2, and two received a score of 0. The median score was 2.0 ± 0.54 . One participant was classified with mild motor dysfunction, four individuals had moderate to mild motor dysfunction, and two participants had severe dysfunction according to the classification of the FM scale, and the median of the scale was 35 ± 14.02 . Regarding the use of the upper limb on the MAL, the data showed that the median of the MAL amount-of-limb-use and MAL quality-of-use scores were 2.0 ± 0.91 and 1.0 ± 0.60 , respectively. The information is summarized in Table 3.

3.3. Variables Related to the Inertial Sensor and Pendulum Test

The results of assessing extension and flexion movements by the pendulum test according to segmentation techniques are reported in Table 4.

Table 3. Results: the median and standard deviation of the clinical scales applied to individuals ($n = 7$) with stroke.

Scales	Subjects							Median	SD
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7		
MAS	-	2	-	2	2	1	1	2.0	0.54
FM	14	34	18	35	56	39	38	35	14.02
Motor Activity Log—amount of limb use	0.0	1.5	0.5	2.0	2.0	2.5	2.0	2	0.91
Motor Activity Log—quality of use	0.0	1.0	0.0	0.5	1.5	1.3	1.0	1.0	0.60

Table 4. Summary of the results concerning the onset angle, the amplitude of extension (E1 amp) and amplitude of flexion (F1 amp), the relaxation index (RI), and the extension relaxation index (ERI) during the pendulum test.

Variable	Subjects							Median	SD
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7		
Onset angle (°)	89	86.2	74.4	79	81.8	80.4	75.7	80.40	5.28
E1 amp	172.6	101	115.2	150.5	108.8	117.3	112.2	115.20	26.05
F1 amp	0.2	50.8	33.2	6.5	46.9	42.7	28.1	33.20	19.72
Plat Amp	66.3	62.6	50.9	68.8	54.2	70.8	53	62.60	8.16
RI	0.003	0.812	0.652	0.094	0.865	0.60	0.53	0.60	0.33
ERI	2.60	1.61	2.26	2.18	2.00	1.65	2.11	2.12	0.34
Natural frequency (rad/seg)	6.15	6.75	1.45	14.27	9.6	13.65	11.62	9.66	4.59
K (Nm/rad)	0.355	0.448	0.013	1.78	0.61	1.10	0.79	0.67	0.58
B (Nm.s/rad)	0.029	0.025	0.003	0.047	0.024	0.025	0.030	0.03	0.013

Legend: RI—relaxation index; ERI—extension relaxation index; K—stiffness coefficient; B—damping coefficient.

3.4. Graphs Related to Participants' Tests during the Pendulum Test

To analyze and validate our statistics, we used individual graphs of each participant. Figures 2 and 3 depict the elbow angles, and the blue dots represent peak flexion and extension. Each interval lasted between 4 and 8 s, including a 3 s stationary calibration period in the initial pose. The subjects performed the movements at a normal speed, as used in daily life, keeping the rest of the body still and trying not to compensate with other structures, such as the shoulder.

3.5. Correlations

The Fugl Meyer scale showed significant correlations with the MAL amount-of-use score ($r = 0.89$, $p = 0.01$) and the MAL quality-of-use score ($r = 0.93$, $p = 0.008$). The MAL amount-of-use score correlates with the MAL quality-of-use score ($r = 0.93$, $p = 0.05$) and with the natural frequency ($r = 0.85$, $p = 0.024$). The variable E1 amp correlates with F1 AMP ($r = -0.86$, $p = 0.024$) and RI ($r = -0.86$, $p = 0.024$), while F1 amp correlates with ERI ($r = -0.86$, $p = 0.024$). There was also a correlation between the natural frequency and K ($r = 0.96$, $p = 0.003$). There were no other correlations that could be considered significant, as shown in Figure 4.

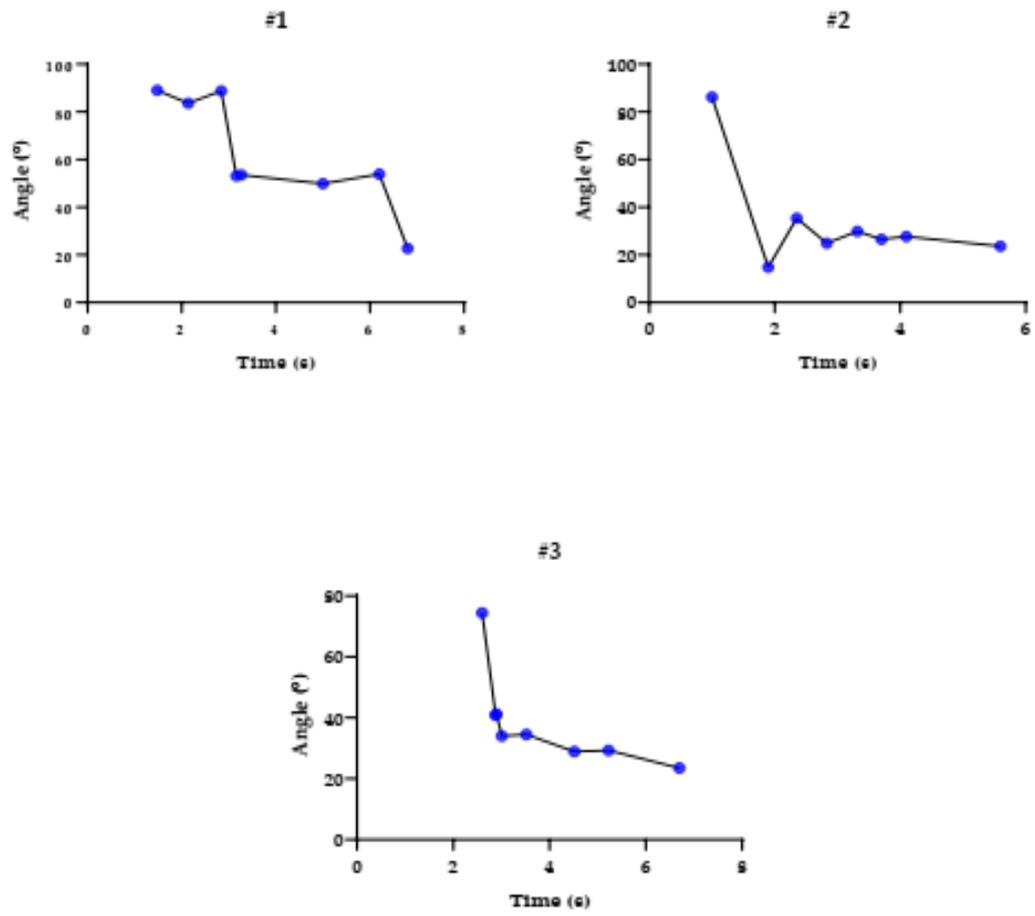


Figure 2. Representation of the pendulum tests using the inertial sensor: Flexion and extension peaks represented by the blue dots, according to the trajectory of angles (°) and time (s) for participants #1, #2, and #3.

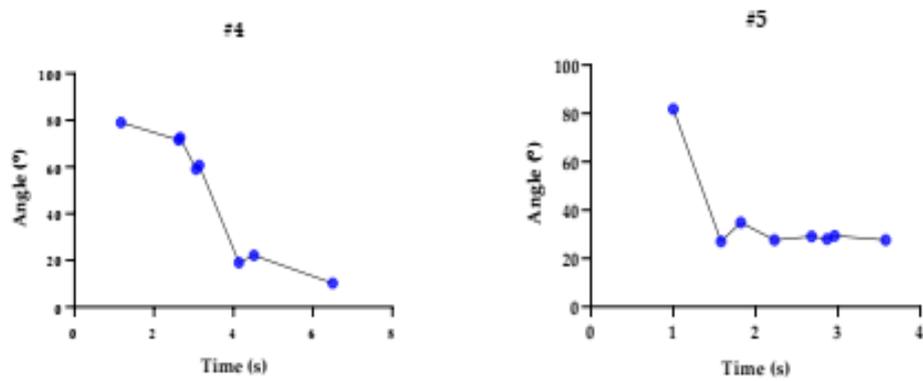


Figure 3. Conf.

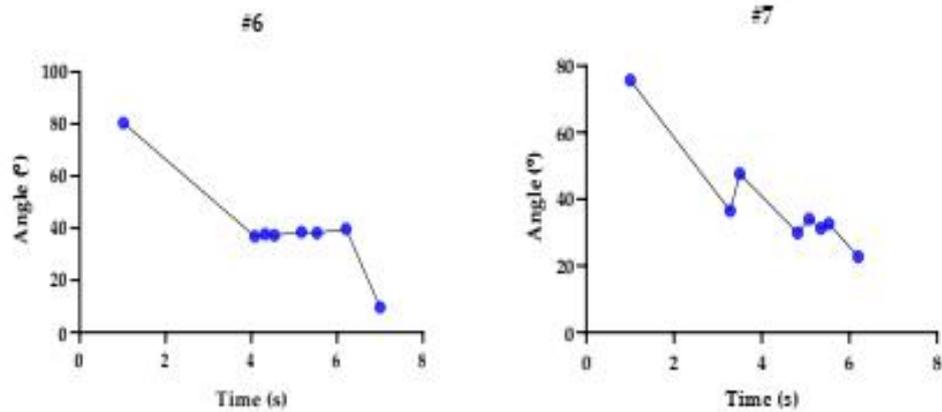


Figure 3. Representation of the pendulum tests using the inertial sensor: Flexion and extension peaks represented by the blue dots, according to the trajectory of angles (°) and time (s) for participants #4, #5, #6, and #7.

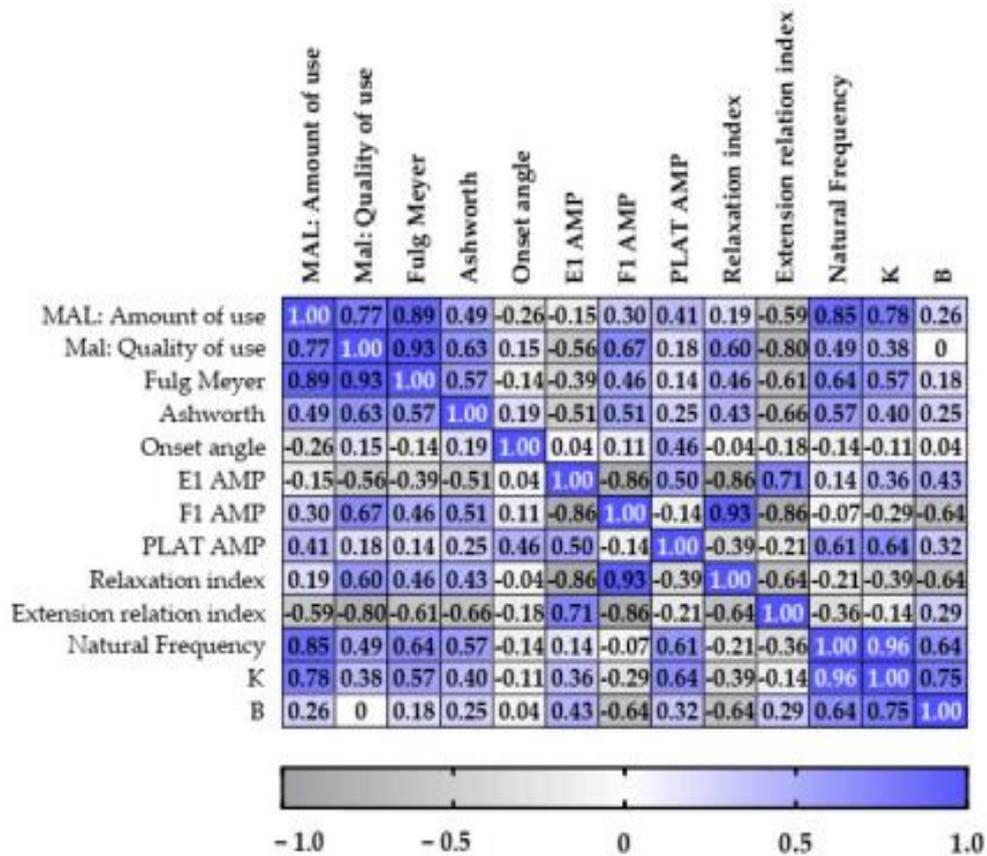


Figure 4. Correlation data of the clinical scales and the variables evaluated in the pendulum test with the inertial sensor according to Spearman's correlation. The results are represented by color value gradients (the darker the color, the greater the correlation).

4. Discussion

The current study aimed to determine whether passive elbow movement in the pendulum test combined with data from an inertial sensor correlates with elements of a series of objective measures. This approach was motivated by the fact that the inertial sensor is

a small, light, and practical device, which does not cause discomfort to the subjects. The sensor provides qualitative and quantitative information related to muscle tone [28–31], such as the regularity of movement balance, observation of the sinusoidal curve with irregularities, and more frequent alterations in individuals with spasticity.

The feasibility of using sensor technology with the pendulum test to assess spasticity in individuals is significant. Bohannon et al. demonstrated the validity of the pendulum test with correlations ≥ 0.57 in their measurements and concluded that the pendulum test effectively detects the presence of spasticity [19]. Additionally, White et al. demonstrated the high reliability of the test–retest variables, suggesting that the pendulum test provides an objective and reliable method for assessing spasticity [20]. The study by Gohary et al. evaluated kinematic models designed to control robotic arms with state-space models for continuously estimating human shoulder and elbow angles using two wearable inertial measurement units. The mean correlation coefficient in this study for all movement tasks across all subjects was $r \geq 0.95$. It is thus suggested that the pendulum test presents reliability, repeatability, and validity [21].

The properties of the elbow joint are complex, and, to date, assessment methods have demonstrated significant limitations. For example, most scales are based on the rater’s interpretation of items and predetermined ordinal values; therefore, the reliability and objectivity of these scales are questionable. Considering that spasticity is generally easy to recognize, yet not so easy to quantify, the perception of the improvement or worsening of muscle tone may not be conceived or may contain errors [32].

In addition to neural aspects, changes in tissue properties lead to changes in movement dynamics; physiologically, skeletal muscle is subjected to a wide variety of tensions, often functioning with varying degrees of relaxation and stress. These changes in movement dynamics are caused by more than neural aspects, such as changes in tissue properties; physiologically, skeletal muscle is subjected to a wide variety of stresses and strain rates. Thus, muscle fibers have a complex viscosity, which is dependent on the tension and rate of tension [33]. These tissue phenomena usually result from reversible changes in the microstructure. In individuals with stroke, rigidity makes it difficult to initiate movement after a period of immobility due to the reduction in the number of actin–myosin cross-bridges [34]. When the muscle subsequently becomes immobile, the attachments reform, and the muscle becomes rigid again, which generates motor behaviors that are difficult to predict and that inhibit voluntary movement [35].

We interpreted muscle tone measurements and their correlations with clinical measurement scales. The correlations between pendulum variables, the FM scale, and the MAS scale were not significant. A possible explanation may be demonstrated in the recent study by Daily et al. [36], who observed that during the application of the FM scale in patients with stroke, despite the presentation of satisfactory muscle strength, additional hours of motor practice are necessary for individuals to obtain control of joint movement in isolation, and this is performed with synergy and without abnormal co-contractions. Thus, difficulty in muscle coordination was observed in our experiment while performing the test, which may not be due to a lack of strength but due to a lack of coordination.

Another trend was shown in the study by Pudink et al., who demonstrate that variations in arm joint angles are altered by stiffness and damping. The relationship that occurs is that the inequalities between agonists, which have high muscle tone, may lead to insufficient activation, and the stiffness tends to increase in the shoulder–hand direction and decrease in the orthogonal direction as the elbow is extended [37]. When applying the FM scale, different classifications were observed regarding severity. Our results showed heterogeneity even with individuals in the chronic phase, which may be attributed to factors such as access to neurorehabilitation programs, the severity of the stroke, and the possibility of finding several pathways for motor recovery [38]. The MAS only offers qualitative information, which requires reproducibility. The lack of correlation in all variables seems to resemble the study by Huang et al. on differences in the degree of hypertonia, bearing in mind that, in our sample, two individuals obtained a score of 0 on the MAS,

indicating no increase in muscle tone, while the other five participants showed an increase in tone [39]. Although the FM scale is not related to viscoelastic properties, the correlation was significant with the MAS ($r = 0.89$, $p = 0.012$). Thus, the values found in our study corroborate the literature, as well as correlate with the FM scale, in that using the less-affected limb tends to predict low functionality performance [22,36].

This is the first study to correlate the amount of use of the affected upper limb, assessed by the MAL scale, with the viscoelasticity scales; however, only the natural frequency seems to be significant ($r = 0.85$, $p = 0.024$). Our natural frequency results corroborate previous studies [40] in which joint stiffness increased as the movement frequency increased, and it seems that, for this reason, there was also a correlation between the natural frequency and K ($r = 0.96$, $p = 0.003$).

The E1 amp and F1 amp parameters had lower correlations with the index that represents stiffness (K), and the value of F1 amp presented a lower correlation with the extension relaxation index (ERI). One possible inference from this result is that the capacity to resist the movement of joint tissues during movement depends on the frictional force, that is, on the viscosity of these tissues, stiffness increases in the distal region, and, perhaps, the muscles have the greatest participation in the resistance produced.

Figures 2 and 3 present graphs of the range of motion in the pendulum test, demonstrating oscillations in the flexion and extension of the elbow. It is important to note that muscle activity was not evaluated, which would be fundamental to better mapping differences in activation patterns between agonists and antagonists. In addition, future studies may complement the behavior of muscle strength during the test [41]. It was observed that the affected upper limbs have difficulty starting the test in the appropriate range ($\sim 90^\circ$), and that the decline performed cannot reach the end of the range of motion. According to the study carried out by Lin et al. [24], constant stiffness values that were estimated in healthy subjects in previous studies indicate that the 2.62 Nm/rad for men and 2.26 Nm/rad for women in our study are below the published data in all cases, and for damping, our values of 0.40 Nm/rad for men and 0.603 Nm/rad for women are lower than the values presented in other studies [27]. Finally, near the end of the test, the trajectories did not reach the steady state. One possible explanation for this phenomenon is that reflex or voluntary muscle contractions are possible sources of inaccuracy, just as stiffness has passive components related to tissues and is modulated through neural control, considering that factors such as biomechanical distortions cause a quantifiable increase in stiffness, just as there is the consideration that tonus is a factor of spasticity where elements such as contractures, joint amplitude, and muscle spasms can manifest [40].

Ultimately, our work introduces a new quantitative assessment of upper limb function, based on the pendulum test during neurorehabilitation, for individuals following a stroke. As we collected movement data from only seven subjects and at only two time points, the generalizable evaluation criterion cannot be established. However, this model can serve as a method to predict alternative scales that are not an accurate reflection of the conditions of the viscoelastic properties of the individuals. This will allow us to carry out more experiments in the future.

5. Conclusions

This work not only successfully demonstrated how sensor technology with clinical variables, allied to the simple pendulum test, can be used to generate a clinically meaningful index in the future but also proposed a method that offers rehabilitation patients the opportunity to monitor stiffness. We used inertial data to assess the severity of elbow tone using the pendulum test. The parameters chosen in this work demonstrate stiffness and correlate with the FM, Motor Activity Log, and MAS scales. The data obtained were segmented using temporal and spatial processing methods. Due to the lack of standard measures that can be compared between individuals, the pendulum test and processing presented could be used as a way to compare affected and unaffected limbs.

Author Contributions: Conceptualization, C.C.d.S.C.P.; Methodology, C.C.d.S.C.P.; Software, C.C.d.S.C.P.; Investigation, M.S.N.d.L. and C.C.d.S.C.P.; Resources, M.S.N.d.L.; Writing—original draft, M.S.N.d.L.; Writing—review & editing, M.S.N.d.L. and T.G.R.; Visualization, M.S.N.d.L., T.G.R. and E.F.-M.; Supervision, E.F.-M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The authors are grateful for the financial support provided by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior—Brasil (CAPES), No.76, de 14/04/2010, Decanato de Pesquisa e Inovação e de Pós-Graduação (grant nos. DPI/DPG No. 23106.011913/2023-73) and Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal No. 03/2016.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by The Human Research Ethics Committee part of a prospective longitudinal study at the University of Brasília, Brazil. Motor data were collected as part of a prospective longitudinal study of movement patterns in post-stroke subjects (57203716.0.3001.55.53), date 08/06/2016.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: Not applicable.

Acknowledgments: The authors thank Laura Rodrigues for the illustration. Derrick Jason Mulder and Robin Hambly for reviewing the English.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Jones, T.A.; Allred, R.P.; Jefferson, S.C.; Kerr, A.L.; Woodie, D.A.; Cheng, S.-Y.; Adkins, D.L. Motor System Plasticity in Stroke Models: Intrinsically Use-Dependent, Unreliably Useful. *Stroke* **2013**, *44*, S104–S106. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Nakayma, H.; Jorgensen, H.S.; Raaschou, H.O.; Olsen, T.S. Compensation in Recovery of Upper Extremity Function after Stroke: The Copenhagen Stroke Study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **1994**, *75*, 852–857. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Cramer, S.C.; Wolf, S.L.; Adams, H.P.; Chen, D.; Dromerick, A.W.; Dunning, K.; Ellerbe, C.; Grande, A.; Janis, S.; Lansberg, M.G.; et al. Stroke Recovery and Rehabilitation Research. *Stroke* **2017**, *48*, 813–819. [[CrossRef](#)]
- Rabelo, M.; Nunes, G.S.; da Costa Amante, N.M.; de Noronha, M.; Fachin-Martins, E. Reliability of Muscle Strength Assessment in Chronic Post-Stroke Hemiparesis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Top. Stroke Rehabil.* **2016**, *23*, 26–35. [[CrossRef](#)]
- Wieters, F.; Weiss Lucas, C.; Gruhn, M.; Büschges, A.; Fink, G.R.; Aswendt, M. Introduction to Spasticity and Related Mouse Models. *Exp. Neurol.* **2021**, *335*, 113491. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Trompetto, C.; Marinelli, L.; Mori, L.; Pelosin, E.; Currà, A.; Molfetta, L.; Abbruzzese, G. Pathophysiology of Spasticity: Implications for Neurorehabilitation. *BioMed Res. Int.* **2014**, *2014*, 354906. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Li, S.; Francisco, G.E. New Insights into the Pathophysiology of Post-Stroke Spasticity. *Front. Hum. Neurosci.* **2015**, *9*, 192. [[CrossRef](#)]
- Gürbüz, M.; Bilgin, S.; Albayrak, Y.; Kızılay, F.; Uysal, H. Biceps Femoris Late Latency Responses and the “Notching Sign” in Spasticity. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2015**, *12*, 93. [[CrossRef](#)]
- Corbetta, D.; Sirtori, V.; Castellini, G.; Moja, L.; Gatti, R. Constraint-Induced Movement Therapy for Upper Extremities in People with Stroke. *Cochrane Database Syst. Rev.* **2015**, *2015*, CD004433. [[CrossRef](#)]
- Burton, E.; Farrier, K.; Lewin, G.; Pettigrew, S.; Hill, A.-M.; Airey, P.; Bainbridge, L.; Hill, K.D. Motivators and Barriers for Older People Participating in Resistance Training: A Systematic Review. *J. Aging Phys. Act.* **2017**, *25*, 311–324. [[CrossRef](#)]
- Fleuren, J.F.M.; Voerman, G.E.; Erren-Wolters, C.V.; Snoek, G.J.; Rietman, J.S.; Hermens, H.J.; Nene, A.V. Stop Using the Ashworth Scale for the Assessment of Spasticity. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **2010**, *81*, 46–52. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Abdollahi, M.; Kuber, P.M.; Shiraishi, M.; Soangra, R.; Rashedi, E. Kinematic Analysis of 360° Turning in Stroke Survivors Using Wearable Motion Sensors. *Sensors* **2022**, *22*, 385. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Stewart, J.C.; Cramer, S.C. Genetic Variation and Neuroplasticity: Role in Rehabilitation After Stroke. *J. Neurol. Phys. Ther.* **2017**, *41*, S17–S23. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Foroud, A.; Whishaw, I.Q. Reaching-to-Eat in Humans Post-Stroke: Fluctuating Components within a Constant Pattern. *Behav. Neurosci.* **2010**, *124*, 851–867. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Franklin, D.W.; Milner, T.E. Adaptive Control of Stiffness to Stabilize Hand Position with Large Loads. *Exp. Brain Res.* **2003**, *152*, 211–220. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Ansari, N.N.; Naghdi, S.; Moammeri, H.; Jalaie, S. Ashworth Scales Are Unreliable for the Assessment of Muscle Spasticity. *Physiother. Theory Pract.* **2006**, *22*, 119–125. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Ferreira, D.M.; Liang, H.; Wu, J. Knee Joint Kinematics of the Pendulum Test in Children with and without Down Syndrome. *Gait Posture* **2020**, *76*, 311–317. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Gracitelli, M.E.C.; Guglielmetti, C.L.B.; Botelho, C.A.S.; Malavolta, E.A.; Assunção, J.H.; Ferreira Neto, A.A. Surgical Treatment of Post-Traumatic Elbow Stiffness by Wide Posterior Approach. *Rev. Bras. Ortop.* **2020**, *55*, 570–578. [[CrossRef](#)]

19. Hu, X.; Suresh, N.L.; Chardon, M.K.; Rymer, W.Z. Contributions of Motoneuron Hyperexcitability to Clinical Spasticity in Hemispheric Stroke Survivors. *Clin. Neurophysiol.* **2015**, *126*, 1599–1606. [\[CrossRef\]](#)
20. Woytowicz, E.J.; Rietschel, J.C.; Goodman, R.N.; Conroy, S.S.; Sorkin, J.D.; Whittall, J.; McCombe Waller, S. Determining Levels of Upper Extremity Movement Impairment by Applying a Cluster Analysis to the Fugl-Meyer Assessment of the Upper Extremity in Chronic Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2017**, *98*, 456–462. [\[CrossRef\]](#)
21. Saliba, V.A.; de Castro Magalhães, L.; de Moraes Faria, C.D.C.; Laurentino, G.E.C.; Cassiano, J.G.; Teixeira-Salmela, L.F. Adaptação Transcultural e Análise Das Propriedades Psicométricas Da Versão Brasileira Do Instrumento Motor Activity Log. *Rev. Panam. Salud Pública* **2011**, *30*, 262–271. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Chen, P.; Liu, T.-W.; Tse, M.M.Y.; Lai, C.K.Y.; Tsoh, J.; Ng, S.S.M. The Predictive Role of Hand Section of Fugl-Meyer Assessment and Motor Activity Log in Action Research Arm Test in People With Stroke. *Front. Neurol.* **2022**, *13*, 926130. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Kim, K.S.; Seo, J.H.; Song, C.G. Portable Measurement System for the Objective Evaluation of the Spasticity of Hemiplegic Patients Based on the Tonic Stretch Reflex Threshold. *Med. Eng. Phys.* **2011**, *33*, 62–69. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Huang, H.-W.; Ju, M.-S.; Wang, W.-C.; Lin, C.-C.K. Muscle Tone of Upper Limbs Evaluated by Quantitative Pendulum Test in Patients with Acute Cerebellar Stroke. *Acta Neurol. Taiwan* **2009**, *18*, 250–254. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
25. Valle, M.S.; Casabona, A.; Sgarlata, R.; Garozzo, R.; Vinci, M.; Cioni, M. The Pendulum Test as a Tool to Evaluate Passive Knee Stiffness and Viscosity of Patients with Rheumatoid Arthritis. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2006**, *7*, 89. [\[CrossRef\]](#)
26. Fee, J.W.; Miller, F. The Leg Drop Pendulum Test Performed under General Anesthesia in Spastic Cerebral Palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* **2007**, *46*, 273–281. [\[CrossRef\]](#)
27. Lin, C.C.K.; Ju, M.S.; Huang, H.W. Gender and Age Effects on Elbow Joint Stiffness in Healthy Subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2005**, *86*, 82–85. [\[CrossRef\]](#)
28. Sokal, B.; Uswatte, G.; Barman, J.; Brewer, M.; Byrom, E.; Latten, J.; Joseph, J.; Serafim, C.; Ghaffari, T.; Sarkar, N. Network of Movement and Proximity Sensors for Monitoring Upper-Extremity Motor Activity after Stroke: Proof of Principle. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2014**, *95*, 499–505. [\[CrossRef\]](#)
29. Sterpi, I.; Caroli, A.; Meazza, E.; Maggioni, G.; Pistarini, C.; Colombo, R. Lower Limb Spasticity Assessment Using an Inertial Sensor: A Reliability Study. *Physiol. Meas.* **2013**, *34*, 1423–1434. [\[CrossRef\]](#)
30. Lemmens, R.J.M.; Janssen-Potten, Y.J.M.; Timmermans, A.A.A.; Smeets, R.J.E.M.; Seelen, H.A.M. Recognizing Complex Upper Extremity Activities Using Body Worn Sensors. *PLoS ONE* **2015**, *10*, e0118642. [\[CrossRef\]](#)
31. Rahimi, F.; Eyvazpour, R.; Salahshour, N.; Azghani, M.R. Objective Assessment of Spasticity by Pendulum Test: A Systematic Review on Methods of Implementation and Outcome Measures. *Biomed. Eng. Online* **2020**, *19*, 82. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
32. Bhimani, R.; Anderson, L. Clinical Understanding of Spasticity: Implications for Practice. *Rehabil. Res. Pract.* **2014**, *2014*, 279175. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Altman, D.; Minozzo, F.C.; Rassier, D.E. Thixotropy and Rheopexy of Muscle Fibers Probed Using Sinusoidal Oscillations. *PLoS ONE* **2015**, *10*, e0121726. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Campbell, K.S. *Muscle Biophysics*; Rassier, D.E., Ed.; Advances in Experimental Medicine and Biology; Springer: New York, NY, USA, 2010; Volume 682, ISBN 978-1-4419-6365-9.
35. Lakie, M.; Vernooij, C.A.; Osborne, T.M.; Reynolds, R.F. The Resonant Component of Human Physiological Hand Tremor Is Altered by Slow Voluntary Movements. *J. Physiol.* **2012**, *590*, 2471–2483. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
36. Daly, J.J.; McCabe, J.P.; Holcomb, J.; Monkiewicz, M.; Gansen, J.; Pundik, S. Long-Dose Intensive Therapy Is Necessary for Strong, Clinically Significant, Upper Limb Functional Gains and Retained Gains in Severe/Moderate Chronic Stroke. *Neurorehabil. Neural Repair* **2019**, *33*, 523–537. [\[CrossRef\]](#)
37. Pundik, S.; McCabe, J.; Skelly, M.; Tatsuoka, C.; Daly, J.J. Association of Spasticity and Motor Dysfunction in Chronic Stroke. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* **2019**, *62*, 397–402. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
38. Mirbagheri, M.M.; Rymer, W.Z. Time-Course of Changes in Arm Impairment after Stroke: Variables Predicting Motor Recovery over 12 Months. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2008**, *89*, 1507–1513. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
39. Huang, H.-W.; Ju, M.-S.; Lin, C.-C.K. Flexor and Extensor Muscle Tone Evaluated Using the Quantitative Pendulum Test in Stroke and Parkinsonian Patients. *J. Clin. Neurosci.* **2016**, *27*, 48–52. [\[CrossRef\]](#)
40. Abe, M.O.; Yamada, N. Modulation of Elbow Joint Stiffness in a Vertical Plane during Cyclic Movement at Lower or Higher Frequencies than Natural Frequency. *Exp. Brain Res.* **2003**, *153*, 394–399. [\[CrossRef\]](#)
41. Hou, J.; Sun, Y.; Sun, L.; Pan, B.; Huang, Z.; Wu, J.; Zhang, Z. A Pilot Study of Individual Muscle Force Prediction during Elbow Flexion and Extension in the Neurorehabilitation Field. *Sensors* **2016**, *16*, 2018. [\[CrossRef\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

3 DISCUSSÃO GERAL

O objetivo deste manuscrito foi aplicar o teste do pêndulo de Wartenberg no membro superior afetado enquanto as oscilações da articulação do cotovelo são capturadas por meio de um sensor inercial (teste do pêndulo baseado na unidade de medida inercial).

Em nossos resultados, as variáveis que indicam propriedades viscoelásticas: rigidez (K), amortecimento (B), E1 amp, F1 amp e índices de relaxamento foram coletadas. As variáveis E1 amp, F1 amp, IR e ERI não se correlacionaram com as escalas clínicas, porém se correlacionam entre si; a variável E1 amp se correlaciona com F1 amp ($P=0,024$) e IR ($P=0,024$), enquanto F1 amp se correlaciona com ERI ($P=0,024$). Houve também correlação entre a frequência natural e K ($r=0,96$, $P=0,003$).

A falta de correlação com a escala clínica Modificada de Ashworth encontra resultados parecidos apresentados por Fleuren *et al.* 2010, em que a escala é insuficiente para avaliar a espasticidade, justificando a necessidade de estimular profissionais da saúde a deixarem de usar somente a escala subjetiva durante a avaliação e enfatizar o uso de tecnologias em saúde, comercializando sistemas mais modernos e confiáveis para essa avaliação (51).

Com relação à escala Fugl Meyer, existem discussões sobre a sua utilidade para a avaliação e estratificação de deficiências, por exemplo, para evitar efeitos de teto comuns, o teste deve ser usado para medir a linha de base, contudo existe uma escassez de avaliações para indivíduos com função motora muito baixa, assim como resultados funcionais podem se perder ao se considerar a pontuação total (51, 52).

A avaliação do uso do membro afetado com a escala Motor Activity Log, do ponto de vista da recuperação motora pós-AVC, não demonstrou correlação, tendo em vista que os indivíduos utilizam principalmente a mão não parética para a execução das tarefas. Na literatura, os dados sobre o uso real do braço e da mão do lado afetado são escassos, e o tempo de acompanhamento costuma ser muito curto, e dessa maneira poucas informações sobre a progressão em médio e longo prazos estão disponíveis (54).

O teste do pêndulo foi associado à avaliação da espasticidade devido à sua natureza velocidade-dependente e pode ainda se correlacionar com a função de mobilidade devido às características dinâmicas e provocadoras da gravidade. As modificações dos reflexos têm componentes fásicos (dinâmicos) e tônicos (estáticos), enquanto as contribuições não reflexivas incluem amortecimento (também chamado de viscosidade) (55). Esses componentes podem contribuir, ao mesmo tempo, para o aumento da resistência ao movimento passivo em membros espásticos, independentemente de cada um desses componentes (reflexo de estiramento tônico, reflexo de estiramento fásico, rigidez elástica e amortecimento viscoso) estar aumentado em membros espásticos (55).

Para interpretações das propriedades do tônus muscular, o teste com o sensor inercial foi representado por componentes com significados que caracterizam as propriedades músculo-articulares passivas, onde K e B são a rigidez e o coeficiente de amortecimento viscoso respectivamente, enquanto a análise das fases de extensão (E1) e flexão (F1) refletem as propriedades de *feedback* dos músculos que cruzam a articulação, causadas por perturbações angulares de velocidade e posição.

Este estudo demonstrou: 1) os indivíduos com AVC podem não regular o reflexo de estiramento com a contração muscular; 2) a rigidez elástica passiva foi significativamente menor, assim como o coeficiente de amortecimento foi menor do que nos indivíduos sem alterações; 3) os indivíduos investigados neste estudo eram crônicos, a longa duração pós-lesão pode ter desempenhado um papel importante nas mudanças significativas nas propriedades observadas; com o tempo de lesão, pode ocorrer redução da ADM articular, atrofia das fibras musculares e acúmulo de colágeno, e a contratatura pode ser desenvolvida.

3.1 TESTE DO PÊNDBULO COM SENSORES INERCIAIS PARA AVALIAÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR

Conforme o princípio da inércia, proposto por Isaac Newton, todo corpo tende a permanecer em estado de repouso ou de movimento retilíneo uniforme, que apenas pode ser modificado por meio de uma força externa. Esse postulado nos diz que a força produz uma aceleração proporcional no corpo, e integrações matemáticas consecutivas possibilitam calcular as mudanças de velocidade e posição em função do tempo (56).

Wartenberg usou o teste do pêndulo na década de 1950, a proposta era a avaliação da espasticidade no ambiente clínico (57), e o primeiro conjunto de medidas de resultados do teste de pêndulo foi realizado na articulação do joelho, proposto por Boczko *et al.* (44). O teste foi utilizado em uma variedade de estudos envolvendo indivíduos saudáveis (57), AVC (58, 60), síndrome de Down (61) e outras condições neurológicas (46, 62, 63). Com a evolução dos estudos, outras técnicas foram acrescentadas ao teste, como o registro por meio do eletro goniômetro (64) e sistemas de análise 3D (65). Outros índices, como número de oscilações, duração do teste, pico dos ângulos e medidas como o índice de relaxamento (IR) foram acrescentados para haver maior confiabilidade, e os trabalhos mais abrangentes sobre medidas de resultados durante esse período foram realizados por Bajd *et al.* (66) e Stillman *et al.* (67).

Os estudos para membros superiores tiveram início com os autores Lin *et al.*, que desenvolveram um acessório simples para auxiliar na realização do teste do pêndulo com a articulação do cotovelo. Em seus resultados, perceberam que a constante de rigidez permaneceu relativamente consistente ao longo do teste e o coeficiente de amortecimento e a razão de amortecimento aumentaram no lado afetado dos indivíduos com AVC e tenderam a aumentar, consoante o grau da espasticidade (62).

Espera-se que, durante o movimento pendular típico, a parte distal do membro avaliado se encontre no final do movimento; entretanto, em nosso estudo, o membro superior em alguns participantes esteve levemente flexionado.

O resultado do teste sugere que para um determinado nível de espasticidade, o movimento do pêndulo diferirá com base nas mudanças na resistência da articulação, massa e momento de inércia, assim valores altos de viscosidade e rigidez podem indicar que a articulação será difícil de mover e que uma grande força rotacional (torque) pode ser necessária para produzir o movimento da articulação (68).

Considerando que durante o pós-AVC agudo o grau inicial de paresia é considerado o preditor mais importante para a recuperação motora, um estudo demonstrou que o número de oscilações, o índice de relaxamento e o coeficiente de rigidez não mostraram diferença, já o coeficiente de amortecimento no lado afetado foi significativo, indicando tônus mais baixo no lado afetado (58).

Os autores Hou *et al.* desenvolveram um estudo piloto, no qual o sensor inercial e sensores de eletromiografia de superfície foram anexados ao antebraço do indivíduo. O ângulo articular calculado pela fusão da aceleração com a taxa angular e as ativações musculares são entradas do modelo propostas para determinar a força muscular individual. O resultado apresenta que o modelo pode prever a força muscular individual com precisão, e dessa maneira refletir a capacidade da dinâmica articular específica do sujeito e as soluções de controle neural. Esse método incorporou EMG e dados de movimento, possibilitando uma compreensão mais profunda das características neurológicas, fisiológicas e anatômicas do movimento dinâmico. Contudo, o sensor inercial possui imprecisões inerentes às medições, tendo em vista que todos os movimentos funcionais, não funcionais e passivos são registrados como “atividade” e recebem o mesmo peso, apesar das diferentes características da neuroplasticidade durante a fase de recuperação (69).

A principal limitação do teste do pêndulo é sua dependência da posição sentada e da capacidade de relaxamento do indivíduo. Por esse motivo, é necessário um protocolo bem padronizado para eliminar erros posturais mínimos e evitar a ativação voluntária dos músculos investigados. Precauções adicionais podem incluir a conveniência de monitorar a atividade EMG dos músculos envolvidos para verificar o relaxamento do indivíduo, mesmo que isso não deva ser considerado uma prioridade em testes rápidos de rotina. Além disso, para melhor validar a medida do teste de pêndulo baseado na unidade de medida inercial, estudos futuros devem investigar a

correlação entre esse teste (medida da espasticidade biomecânica) e medidas de espasticidade eletrofisiológicas, como o H-reflex.

3.2 PROPRIEDADES ELÁSTICAS DOS TECIDOS E A PRÁTICA CLÍNICA

A função essencial do sistema motor humano é determinar as posições e os movimentos articulares, sendo necessário um programa motor para realizar as atividades diárias da vida. Esse sistema motor deve integrar a intenção do indivíduo com o tônus muscular e as informações da posição corporal do sistema musculoesquelético. Dessa maneira, o tônus é mantido por uma complexa interação de mecanismos espinhais e supraespinhais, cujas interrupções levam à espasticidade e à rigidez.

Considerando que estudos sobre a alteração da realização de movimentos trazem uma reflexão prática no campo da reabilitação, para obter uma compreensão mais profunda dos mecanismos de controle dos movimentos atípicos e desordenados, existe uma necessidade significativa do desenvolvimento de técnicas de avaliação da rigidez e da espasticidade, a fim de realizar a comparação qualitativa das condições do tônus muscular, fisiopatologia e as possíveis alterações dos mecanismos motores específicos.

Após as lesões cerebrais, apresenta-se uma série de distúrbios sensório-motores, influenciados por componentes neurais e não neurais, como aumento dependente da velocidade no reflexo de alongamento tônico – espasticidade. A confusão das abordagens clínicas e biomecânicas reside na medida sem distinção entre os componentes neurogênicos e não neurogênicos do fenômeno (12).

Tendo em vista as discussões realizadas, o problema funcional ao avaliar a espasticidade deve considerar três questões: identificar o padrão clínico de disfunção motora e sua origem, identificar a capacidade do indivíduo de controlar os músculos envolvidos no padrão clínico e diferenciar a rigidez muscular e a contratura (12). Assim, uma questão prática que deve ser abordada seria a influência da espasticidade nos movimentos voluntários e para a funcionalidade do indivíduo, quando esta deve ser tratada (70).

Por isso, deve-se considerar que o significado funcional da espasticidade não se relaciona apenas com o músculo ativo, mas também com os músculos antagonistas que devem permanecer relaxados durante os movimentos, conseqüentemente, não se pode presumir que a redução do grau de espasticidade melhore a função (73). Por exemplo, nos membros inferiores, a redução da espasticidade pode não melhorar a marcha e pode até ser contraproducente, considerando que a espasticidade presente na musculatura do quadríceps muitas vezes ajuda a apoiar o corpo durante a locomoção, possivelmente devido ao desenvolvimento de atividade autossustentada em motoneurônios impulsionados por correntes internas persistentes e potenciais de platô (71).

A redução do *feedback* sensorial pela terapia antispástica atualmente disponível (ou seja, diazepam, baclofeno, tizanidina) pode, portanto, não apenas reduzir a espasticidade, mas também influenciar inevitavelmente a capacidade dos indivíduos de realizar movimentos voluntários (12). Desse ponto de vista, a terapia antispástica deve ser administrada com cuidado em indivíduos com espasticidade leve a moderada e com funcionalidade parcialmente preservada.

No que diz respeito à rigidez dos tecidos, em adultos saudáveis, essa será temporariamente reduzida pelo movimento e reconstruída com o tempo em repouso, o comportamento que ficou conhecido como tixotropia muscular, que fornece propriedades musculares não lineares e dependentes do tempo. O termo foi definido como: a diminuição contínua da viscosidade com o tempo em que o fluxo é aplicado a uma amostra anteriormente em repouso e a recuperação subsequente da viscosidade no tempo em que o fluxo é interrompido (72).

No caso de pessoas com AVC, a alteração da tixotropia pode oferecer uma resistência que dificulta o início da execução do movimento após um período de imobilidade — por exemplo, extensores fracos de punho podem não conseguir superar a resistência tixotrópica dos flexores de punho em posição encurtada há algum tempo (73). É provável que a razão dessa dinâmica seja devido a uma redução no número de pontes cruzadas de actina-miosina anexadas após movimento ou atividade. Quando o músculo permanece imóvel, os vínculos se reforçam e o músculo fica rígido novamente.

Na prática clínica, a diferenciação entre contraturas e rigidez é essencial; a contratura será a diminuição da elasticidade de um músculo, tendão, ligamento, cápsula articular e pele, levando a um aumento da resistência durante o alongamento passivo, semelhante à espasticidade (72). No entanto, a diferença entre as duas é que as contraturas não demonstram quaisquer alterações dependentes da velocidade com movimento ou posicionamento do membro. A rigidez, ao contrário da espasticidade, exibe tônus aumentado que não é seletivo e afeta do mesmo modo todos os músculos ao redor de uma determinada articulação e não é afetada pela velocidade do movimento, dessa maneira, é constante em toda a amplitude do movimento (74).

Em nosso estudo, não ficou claro o quanto a hipertonía espástica presente nos indivíduos seria devido aos reflexos de estiramento e o quanto seria devido à presença de rigidez. Apesar disso, na literatura, existe o relato do aumento na resposta reflexa do músculo bíceps em indivíduos hemiparéticos, como demonstrado por Thilmann *et al.*, em que se sugere que essa atividade reflexa EMG seja o principal fator que causa a hipertonía espástica no braço e que ela não decorre da diminuição no limiar dos reflexos de estiramento do músculo, mas do aumento patológico no ganho do reflexo de estiramento (75).

Com relação ao componente de amortecimento, sua redução pode ser consequência das alterações nas propriedades passivas das fibras musculares, como o aumento do tamanho das fibras nos músculos espásticos. Além disso, é possível que o aumento da rigidez passiva esteja relacionado aos sarcômeros alongados (76), ao aumento do colágeno e à alteração da aponeurose nos músculos espásticos (77).

No contexto clínico, é importante ter em mente que, ao nos depararmos com um padrão motor muito diferente do que é observado em indivíduos sem comprometimentos neurológicos, não podemos concluir que seja um sinal de incapacidade do sistema nervoso central para se comportar adequadamente, e que, portanto, deve ser corrigido (78).

Em diferentes níveis do sistema nervoso, existe uma variabilidade que irá desde as sinapses até o funcionamento de células específicas que refletem o meio robusto para o sistema nervoso executar uma ampla gama de tarefas em muitas circunstâncias com um novo subconjunto de soluções a partir do estoque infinito provido pela redundância do sistema motor, que existe para a maioria dos movimentos

voluntários naturais (79).

A característica fundamental do controle do movimento é que o número de parâmetros efetores a serem otimizados pode exceder a dimensionalidade dos requisitos da tarefa. Por exemplo, infinitas séries de tempo, diferentes posições e ângulos da articulação da mão podem ser usadas para realizar uma tarefa como alcançar um objeto (80).

À medida que a pesquisa sobre a recuperação motora avançar, será importante avaliar os resultados que beneficiam a atividade e a participação do indivíduo, bem como os próprios objetivos de sua reabilitação. Devemos antecipar que as intervenções cujo objetivo é restabelecer a função corporal e aumentar a participação podem não ser percebidas da mesma forma por todos os indivíduos, e que a própria satisfação pode depender do equilíbrio entre restaurar a função corporal e favorecer a participação social.

3.3 PROPOSTA DO TESTE DO PÊNDELO EM MEMBRO SUPERIOR

O sensor inercial (BTS G-WALK®) deverá ser ajustado em paralelo no membro superior do lado afetado, posicionado na localização posterior da região ulnar e radial distal. O dispositivo pode ser composto por um módulo de sensor para condicionamento de sinal e um módulo de controle para monitorar os dados medidos e os parâmetros fisiológicos, além de ser composto pelo *software* G-Studio, que processa os dados, e por um conjunto de protocolos para análise de movimentos específicos. O sensor irá captar e transmitir os dados ao computador para processar e criar automaticamente o trajeto realizado durante o movimento. O teste deverá ser explicado previamente ao indivíduo, e durante a sua realização é necessário solicitar que o membro esteja relaxado, já que os estudos anteriores demonstram que o teste do pêndulo depende desse relaxamento do indivíduo (81).

O teste deverá ser realizado com o indivíduo sentado em uma cadeira sem apoio para os braços, mantendo o seu membro superior afetado na horizontal, até que ele esteja completamente relaxado. O avaliador posiciona o antebraço do braço testado com a sua mão na região do punho mantendo 90.º de flexão, ombro aduzido a 0º junto ao tronco do indivíduo, antebraço em pronação, e segurando o ombro para produzir uma posição horizontal do braço, eliminando a ação do ombro. Após 10

segundos, solta o braço do indivíduo avaliado para que ele consiga realizar a extensão do cotovelo, oscilando, até parar na posição de repouso sob a ação da gravidade.

A liberdade de movimento é essencial para a realização correta do teste, e após o examinador soltar o braço do avaliado, e em casos de espasticidade, existe um bloqueio da queda normal, revertendo a direção do movimento. As propriedades viscoelásticas inerentes da articulação e tecidos circundantes, juntamente com a massa do movimento, braço e cotovelo farão com que o braço finalmente fique o mais próximo da posição vertical.

Podem ser coletados os seguintes parâmetros de deslocamento e tempo do sensor inercial: o ângulo no início da resposta do teste (início ângulo); o ângulo no final da resposta do teste (ângulo de repouso); primeiros três ângulos de flexão de pico (F1, F2, F3); primeiros três ângulos de extensão de pico (E1, E2, E3); amplitude inicial de flexão ($F1Amp = F1 - \text{ângulo de início}$); amplitude de extensão inicial, ($E1Amp = F1 - E1$); amplitude de platô ($PA = \text{ângulo de repouso} - \text{ângulo de início}$); índice de relaxamento ($RI = F1Amp/PA$); índice de relaxamento de extensão ($ERI = E1Amp/PA$); tempo de duração do ângulo de início ao ângulo de repouso (D); período do primeiro ciclo (T) (14,15).

3.4 CONSIDERAÇÕES DO ARTIGO

O teste do pêndulo não instrumentado carece de objetividade e aparentemente é pouco utilizado pelos pesquisadores e pela prática clínica. Esse teste foi instrumentado usando a tecnologia do sensor inercial, tendo sido relatado na literatura e avaliado como um método viável de avaliação objetiva da espasticidade. Apesar disso, a maioria dos estudos usa mais de uma medida e argumenta que nenhuma medida pode representar todos os aspectos anormais da resistência passiva da articulação desordenada ao movimento. Este artigo contribui sendo um diferencial da proposta de aplicação do teste do pêndulo em sua aplicabilidade.

Tentamos fornecer definições padronizadas e apresentar correlações entre escalas clínicas como padrão-ouro e essas medidas, assim como verificar, com o experimento clínico, o teste do pêndulo nos membros superiores por meio da otimização desse modelo proposto. Este artigo propõe-se a atender alguns pontos como: possibilitar critérios de entendimento dos elementos observados, assim como foi passível de observação ao aparato teórico e técnico; ser de utilidade para pesquisas futuras e prática clínica, uma vez que a vantagem desse método é que os valores numéricos de coeficiente de rigidez, coeficiente de amortecimento, extensão, flexão, etc., podem auxiliar no estudo de métodos de reabilitação, bem como auxiliar em projeto de dispositivos protéticos.

O próximo passo seria realizar estudos longitudinais de mudanças na espasticidade e os mecanismos motores específicos da lesão cerebral, com a probabilidade da compreensão da fisiopatologia das alterações do tônus muscular que exige a medição de vários mecanismos e uma compreensão da interação desses parâmetros na rede espinhal alterada em indivíduos com diferentes lesões ao longo do neuroeixo. Assim, se obterá uma visão mais detalhada da compreensão dos mecanismos intrincados subjacentes, e o desenvolvimento da espasticidade aumentará as possibilidades de desenvolvimento mais otimizado e diferenciado dos métodos de neuroreabilitação.

REFERÊNCIAS

1. Feigin VL, Stark BA, Johnson CO, Roth GA, Bisignano C, Abady GG, et al. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet Neurol* [Internet]. 2021 Oct;20(10):795–820. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1474442221002520>
2. Sistema de Registro Nacional - CRC nacional [Internet]. Available from: <https://sistema.registrocivil.org.br/portal/?CFID=8599823&CFTOKEN=ec5ff77fad30c025-78639683-CC61-CCC3-F5D1A3376218610A>
3. Guzik A, Bushnell C. Stroke Epidemiology and Risk Factor Management. *Contin Lifelong Learn Neurol* [Internet]. 2017 Feb;23(1):15–39. Available from: <http://journals.lww.com/00132979-201702000-00007>
4. Pontes-Neto OM, Silva GS, Feitosa MR, De Figueiredo NL, Fiorot JA, Rocha TN, et al. Stroke awareness in Brazil: Alarming results in a community-based study. *Stroke*. 2008;
5. Park S-H, Seo J-H, Kim Y-H, Ko M-H. Long-term effects of transcranial direct current stimulation combined with computer-assisted cognitive training in healthy older adults. *Neuroreport* [Internet]. 2014;25(2):122–6. Available from: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=0001756-201401220-00010>
6. Marques S, Rodrigues RAP, Kusumota L. Cerebrovascular accident in the aged: changes in family relations. *Rev Lat Am Enfermagem* [Internet]. 2006 Jun;14(3):364–71. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-11692006000300009&lng=en&tlng=en
7. Diseases WHON, Cluster MH. WHO STEPS stroke manual : the WHO STEP wise approach to stroke surveillance / Noncommunicable Diseases and Mental Health, World Health Organization. World Health Organization; 2005. p. 8 sections.
8. Organização Mundial da Saúde. Manual STEPS de Acidentes Vascular Cerebrais da OMS: enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vascular cerebrais. In Genebra; 2006.
9. O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Fisioterapia: Avaliação e tratamento*. 3rd ed. 2003.
10. Kligyte I, Lundy-Ekman L, Medeiros JM. Relationship between lower extremity muscle strength and dynamic balance in people post-stroke. *Medicina (Kaunas)*. 2003;39(2):122–8.
11. Middleton F. Basal ganglia and cerebellar loops: motor and cognitive circuits. *Brain Res Rev* [Internet]. 2000 Mar;31(2–3):236–50. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165017399000405>
12. Thibaut A, Chatelle C, Ziegler E, Bruno M-A, Laureys S, Gosseries O.

- Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment. *Brain Inj* [Internet]. 2013 Sep 1;27(10):1093–105. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02699052.2013.804202>
13. Dimyan MA, Cohen LG. Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nat Rev Neurol* [Internet]. 2011 Feb;7(2):76–85. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21243015>
 14. Li S. Spasticity, Motor Recovery, and Neural Plasticity after Stroke. *Front Neurol*. 2017;8:120.
 15. Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. *Lancet* [Internet]. 2011 May 14;377(9778):1693–702. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
 16. Stewart JC, Cramer SC. Genetic Variation and Neuroplasticity: Role in Rehabilitation After Stroke. *J Neurol Phys Ther* [Internet]. 2017 Jul;41(July):S17–23. Available from: <https://journals.lww.com/01253086-201707001-00004>
 17. Dietz V, Sinkjaer T. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *Lancet Neurol* [Internet]. 2007 Aug;6(8):725–33. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S147444220770193X>
 18. Wieters F, Weiss Lucas C, Gruhn M, Büschges A, Fink GR, Aswendt M. Introduction to spasticity and related mouse models. *Exp Neurol* [Internet]. 2021 Jan;335(September 2020):113491. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2020.113491>
 19. Raghavan P. Emerging Therapies for Spastic Movement Disorders. *Phys Med Rehabil Clin N Am* [Internet]. 2018 Aug;29(3):633–44. Available from: <http://journals.lww.com/00000434-201811000-00002>
 20. Hill A. First and last experiments in muscle mechanics. Cambridge Univ Press. 1970;
 21. Foran JRH, Steinman S, Barash I, Chambers HG, Lieber RL. Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. *Dev Med Child Neurol*. 2005;47(10):713–7.
 22. Sáinz-Pelayo MP, Albu S, Murillo N, Benito-Penalva J. [Spasticity in neurological pathologies. An update on the pathophysiological mechanisms, advances in diagnosis and treatment]. *Rev Neurol*. 2020 Jun;70(12):453–60.
 23. Nair KPS, Marsden J. The management of spasticity in adults. *BMJ*. 2014 Aug;349:g4737.
 24. Dąbrowski J, Czajka A, Zielińska-Turek J, Jaroszyński J, Furtak-Niczyporuk M, Mela A, et al. Brain Functional Reserve in the Context of Neuroplasticity after Stroke. *Neural Plast* [Internet]. 2019 Feb 27;2019:1–10. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/np/2019/9708905/>

25. Jahangir AW, Tan HJ, Norlinah MI, Nafisah WY, Ramesh S, Hamidon BB, et al. Intramuscular injection of botulinum toxin for the treatment of wrist and finger spasticity after stroke. *Med J Malaysia* [Internet]. 2007 Oct;62(4):319–22. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18551937>
26. Trompetto C, Marinelli L, Mori L, Pelosin E, Currà A, Molfetta L, et al. Pathophysiology of Spasticity: Implications for Neurorehabilitation. *Biomed Res Int* [Internet]. 2014;2014:1–8. Available from: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/354906/>
27. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Hum Mov Sci* [Internet]. 2011;30(5):869–88. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
28. Chakravarty A, Mukherjee A. Spasticity Mechanisms – for the Clinician [Internet]. Vol. 1, *Frontiers in Neurology*. 2010. p. 149. Available from: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2010.00149>
29. Bennett DJ, Sanelli L, Cooke CL, Harvey PJ, Gorassini MA. Spastic long-lasting reflexes in the awake rat after sacral spinal cord injury. *J Neurophysiol*. 2004 May;91(5):2247–58.
30. Mezzarane R, Nakajima T, Zehr EP. After stroke bidirectional modulation of soleus stretch reflex amplitude emerges during rhythmic arm cycling. *Front Hum Neurosci* [Internet]. 2014;8:136. Available from: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2014.00136>
31. Hu X, Suresh NL, Chardon MK, Rymer WZ. Contributions of motoneuron hyperexcitability to clinical spasticity in hemispheric stroke survivors. *Clin Neurophysiol* [Internet]. 2014/11/15. 2015 Aug;126(8):1599–606. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25438885>
32. Kandel E. *Princípios de neurociências*. MC Hill. 2014.
33. Aloraini SM, Gäverth J, Yeung E, MacKay-Lyons M. Assessment of spasticity after stroke using clinical measures: A systematic review. *Disabil Rehabil*. 2015;37(25):2313–23.
34. Ganguly J, Kulshreshtha D, Almotiri M, Jog M. Muscle Tone Physiology and Abnormalities. *Toxins (Basel)* [Internet]. 2021 Apr 16;13(4):282. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33923397>
35. Yeh CH, Hung CY, Wang YH, Hsu WT, Chang YC, Yeh JR, et al. Novel application of a Wii remote to measure spasticity with the pendulum test: Proof of concept. *Gait Posture* [Internet]. 2016;43:70–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.025>
36. Van Bloemendaal M, Bout W, Bus SA, Nollet F, Geurts ACH, Beelen A. Validity and reproducibility of the Functional Gait Assessment in persons after stroke. *Clin Rehabil* [Internet]. 2019 Jan 7;33(1):94–103. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215518791000>

37. Korhonen RK, Vain A, Vanninen E, Viir R, Jurvelin JS. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol Meas* [Internet]. 2005 Dec 1;26(6):951–63. Available from: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/26/6/006>
38. Ilahi S, T. Masi A, White A, Devos A, Henderson J, Nair K. Quantified biomechanical properties of lower lumbar myofascia in younger adults with chronic idiopathic low back pain and matched healthy controls. *Clin Biomech* [Internet]. 2020 Mar;73(December 2019):78–85. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.026>
39. Reynolds R, Lakie M. Postmovement Changes in the Frequency and Amplitude of Physiological Tremor Despite Unchanged Neural Output. 2020;2020–3.
40. Pamukoff DN, Bell SE, Ryan ED, Blackburn JT. The Myotonometer: Not a Valid Measurement Tool for Active Hamstring Musculotendinous Stiffness. *J Sport Rehabil* [Internet]. 2016 May;25(2):111–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25389783>
41. Wilson GJ, Wood GA, Elliott BC. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: An alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *Int J Sports Med*. 1991;12(4):403–7.
42. de Vlugt E, de Groot JH, Schenkeveld KE, Arendzen Jh, van der Helm FC, Meskers CG. The relation between neuromechanical parameters and Ashworth score in stroke patients. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2010 Dec 27;7(1):35. Available from: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-7-35>
43. Wartenberg R. Pendulousness of the Legs as a Diagnostic Test. *Neurology* [Internet]. 1951 Jan 1;1(1):18–18. Available from: <http://www.neurology.org/cgi/doi/10.1212/WNL.1.1.18>
44. Boczko M, Mumenthaler M. Modified pendulousness test to assess tonus of thigh muscles in spasticity. *Neurology* [Internet]. 1958;8(11):846. Available from: <https://n.neurology.org/content/8/11/846>
45. Lee J-A, Cho S-H, Lee Y-J, Yang H-K, Lee J-W. Portable Activity Monitoring System for Temporal Parameters of Gait Cycles. *J Med Syst* [Internet]. 2010 Oct 16;34(5):959–66. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10916-009-9311-8>
46. Brown RA, Lawson DA, Leslie GC, Macarthur A, MacLennan WJ, Mcmurdo MET, et al. Does the Wartenberg pendulum test differentiate quantitatively between spasticity and rigidity? A study in elderly stroke and Parkinsonian patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1988;51(9):1178–86.
47. Abdollahi M, Kuber PM, Shiraishi M, Soangra R, Rashedi E. Kinematic Analysis of 360° Turning in Stroke Survivors Using Wearable Motion Sensors. *Sensors (Basel)*. 2022 Jan;22(1).
48. Franklin DW, Milner TE. Adaptive control of stiffness to stabilize hand position

- with large loads. *Exp Brain Res* [Internet]. 2003 Sep 1;152(2):211–20. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-003-1540-3>
49. Foroud A, Whishaw IQ. Reaching-to-eat in humans post-stroke: Fluctuating components within a constant pattern. *Behav Neurosci* [Internet]. 2010;124(6):851–67. Available from: <http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/a0021112>
 50. Coupar F, Pollock A, Rowe P, Weir C, Langhorne P. Predictors of upper limb recovery after stroke: A systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2012;26(4):291–313.
 51. Fleuren JFM, Voerman GE, Erren-Wolters C V., Snoek GJ, Rietman JS, Hermens HJ, et al. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2010;81(1):46–52.
 52. Woytowicz EJ, Rietschel JC, Goodman RN, Conroy SS, Sorkin JD, Whitall J, et al. Determining Levels of Upper Extremity Movement Impairment by Applying Cluster Analysis to Upper Extremity Fugl-Meyer Assessment in Chronic Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2016 Aug 1;98(3):456–62.
 53. Thompson-Butel AG, Lin G, Shiner CT, McNulty PA. Comparison of Three Tools to Measure Improvements in Upper-Limb Function With Poststroke Therapy. *Neurorehabil Neural Repair* [Internet]. 2014 Sep 9;29(4):341–8. Available from: <https://doi.org/10.1177/1545968314547766>
 54. Franck JA, Smeets RJEM, Seelen HAM. Changes in actual arm-hand use in stroke patients during and after clinical rehabilitation involving a well-defined arm-hand rehabilitation program: A prospective cohort study. Buchowski MS, editor. *PLoS One* [Internet]. 2019 Apr 1;14(4):e0214651. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30934015>
 55. Zhang L-Q, Chung SG, Ren Y, Liu L, Roth EJ, Rymer WZ. Simultaneous characterizations of reflex and nonreflex dynamic and static changes in spastic hemiparesis. *J Neurophysiol* [Internet]. 2013 Jul;110(2):418–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23636726>
 56. Titterton D, Weston LJ. *Strapdown Inertial Navigation Technology*. [Internet]. The Institution of electrical engineers; 2004. 558 p. Available from: <https://books.google.com.br/books?id=WwrCrn54n5cC>
 57. Lin CCK, Ju MS, Huang HW. Gender and age effects on elbow joint stiffness in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(1):82–5.
 58. Huang H-W, Ju M-S, Wang W-C, Lin C-CK. Muscle tone of upper limbs evaluated by quantitative pendulum test in patients with acute cerebellar stroke. *Acta Neurol Taiwan* [Internet]. 2009 Dec;18(4):250–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20329592>
 59. Huang Y-KD, Li W, Chou Y-L, Hung ES-W, Kang J-H. Pendulum test in chronic hemiplegic stroke population: additional ambulatory information beyond spasticity. *Sci Rep* [Internet]. 2021 Dec 20 [cited 2022 Jun 21];11(1):14769.

Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-94108-5>

60. Gürbüz M, Bilgin S, Albayrak Y, Kızılay F, Uysal H. Biceps femoris late latency responses and the “notching sign” in spasticity. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2015 Oct 20;12(1):93. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26482429>
61. Ferreira DM, Liang H, Wu J. Knee joint kinematics of the pendulum test in children with and without Down syndrome. *Gait Posture* [Internet]. 2020;76:311–7. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636219317953>
62. Lin C-CC-W, Ju M-S, Lin C-CC-W. The pendulum test for evaluating spasticity of the elbow joint. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2003 Jan;84(1):69–74. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999302048840>
63. Nordmark E, Andersson G. Wartenberg pendulum test: objective quantification of muscle tone in children with spastic diplegia undergoing selective dorsal rhizotomy. *Dev Med Child Neurol* [Internet]. 2002 Jan 24;44(01):26. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1017/S001216220100161X>
64. Bajd T, Bowman B. Testing and modelling of spasticity. *J Biomed Eng* [Internet]. 1982 Apr;4(2):90–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7070070>
65. White H, Uhl TL, Augsburger S, Tylkowski C. Reliability of the three-dimensional pendulum test for able-bodied children and children diagnosed with cerebral palsy. *Gait Posture* [Internet]. 2007 Jun;26(1):97–105. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001561>
66. Popović Maneski L, Aleksić A, Čobeljić R, Bajd T, Popović DB. A new method and instrumentation for analyzing spasticity. *IETI Trans Ergon Saf*. 2017;1(1):12–27.
67. Aleksić A, Graovac S, Maneski L, Popović D. The assessment of spasticity: Pendulum test based smart phone movie of passive markers. *Serbian J Electr Eng*. 2018;15:29–39.
68. Tominaga K, Pei Y, Nishizawa Y, Obinata G. Model-based Analysis of Knee Joint Spasticity Based on Pendulum Testing of the Lower Extremities and Independent Component Analysis. *Adv Biomed Eng* [Internet]. 2022;11:11_218. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/abe/11/0/11_11_218/_article
69. Hou J, Sun Y, Sun L, Pan B, Huang Z, Wu J, et al. A Pilot Study of Individual Muscle Force Prediction during Elbow Flexion and Extension in the Neurorehabilitation Field. *Sensors* [Internet]. 2016 Nov 29;16(12):2018. Available from: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/12/2018>
70. Nielsen JB, Crone C, Hultborn H. The spinal pathophysiology of spasticity ? from a basic science point of view. *Acta Physiol* [Internet]. 2007 Feb;189(2):171–80. Available from:

- <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1748-1716.2006.01652.x>
71. Burke D, Wissel J, Donnan GA. Pathophysiology of spasticity in stroke. *Neurology* [Internet]. 2013 Jan 15;80(Issue 3, Supplement 2):S20–6. Available from: http://n.neurology.org/content/80/3_Supplement_2/S20.abstract
 72. Freundlich H. *Thixotropy*. Hermann. Paris; 1935.
 73. Vattanasilp W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* [Internet]. 2000 Jul 1;69(1):34–9. Available from: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.69.1.34>
 74. Escaldi S V, Cuccurullo SJ, Terzella M, Petagna AM, Strax TE. Assessing competency in spasticity management: a method of development and assessment. *Am J Phys Med Rehabil*. 2012 Mar;91(3):243–53.
 75. Thilmann AF, Fellows SJ, Garms E. The mechanism of spastic muscle hypertonus. Variation in reflex gain over the time course of spasticity. *Brain* [Internet]. 1991 Feb;114 (Pt 1):233–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1998884>
 76. Lieber RL, Fridén J. Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle-joint interaction. *Muscle Nerve*. 2002 Feb;25(2):265–70.
 77. Booth CM, Cortina-Borja MJ, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Dev Med Child Neurol*. 2001 May;43(5):314–20.
 78. Latash ML, Greg Anson J. What are “normal movements” in atypical populations? *Behav Brain Sci*. 1996;19(1):55–106.
 79. Pham BN, Luo J, Anand H, Kola O, Salcedo P, Nguyen C, et al. Redundancy and multifunctionality among spinal locomotor networks. *J Neurophysiol* [Internet]. 2020 Nov 1;124(5):1469–79. Available from: <https://journals.physiology.org/doi/10.1152/jn.00338.2020>
 80. Ting LH, Chiel HJ, Trumbower RD, Allen JL, McKay JL, Hackney ME, et al. Neuromechanical principles underlying movement modularity and their implications for rehabilitation. *Neuron* [Internet]. 2015;86(1):38–54. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuron.2015.02.042>
 81. Kim KS, Seo JH, Song CG. Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold. *Med Eng Phys* [Internet]. 2011 Jan;33(1):62–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.09.002>

ANEXOS

ANEXO 1 - NORMAS DE PUBLICAÇÃO DO PERIÓDICO

Informação para Autores

Visão geral

MDPI é uma editora de periódicos acadêmicos de acesso aberto. Todos os periódicos mantêm um processo editorial e de manuseio de manuscritos rápido e rigoroso revisado por pares.

As revistas MDPI são o lugar perfeito para você publicar seu trabalho sob uma licença de acesso aberto, de forma rápida e direta. Nossos periódicos são indexados nas principais bases de dados e, por serem de acesso aberto, têm um amplo público leitor.

Como uma editora pioneira de acesso aberto, nossa missão é tornar as descobertas de novas pesquisas acessíveis a todos. Estamos atendendo estudiosos de todo o mundo e de várias origens. Para aprofundar nossa compreensão das comunidades de pesquisa que atendemos, pretendemos construir periódicos que sejam igualmente diversos e inclusivos. Somente valorizando as diferenças podemos criar um ambiente de trabalho igualitário e inclusivo e promover a abertura que é fundamental para nossa missão.

A troca diária de ideias entre o Oriente e o Ocidente tem estado no centro do progresso do MDPI desde o primeiro dia. Entendemos que a diversidade não para por aí. Mais precisa ser feito para preencher a lacuna entre o Norte e o Sul globais - e criar oportunidades iguais para as pessoas, independentemente de raça, cor, sexo, identidade de gênero, orientação sexual, idade, religião, país de origem, capacidade física ou status socioeconômico. Não há lugar para discriminação com base em qualquer uma dessas características.

Recursos úteis para autores

[MDPI LaTeX Templates](#) (Microsoft Word Templates estão disponíveis nas páginas de *Instruções para Autores* de periódicos individuais)

[Guia de estilo de layout de autor MDPI](#)

[Serviços de edição em inglês MDPI](#)

[Lista de Referência MDPI e Guia de Estilo de Citações](#)

[Tipos de artigos](#)

[Informações sobre taxas de processamento de artigo \(APC\)](#)

[Financiamento de taxas de processamento de artigos e livros \(APCs/BPCs\)](#)

[Termos de uso](#)

[Termos e Condições](#)

[Política sobre correções e retratações](#)

[Declaração sobre artigos controversos](#)

[Pense.Verifique.Envie.](#) (Conselhos sobre como escolher o periódico certo para sua pesquisa)

Dicas de promoção de papel

E-mails de phishing – quando um e-mail é enviado do MDPI?

Autores e leitores se beneficiam das promessas do MDPI para:

publicar revistas exaustivamente revisadas por pares de alto impacto acadêmico

manter a publicação rápida - os manuscritos são publicados dentro de 5-7 semanas após a submissão (desde que não sejam necessárias grandes revisões)

publicar periódicos completos de acesso aberto — os leitores podem acessar todo o conteúdo publicado nesta plataforma gratuitamente

publicar periódicos rastreados por citações — o MDPI trabalha continuamente para uma cobertura rápida e rastreamento de citações de todos os seus periódicos nos principais bancos de dados [Scopus](#) , [Web of Science](#) , [PMC](#) , [PubMed](#) e [MEDLINE](#) , juntamente com vários outros bancos de dados

Para autores e leitores, acesso aberto significa:

Leia as informações completas de acesso aberto aqui.

disponibilidade gratuita da literatura sem qualquer assinatura ou barreiras de preço

acesso imediato após a publicação do artigo (sem período de embargo)

os autores retêm todos os direitos autorais - os autores não serão forçados a assinar nenhum contrato de transferência de direitos autorais

permissão de reutilização do material publicado se o devido credenciamento for fornecido ([Creative Commons Attribution License](#) )

Impostos específicos do mercado

Autores da Suíça terão o Imposto sobre Valor Agregado (IVA) local adicionado às suas faturas. Os residentes do Japão terão o Imposto de Consumo Japonês (JCT) adicionado às suas faturas de acordo com a taxa estabelecida pelo governo japonês.

Evite atrasos devido à necessidade de edição extensiva em inglês

Os artigos enviados devem ser escritos em bom inglês e não requerem mais do que pequenas edições em inglês antes da publicação. Seu trabalho pode ser devolvido a você na fase de edição em inglês do processo de publicação se for necessária uma edição extensa, o que pode atrasar a publicação de seu trabalho. Você pode optar por usar um serviço pago de edição de idiomas, como o MDPI's [Author Services](#) , antes de enviar seu artigo para publicação. Se você usar um serviço alternativo que forneça um certificado de confirmação, envie uma cópia para o Escritório Editorial. Autores de países ou nações economicamente em desenvolvimento devem considerar o registro no [AuthorAid](#) , uma comunidade global de pesquisa que fornece networking, orientação, recursos e treinamento para pesquisadores.

Financiamento de APCs e BPCs

Muitas agências e instituições financiadoras permitem explicitamente o uso de bolsas de pesquisa para o pagamento de APCs e BPCs para publicação de artigos e livros de acesso

aberto. Para obter mais informações sobre o financiamento da APC e do BPC, [consulte a página a seguir](#).

Descontos em APCs

As renúncias podem ser concedidas a critério da Editora e devem ser discutidas com a redação no momento da submissão do artigo. A tomada de decisão editorial é dissociada da capacidade dos autores de pagar as Taxas de processamento; no entanto, os autores devem considerar com antecedência se possuem fundos suficientes para cobrir o APC/BPC completo.

MDPI também oferece vouchers de desconto para revisores selecionados.

Os autores afiliados às universidades participantes recebem um desconto no APC para qualquer artigo publicado em um periódico do MDPI. Observe que apenas um desconto por meio de um esquema IOAP é permitido por artigo e que o desconto pode ser combinado com outros descontos disponíveis (por exemplo, vouchers de revisor ou descontos oferecidos pela Redação).

Revisão geral por pares e procedimento editorial

Todos os manuscritos enviados para publicação em nossos periódicos são rigorosamente revisados por especialistas (isso inclui pesquisas e artigos de revisão, submissões espontâneas e artigos convidados). O Editor-Chefe da revista realizará uma pré-verificação técnica da adequação do manuscrito após o recebimento. O editor acadêmico será notificado da submissão e convidado a realizar uma pré-verificação editorial. O Escritório Editorial organizará o processo de revisão por pares realizado por especialistas independentes e coletará pelo menos dois relatórios de revisão por manuscrito. Pedimos aos nossos autores revisões adequadas (com uma segunda rodada de revisão por pares, se necessário) antes que uma decisão final seja tomada. A decisão final é tomada pelo editor acadêmico (geralmente o Editor-Chefe/Membro do Conselho Editorial de uma revista ou o Editor Convidado de uma Edição Especial).

Decisão Editorial e Revisão

Todos os artigos, revisões e comunicações publicados em periódicos do MDPI passam pelo processo de revisão por pares e recebem pelo menos dois relatórios de revisão. O editor interno discutirá cada etapa do processo com o editor acadêmico externo e comunicará as decisões aos autores sobre o seguinte:

Aceitar na Forma Presente : O trabalho é aceito sem mais alterações.

Aceitar após pequenas revisões : O artigo é, em princípio, aceito após revisão com base nos comentários do revisor. Os autores têm cinco dias para pequenas revisões.

Reconsiderar após grandes revisões : A aceitação do manuscrito dependeria das revisões. O autor precisa fornecer uma resposta ponto por ponto ou fornecer uma refutação se alguns dos comentários do revisor não puderem ser revisados. Um máximo de duas rodadas de revisão principal por manuscrito é normalmente fornecido. Os autores serão solicitados a reenviar o artigo revisado dentro de dez dias e a versão revisada será devolvida ao revisor para comentários adicionais. Se o tempo de revisão necessário for estimado em mais de 2 meses, recomendamos que os autores retirem seus manuscritos antes de reenviá-los, a fim de evitar pressão de tempo desnecessária e garantir que todos os manuscritos sejam suficientemente revisados.

Rejeitar e Incentivar a Resubmissão : Um artigo em que experimentos adicionais são necessários para apoiar as conclusões será rejeitado e os autores serão encorajados a reenviar o artigo assim que novos experimentos forem realizados.

Rejeitar : O artigo tem falhas graves, não faz nenhuma contribuição original e o artigo é rejeitado sem oferta de reapresentação à revista.

Preservação digital de conteúdo MDPI

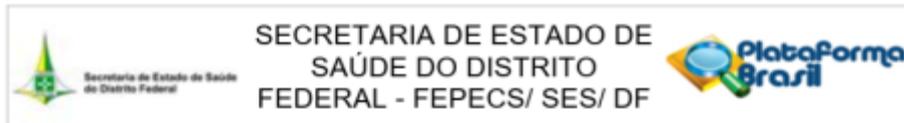
Para garantir a preservação indefinida de nossas publicações, todo o conteúdo publicado em um periódico MDPI é permanentemente arquivado nos seguintes bancos de dados:

O arquivo da Biblioteca Nacional da Suíça (Helveticat) , e

O arquivo CLOCKSS

Para fins de manutenção de registros, o MDPI retém cópias dos manuscritos enviados e arquivos de suporte. No entanto, para os artigos rejeitados, atenderemos às solicitações dos autores para excluir os arquivos.

ANEXO 2 - DOCUMENTO DE APROVAÇÃO DO PROJETO POR UM CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Elaborado pela Instituição Coparticipante

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ADIÇÃO DA ELETROESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA À FISIOTERAPIA NA REABILITAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL AGUDO - ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Pesquisador: clarissa cardoso dos santos couto paz

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 57203716.0.3001.5553

Instituição Proponente: Faculdade de Ceilândia - FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.667.143

Apresentação do Projeto:

O acidente vascular cerebral (AVC) representa a primeira causa de morte e incapacidade funcional no Brasil. O retorno da função motora pós-AVC é frequentemente incompleto e os indivíduos são incapazes de desempenhar suas funções motoras, impactando na qualidade de vida. A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) altera a excitabilidade cortical e interfere no desempenho de diferentes funções, dentre elas a função motora, podendo levar a melhora da funcionalidade dos pacientes com AVC.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo geral é avaliar se o efeito da adição de ETCC catodal à fisioterapia favorece a recuperação motora em indivíduos com AVC agudo, enfatizando o membro superior, considerando os domínios da CIF (estrutura e função, atividade e participação, fatores contextuais).

Objetivo Secundário:

Os objetivos secundários são avaliar se este efeito permanece ao longo por 1 mês e 3 meses após a retirada da ETCC e continuação da fisioterapia; e comparar os efeitos dos pacientes na fase aguda e os na fase crônica (após 6 meses e 1 ano de

Endereço: SMHN 2 Qd 501 BLOCO A - FEPECS
Bairro: ASA NORTE **CEP:** 70.710-904
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3325-4955 **Fax:** (33)3325-4955 **E-mail:** comitedeetica.secretaria@gmail.com