UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA

BEATRIZ DE ARAUJO ANTONIO

**Modos de coordenação da marcha em pessoas na fase crônica de acidente vascular
cerebral**

São Paulo

2019

BEATRIZ DE ARAUJO ANTONIO

**Modos de coordenação da marcha em pessoas na fase crônica de
acidente vascular cerebral**

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Ciências da Atividade Física.

Versão corrigida contendo as alterações solicitadas pela comissão julgadora em dia 23 de setembro de 2019. A versão original encontra-se em acervo reservado na Biblioteca da EACH/USP e na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD), de acordo com a Resolução CoPGr 6018, de 13 de outubro de 2011.

Área de Concentração:

Atividade Física, Saúde e Lazer

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

Co-orientadora: Profª. Dra. Camila Torriani-Pasin

São Paulo

2019

Autor: ANTONIO, Beatriz de Araujo

Título: Modos de coordenação da marcha em pessoas na fase crônica de acidente vascular cerebral

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Ciências da Atividade Física.

Área de Concentração:

Atividade Física, Saúde e Lazer

Aprovada em: 23/09/2019

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Ulysses Fernandes Ervilha

Instituição: EACH

Julgamento: Aprovada

Profa. Dra.: Patrícia Martins Franciulli

Instituição: Universidade São Judas Tadeu

Julgamento: Aprovada

Profa. Dra.: Melissa Leandro Celestino

Instituição: Universidade Cruzeiro do Sul

Julgamento: Aprovada

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Universidade de São Paulo. Escola de Artes, Ciências e Humanidades. Biblioteca)

CRB 8 - 4936

Antonio, Beatriz de Araujo

Modos de coordenação da marcha em pessoas na fase crônica de acidente vascular cerebral / Beatriz de Araujo Antonio ; orientador Luis Mochizuki ; coorientadora, Camila Torrini-Pasin. – 2019

83 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física, Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Coordenação motora. 2. Marcha (Locomoção). 3. Cinemática. 4. Acidente vascular cerebral. I.

Mochizuki, Luis, orient. II. Torrini-Pasin, Camila, coorient.

III. Título

CDD 22.ed. – 612.76

“A mente que se expande jamais volta a seu tamanho original”.

EINSTEIN (1940)

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pela força e saúde que permitiram a conclusão desse projeto. Agradeço ao professor Dr. Luis Mochizuki que me aceitou no programa, sabendo das minhas fraquezas e dificuldades. A professora Dra. Camila Torriani-Pasin que me inspirou a entrar nessa aventura, com sua habilidade humana e verdadeira de fazer ciência, extensão e docência.

O quarto agradecimento dedico alguém muito especial que surgiu no meu caminho, Prof. Dr. Daniel Boari Coelho que com o coração de anjo que tem me convidou a coletar os dados no laboratório de Biomecânica e Controle Motor da UFABC. Sem ele não teria dados, nem teria concluído.

Créditos especiais ao amigo e parceiro de projeto Camilo Motta Pinto Alves que me suportou nos momentos de crise, e de insanidade. Ele não me deixou desanimar e me ensinou a fazer pesquisa de qualidade. Profissional exemplar que ensinou a postura de um profissional ético e competente. Ele confiou em mim e juntos fizemos um Ensaio Clínico digno de primeiro Mundo.

Agradeço os amigos e família que me deram luz e sabedoria nos momentos de descrença, tiveram paciência e entenderam o momento de dedicação exclusiva a pesquisa. Reconheço as Escolas (EEFE e EACH) que me acolheram e permitiram o suporte básico e administrativo eficiente. Exalto o LACOM, que me aceitou e permitiu que trabalhasse inspirada e movida a conhecimento e pesquisa. Agradeço a bolsa de mestrado que recebia da CAPES que no meio do caminho deu suporte ao trabalho.

Aos amigos especiais do GepeNeuro, Giordano, Gisele, Tatiana, Kelvin, Vitória, Marina, Murilo, Nathalia que fizeram essa trajetória mais doce e leve. Aos colegas Nadjila, Thiago, Eduardo que foram importantes em determinados momentos, sem o apoio pontual deles, nada disso seria possível. Gratidão a amigas de jornada Caroline, Raquel, Elisa e Victoria que enxugaram lágrimas e deixaram os almoços divertidos e alegres, vocês são especiais e a academia é melhor por ter mulheres como vocês. Aos participantes do estudo que tiveram papel fundamental, me instigaram a pesquisar o tema e pela confiança no meu trabalho, oferecendo seu tempo e crença a nossa pesquisa, quero que saibam que a sociedade precisa de guerreiros como eles, só assim teremos um mundo melhor.

Termino os agradecimentos grata e honrada em ter feito parte de tudo isso. O aprendizado adquirido é impagável, algo que levarei, por onde quer que eu vá...

RESUMO

ANTONIO, Beatriz de Araujo. **Modos de coordenação da marcha em pessoas na fase crônica de acidente vascular cerebral**. 2019. 82 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2019. Versão Corrigida.

O acidente vascular cerebral é um evento que compromete o sistema neurológico e modifica o desempenho motor. O déficit motor é resultado de uma série de anormalidades que modificam a coordenação. Este estudo verificou as estratégias de coordenação na marcha auto-selecionada em pessoas que sofreram o acidente vascular cerebral. A cinemática 3D dos segmentos inferiores foi analisada em 18 pessoas na fase crônica. Os padrões e a variabilidade da coordenação foram comparados entre os membros parético e não parético utilizando a codificação vetorial. Um teste de contração voluntária isométrica máxima dos extensores do joelho parético foi feito e comparado a variabilidade das articulações. Houve a predominância do modo distal em todas as subfases de apoio e modo misto de coordenação na segunda metade do balanço, sugerindo assimetrias entre as subfases. A dominância do modo distal indicou restrição e limitações articulares dos segmentos proximais, sugerindo pouca sinergia e interação coordenativa. Houve correlação positiva entre o indicador de força e a variabilidade de coordenação, sugerindo que uma variabilidade diminuída do joelho estaria relacionada ao aumento de força dos extensores do joelho. Os resultados deste estudo contribuem para compreender os mecanismos de coordenação motora adotados por pessoas pós-Acidente Vascular Cerebral durante a marcha auto-selecionada.

Palavras-chave: Cinemática da marcha. Variabilidade. Coordenação motora. Acidente vascular cerebral. Codificação vetorial.

ABSTRACT

ANTONIO, Beatriz de Araujo. **Coordination modes during gait of persons in the chronic phase of stroke.** 2019. 82 f. Dissertation (Master of Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, São Paulo, 2019. Corrected version.

Stroke compromises the neurological system and modifies motor performance. The motor deficit comes from abnormalities that modifies coordination. This study verified the coordination modes during self-selected speed gait in post-stroke individuals. The lower limbs 3D kinematics were compared within 18 individuals in stroke chronic phase. Coordination modes and variability were compared between the paretic and non-paretic limbs using the coded vector analysis. The parietal knee extensors maximal isometric voluntary contraction test was done and compared to joint variability. There was the distal mode predominance in all gait stance subphases and mixed coordination mode in the second half of the swing, suggesting asymmetries among the subphases. The distal mode dominance indicated proximal limb restriction and joint limitations, suggesting little synergy and coordinative interaction. There was a positive correlation between the strength and coordination variability, indicating a decreased knee variability would be related to the increased knee extensors strength. The results of this study contributed to the understanding of motor coordination mechanisms adopted by post-stroke persons during the self-selected speed gait.

Key-words: Gait Kinematics. Variability. Motor coordination. Stroke. Vector coding.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ambiente de coleta da contração voluntária isométrica máxima	33
Figura 2 - Pontos Anatômicos	34
Figura 3 - Ilustração do posicionamento dos marcadores anatômicos na posição estática. São Paulo – SP. 2019	35
Figura 4 - Ilustração do Ambiente de coleta e registro estático.	36
Figura 5 - Fluxograma do Estudo	37
Figura 6 - Diagrama de coordenadas polares para a identificação de padrões de coordenação entre as rotações das articulações (ARNOLD et al., 2017).	39
Figura 7 - Curvas médias da cinemática, variação angular do quadril no lado parético, dos três planos e o coeficiente de variação (CV), a linha escura representa a média das pessoas, linha pontilhada o desvio padrão	41
Figura 8 - Curvas médias da cinemática, variação angular do quadril no lado não parético, dos três planos e o coeficiente de variação (CV), a linha escura representa a média das pessoas, linha pontilhada o desvio padrão	42
Figura 9 - Curvas médias da cinemática, variação angular do joelho no lado parético, dos três planos e o coeficiente de variação (CV), a linha escura representa a média das pessoas, linha pontilhada o desvio padrão	43
Figura 10 - Curvas médias da cinemática, variação angular do joelho no lado não parético, dos três planos e o coeficiente de variação (CV), a linha escura representa a média das pessoas, linha pontilhada o desvio padrão	43
Figura 11 - Curvas médias da cinemática, variação angular do tornozelo no lado parético, dos três planos e o coeficiente de variação (CV), a linha escura representa a média das pessoas, linha pontilhada o desvio padrão	44
Figura 12 - Curvas médias da cinemática, variação angular do tornozelo no lado não parético, dos três planos e o coeficiente de variação (CV), a linha escura representa a média das pessoas, linha pontilhada o desvio padrão	45
Figura 13 - Frequência absoluta: Ocorrências do padrão de coordenação	47
Figura 14 - Frequências relativas, subfases isoladas por membro e classificadas como Série e Paralelo (NP = Não Parético, LP = Parético)	48

Figura 15 - Curvas individuais de padrões de coordenação de acordo com a participação articular no plano frontal 51

Figura 16 - Subdivisão dos grupos de acordo com o padrão de coordenação (1) e (3), considerados pelo plano frontal 51

Figura 17 - Dispersão dos dados de Variabilidade e CVIM do Joelho no Plano Frontal 52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Médias, desvios padrão e resultados estatísticos dos dados demográficos, clínicos e cognitivos e de desempenho da marcha	30
Tabela 2 - Dados de caracterização	30
Tabela 3 - Comparação entre as articulações	46
Tabela 4 - Frequências relativas das subfases por membro (NP = Não Parético, LP = Parético)	48
Tabela 5 - Correlação de Pearson entre Força (CVIM) e Variabilidade do joelho no Plano Frontal	5

LISTA DE QUADRO

Quadro 1 – Resumo de Literatura da Coordenação da marcha pós-AVC	23
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades da Vida Diária
COM	Centro de Massa
EMG	Eletromiografia
LP	Lado Parético
LNP	Lado Não Parético
LSC	Sistema de coordenada local
LDS	Estabilidade dinâmica local
PÓS-AVC	Fase crônica, após 6 meses de evento
SNC	Sistema Nervoso Central
TUG	Time Up Go
3D	Três dimensões no espaço

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Problema de Pesquisa	16
1.2	Objetivo	16
1.3	Justificativa	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	Epidemiologia do AVC	18
2.2	A marcha e as consequências pós-AVC	18
2.2.1	Cinemática da marcha pós - AVC	19
2.2.2	Indicadores físicos, força e mobilidade pós-AVC	20
2.3	Coordenação motora	20
2.4	Controle e Sinergia na marcha	24
2.4.1	Assimetria na marcha	24
2.5	Variabilidade	26
2.5.1	Compensação e desvios característicos na marcha	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1	Método	29
3.2	Aspectos Éticos	29
3.3	Amostra	29
3.3.1	Método de Avaliação para Caracterização da Amostra	31
3.4	Clínicos	31
3.4.1	Comprometimento Motor	31
3.4.2	Comprometimento Cognitivo	31
3.4.3	Avaliação Física de Mobilidade	31
3.5	Procedimentos da Biomecânica	32
3.5.1	Avaliação de força (CVIM)	32
3.5.2	Preparação da Avaliação Cinemática	33
3.5.3	Protocolo de Avaliação Cinemática	35
3.5.4.	Figura 5 - Fluxograma do Estudo	37
3.6	Tratamento dos Dados	38
3.6.1	Variáveis de Estudo	38
3.6.1.1	Cinemática dos ângulos articulares	38

3.7	Análise Estatística	39
4	RESULTADOS	40
4.1	Cinemática	40
4.2	Variabilidade das articulações	44
4.3	Coordenação inter-membros	46
4.4	Força (CVIM) e preferência de coordenação	50
5	DISCUSSÃO	53
6	CONCLUSÃO	58
	REFERÊNCIAS	59
	APÊNDICE A – termo de consentimento livre e esclarecido	66
	ANEXO A – Fugl-meyer	69
	ANEXO B – MOCA	78
	ANEXO C – RESUMO – representação gráfica	79
	ANEXO D – RESUMO – representação gráfica	80
	ANEXO E – RESUMO – Representação gráfica	81

1 INTRODUÇÃO

As pessoas que sofreram acidente vascular cerebral (AVC) podem apresentar incapacidades e prejuízos sensório-motores que impactam na independência funcional (FALCÃO et al., 2004). De 25% a 74% dos sobreviventes necessitam de assistência para realizar as atividades da vida diária (AVD) (MILLER et al., 2010). Os prejuízos são decorrentes do déficit neurológico e faz com que 73% tenham déficits residuais no controle motor e limitações na mobilidade. Essas limitações repercutem na capacidade locomotora e os que caminham de forma independente, apresentam déficits significativos que repercutem no equilíbrio e na velocidade da marcha (WONSETLER; BOWDEN, 2017).

Entre os acometimentos, a redução nas forças de propulsão da marcha na fase de balanço prejudica o ajuste na colocação do pé (ZISSIMOPOULOS et al., 2014), repercutindo com assimetria na transferência de peso, respostas musculares atrasadas, desequilíbrios musculares, menor base de suporte (WEERDESTeyN et al., 2008), lentidão na geração do torque muscular (CANNING et al., 1999), além da redução no torque isométrico e isocinético (SHARP et al., 1997). A locomoção sofre alterações que podem ser atribuídas à fraqueza muscular, decorrente da paresia de músculos no lado contralateral a área da lesão cerebral (ZISSIMOPOULOS et al., 2014).

Poucos estudos investigaram os prejuízos na coordenação da marcha por meio de análise biomecânica em indivíduos pós-AVC. Para andar com mais velocidade, é preciso coordenar a cinemática dos membros inferiores, aumentar a velocidade do balanço e diminuir o tempo de contato do pé com o chão (ZISSIMOPOULOS et al., 2014). As pessoas pós-AVC tendem a andar lentamente, sendo que para mudar esse quadro, é preciso mudar a cinemática, cinética e ativação muscular (JONKERS, 2009; WINTER, 1991).

Uma limitação nos estudos é não relacionar a cinemática da interação dos segmentos inferiores na marcha. As evidências atuais não apresentam detalhamento na análise da coordenação motora para entender os padrões de locomoção que incluam as interações intersegmentais de ambas as pernas durante a caminhada (RAJA et al., 2012). Os estudos observaram variações de velocidade sem descrever a velocidade auto-selecionada, considerada a melhor representante de adaptação na marcha pós-lesão. Os padrões de marcha apresentam análise de valores máximos de cinemática

do tornozelo, do joelho e do quadril, sem interações intersegmentares, desconsiderando a natureza contínua da tarefa (YI et al., 2016). Assim, estudos de cinemática e coordenação entre segmentos são necessários para compreender a coordenação motora na locomoção (ALIBERTI et al., 2015).

As pessoas com lesão no Sistema Nervoso Central (SNC) podem reproduzir com mais frequência padrões de movimento classificados como descoordenados (ANSON et al., 1996). Esses padrões são consequências de mudanças nas interações entre os graus de liberdade do sistema, que podem mudar a sua variabilidade e adaptabilidade, e induzir disfunções (ALIBERTI et al., 2015). A coordenação é o resultado do acoplamento de dois elementos, como articulações ou músculos, indica os mecanismos de adaptação pós-lesão e pode ser modificada. É essencial considerar a coordenação motora de ambos os membros inferiores para compreender a estrutura da variabilidade no padrão das fases de marcha (YI et al., 2016). A coordenação da marcha em pessoas após o AVC compromete o tempo relativo entre membros (ROERDINK et al., 2007). Usar dados cinemáticos na análise da coordenação na marcha pode indicar respostas e tendências do funcionamento do sistema locomotor pós-AVC, considerando as estratégias compensatórias ou de recuperação (LEVIN et al, 2009).

1.1 PROBLEMA DE PESQUISA

Nesse cenário, a pergunta principal desse estudo é: Qual é a coordenação motora predominante na marcha dessas pessoas? Esse problema de pesquisa visa explorar as estratégias coordenativas, por meio da cinemática e das seguintes perguntas:

- 1) Como é a cinemática do quadril, joelho e tornozelo entre os membros na marcha auto-selecionada em pessoas pós-AVC?
- 2) Como é a coordenação intersegmentar e a variabilidade?
- 3) O padrão de coordenação se correlaciona com indicadores físico-funcionais como a contração voluntária isométrica máxima (CVIM)?

1.2 OBJETIVO

Este projeto de pesquisa de mestrado tem por objetivo geral investigar o padrão coordenativo durante a marcha auto-selecionada de indivíduos pós-AVC em fase crônica.

Os objetivos específicos são:

- 1) Descrever a cinemática do quadril, joelho e tornozelo na marcha auto-selecionada em pessoas pós-AVC.
- 2) Comparar a coordenação intersegmentar e a variabilidade.
- 3) Relacionar possíveis padrões com indicadores físico-funcionais.

1.3 JUSTIFICATIVA

A literatura apresenta dados sobre a marcha e medidas biomecânicas e funcionais isoladas, como equilíbrio, fraqueza muscular e alguns indicadores de desempenho na locomoção após AVC (DESCHAMPS et al., 2018; PERRY et al., 2005). Entretanto, a avaliação da coordenação não tem sido evidenciada e pouco se conhece sobre a interação intersegmentar entre os membros inferiores em pessoas com lesão neurológica (ZISSIMOPOULOS et al., 2014), especialmente após o AVC. A coordenação entre os segmentos do membro inferior pode contribuir na explicação das estratégias locomotoras. Para isso, é fundamental a caracterização da marcha, o conhecimento dos componentes espaciais e temporais, bem como a indicação dos eventos cíclicos, a fase entre as articulações e interações intersegmentares (KRASOVSKY; 2010).

A maioria dos estudos investigou o membro comprometido, sem considerar a natureza cíclica da tarefa. A cinemática da marcha pós-AVC pode indicar o comprometimento da coordenação motora e auxiliar na recuperação, por meio de compensações, déficits e fatores que interferem no ciclo da marcha. Conforme Krasovsky & Levin (2010), há pontos de vista sobre a coordenação da marcha após um AVC, mas não há descritores completos para como se dá a locomoção nessa população. Vale lembrar que raros são os estudos que relacionam dados biomecânicos com dados de testes físico-funcionais, o que aproxima a real interação do corpo humano com ambiente (FRANCIULLI, 2016).

A recuperação da marcha pós-AVC só pode ser alcançada por meio de atendimento clínico direcionado, e o mesmo não requer análise sofisticada fornecida por um laboratório de marcha, e sim uma compreensão da interação complexa dos déficits da força motora, espasticidade, e variáveis sensoriais, proprioceptivas, que reflitam o desempenho funcional da marcha (SHEFFLER et al., 2015), incluindo medidas

funcionais a avaliações no nível de comprometimento (LEVIN et al., 2009).

Frente à importância da locomoção para independência funcional, reconhecendo o AVC como um dos maiores problemas de saúde pública e uma das principais causas de incapacidade no mundo (INGALL, 2004; PIRES et al., 2004), este estudo tem o desafio de promover avanços científicos associados a interesses, funcionais e biomecânicos na população referida.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 EPIDEMIOLOGIA DO AVC

O AVC é a quinta principal causa de morte nos Estados Unidos (GUZIK et al., 2019) e segunda mundial (INGALL, 2004), acompanhado de doenças relacionadas ao aparelho circulatório e cardiovascular, sendo que 85% são acidentes vasculares cerebrais isquêmicos, atingindo mais homem do que mulheres. Os principais fatores de risco são hipertensão, hiperlipidemia, diabetes mellitus, uso de tabaco, obesidade e inatividade física (GUZIK et al., 2019). Os eventos vasculares e outras complicações clínicas explicam uma parcela desses números, porém, uma alta porcentagem de AVC não tem causa identificada (INGALL, 2004).

O AVC é um transtorno prevalente e o estudo desta condição patológica é importante para a melhor compreensão dos déficits de desempenho e o potencial de recuperação funcional, bem como desenvolver estratégias de intervenção que maximizem a recuperação (SWINNEN et al., 2002). Entre os acometimentos pós-AVC, observa-se paresia e espasticidade, o que altera o padrão de marcha e reduz a capacidade do andar (ROCHE et al., 2015). Dois em cada três indivíduos pós-AVC têm limitações na caminhada (DUNCAN et al., 2005; STANHOPE et al., 2014). O resgate da capacidade de caminhar foi considerado a melhor maneira de reduzir a dependência após o AVC (BARBEAU, 2001; HSIAO et al., 2016), assim sua restauração tornou-se um objetivo crítico de recuperação (SHUMWAY et al., 1995).

2.2 A MARCHA E AS CONSEQUÊNCIAS PÓS-AVC

Na marcha pós-AVC, observa-se a coordenação motora prejudicada decorrente da hemiparesia, que leva a uma miríade de características anormais. O controle articular do tornozelo, do joelho e do quadril foram alterados durante a fase de balanço (ZISSIMOPOULOS et al., 2014). A alteração do mecanismo da marcha resulta de modificações na interação entre o sistema neurológico e às exigências mecânicas, ou seja, o seu mecanismo requer a coordenação intersegmentar correta para assegurar o deslocamento eficiente do corpo, mantendo estabilidade postural e limitando o gasto energético (WALLARD et al., 2018). Essas alterações, caracterizadas como centrais no padrão da marcha, podem ser atribuídas à espasticidade, além de capacidade oxidativa

reduzida na musculatura parética, o que explicam a alta demanda de energia. Não há seletividade na ação dos músculos extensores do quadril, extensores de joelho e flexores plantares (SILVA et al., 2008).

A marcha desses pessoas é caracterizada por tempo atípico do movimento da coxa e coordenação intersegmentar interrompida de ambas as pernas (CHOW; 2014), o que dificulta o ato de impulsionar o lado parético (LP) na fase de balanço, criando tendência a inclinar primeiro a parte superior do corpo para o lado de suporte e, em seguida, elevar o pé comprometido (MURATA et al., 2016). A diferenciação entre os grupos hemiparéticos e a comparação com os dados típicos de referência avançam na compreensão da disfunção da marcha pós-AVC e elucidam se os desvios resultam de patologia, compensação funcional ou no caminhar lento (JONKERS I, 2009).

A análise biomecânica tem o potencial de delinear fatores que limitam o desempenho, como a incapacidade de modificar a duração das fases na marcha, falha do membro comprometido e incapacidade de aumentar o comprimento durante a oscilação. Essa falha não só limita o potencial de aumentar a velocidade, mas introduz a necessidade de compensações no lado NP (não parético). O ato de modular o desempenho de andar por meio de mecanismos de controle fisiológico está relacionado diretamente com o nível de recuperação motora e pouco se sabe sobre esses mecanismos (JONKERS, 2009). Enquanto as pessoas aumentam a largura do passo, o acoplamento entre a extensão do joelho e a adução do quadril provocada no balanço tardio, que por sua vez reduz o deslocamento máximo do pé comprometido. No entanto, a manifestação deste acoplamento anormal em toda a articulação durante a marcha requer mais pesquisas (ZISSIMOPOULOS et al., 2014).

2.2.1 Cinemática da marcha pós - AVC

As variáveis cinemáticas descrevem o movimento dos segmentos corporais e ajudam a desvendar variáveis de coordenação do movimento (KRASOVSKY et al., 2010). Em geral, o lado NP apresenta tendências semelhantes, embora a extensão tenha sido maior (OLNEY et al., 1996). Frequentemente é observado que as ações musculares contralaterais à lesão cerebral são mais prejudicadas do que as mesmas ações musculares ipsilaterais à lesão (ANDREWS et al., 2000), especialmente na propulsão à frente.

Outra forma de descrever o comportamento é mediante a orientação e coordenação segmentar, que desvenda a forma e as curvas da marcha. É uma das estratégias para verificar os efeitos das intervenções na coordenação da marcha (CHOW, 2014). Durante a locomoção, a trajetória do pé tende a ser controlada com precisão pelo SNC, evidenciado pelo fato de que pequenas mudanças nos ângulos das articulações representam grandes mudanças no rolamento do pé durante a fase de balanço (SRIVASTAVA et al., 2016; WINTER, 1991). Essas descobertas indicam que a posição do pé é importante na caminhada em indivíduos neurologicamente intactos e sobreviventes de AVC (SRIVASTAVA et al., 2016). Alguns desvios cinemáticos em indivíduos pós-AVC permanecem independentes ou, pelo menos, não são inteiramente atribuíveis à velocidade de marcha lenta (LAMONTAGNE; 2007).

2.2.2 Indicadores físicos, força e mobilidade pós-AVC

Os indicadores físicos, de força e mobilidade se correlacionam diretamente com a coordenação, uma vez que a geração de um passo requer forças exercidas pelas pernas para impulsionar o centro de massa do corpo (BALASUBRAMANIAN et al., 2007), porém, poucos estudos correlacionam tais variáveis. O conhecimento preciso do nível de força muscular de um indivíduo é importante para avaliar a capacidade funcional e para prescrever exercícios (BROWN, 1980). Há um menor pico de torque e maior tempo até 90% do torque dos músculos extensores do joelho no lado comprometido em comparação com o lado não comprometido. A fraqueza em **pessoas com AVC é atribuível não apenas a diminuição da força máxima gerada, mas ao perfil desordenado de geração de força (CANNING, 1999). Essa fraqueza muscular é medida como torque ou força isométrica máxima e esta medida mostrou ser um indicador de prognóstico nessa população (CANNING, 1999), embora o pico de torque diferencie os músculos, ele podem superestimar a capacidade funcional quando os picos de torque são baixos ou quando precisam ser rapidamente gerados (CANNING, 1999), entretanto nas AVD esse pico é minimamente exigido.** Os ganhos de força são associados ao melhor desempenho e mobilidade da marcha, todavia, não está clara a relação entre espasticidade, força e funcionalidade (SHARP, 1997), nem a relação da fraqueza muscular com os indicadores físico-funcionais e biomecânicos.

Em termos de aquisição de mobilidade, todos os domínios de funcionamento, incluindo estruturas, funções do corpo, mobilidade, coordenação motora, equilíbrio, resistência, desempenho da AVD, bem como fatores pessoais e ambientais afetaram a habilidade de locomoção (WESSELHOFF, 2018).

2.3 COORDENAÇÃO MOTORA

Não é de hoje que estudiosos procuram caracterizar os problemas de coordenação com déficits e identificar os princípios que regem a resolução da coordenação em sistemas de alta complexidade. Como expressões características de sistemas biológicos, a coordenação envolve uma relação adequada de múltiplos e diferentes componentes (TURVEY, 1990). Ao passo que essas características envolvem muitos componentes. A locomoção em diferentes velocidades implica coordenar os muitos graus de liberdade, nos quais a atividade de controle está envolvida no recrutamento de mecanismos fisiológicos (ROBERTSON, 2014). Logo, o problema da coordenação envolve o ato de dominar os muitos graus de liberdade envolvidos no movimento, ou ainda, reduzir o número de variáveis independentes a serem controladas.

Essa coordenação demanda de controle na ação de dois ou mais segmentos corporais (TEIXEIRA, 2006), confere propriedades de ordem superior do sistema que explicam os princípios operacionais ou falhas em condições específicas (KRASOVSKY, 2010), para que atue de forma cooperativa, sinérgica e integrada (TEIXEIRA, 2006). Os detalhes da construção do movimento são contribuídos gradualmente, por muitos subsistemas trabalhando em conjunto (TURVEY, 1990). Essas contribuições podem auxiliar a compreender os ajustes que regulam a velocidade, além de identificar alvos para intervenção. A estratégia para regulação e ajustes pela qual um fator de ganho modula os padrões de base no movimento, que são relativamente invariantes, simplifica o controle e tende a melhorar a eficiência sistêmica (DEN OTTER et al., 2004).

Os indivíduos neurologicamente intactos podem exibir comportamentos motores que variam de desajeitado a altamente qualificado. As pessoas com lesões do SNC podem reproduzir uma pequena porção desse contínuo (LATASH, 1996). Desse modo, os sobreviventes de AVC apresentam maior variabilidade de movimento passo a passo em comparação com indivíduos neurologicamente intactos (SRIVASTAVA et al.,

2016). Os déficits observados na coordenação dos membros são frequentemente caracterizados por um padrão de movimento ou sinergias (BRUNNSTROM, 1970).

Para simplificar os graus de liberdade e resolver essas questões, descreve-se uma coalizão flexível e temporária entre os subsistemas de controle para reduzir o número de graus de liberdade funcionais da ação motora, denominados acoplamentos (TEIXEIRA, 2006). Para isso Chang et al (CHANG, 2008) aprofundaram a análise da coordenação, verificando a variabilidade do ângulo no acoplamento.

Um padrão de mudanças nos ângulos de elevação sugere uma coordenação alterada, decorrente de movimentos compensatórios do membro NP, o mesmo pode-se encontrar um marcador de coordenação intersegmentar interrompido. A resposta seria a condução corticoespinal alterada, que prejudica a coordenação da marcha pós-AVC fomentando assimetrias (CHOW, 2014), essas alterações podem responder sobre mecanismos de adaptação da marcha (HADDAD et al., 2010).

A identificação dessas diferenças, especialmente a intersegmentar na coordenação, fornece uma visão adicional sobre os efeitos de um AVC nos mecanismos de controle locomotor (MACLELLAN et al., 2013). Há controversas na literatura. Chow (2014) não encontrou diferenças na coordenação intersegmentar no plano sagital durante a marcha, uma vez que foi seguida de forma semelhante por indivíduos sem lesão (CHOW, 2014). Essa coordenação pode estar relacionada a organização modular da coordenação muscular, o que indiretamente responde sobre as questões de adaptação (BEYAERT et al., 2015). Novas técnicas de quantificação e interpretação têm sido abordadas na literatura para inferir sobre coordenação, apresentados em séries temporais e derivados de gráficos angulares (CHANG, 2008). Parece importante responder sobre a dinâmica espaciotemporal subjacente a coordenação motora pois, considera tanto a posição angular quanto a velocidade, oferecendo informações adequadas que não são obtidas por meio de dados cinemáticos segmentares isolados (HADDAD et al., 2010).

A exigência de coordenar os membros no lado ipsilateral pode representar um teste motor de complexidade suficiente para revelar informações sobre o grau de integração do processamento das aferências cinestésicas em relação à organização da produção motora (DEBAERE et al., 2001). Essa organização confere mudanças na qualidade da coordenação ipsilateral. O ciclo da marcha em pessoas pós-AVC foi associado a variabilidade maior da duração do ciclo, sugerindo dificuldades com a

regulação do controle temporal do movimento (SWINNEN et al., 2002).

A análise quantitativa da marcha tridimensional tem mostrado ser a melhor forma de compreender a complexa deficiência multifatorial em pessoas hemiparéticas (BALABAN; TOK, 2014). A análise do movimento reflete as alterações nos padrões de movimento, indica potencial retorno à marcha normalizada e podem ser melhores representantes da recuperação funcional e neurológica do que as variáveis de base clínica fisiológica relacionadas a velocidade de andar (WONSETLER, 2017).

Conforme o quadro 1, poucos estudos apresentam os padrões de coordenação da marcha em indivíduos pós-AVC. A maioria verificou parâmetros isolados da coordenação, como assimetria (COMBS et al., 2013; RINALDI; MONACO, 2013), déficits na sincronização entre as articulações, entre outros que descreveram as articulações isoladas (CIRSTEA et al., 2003; HUTIN et al., 2012; MACLELLAN et al., 2015). Os poucos que fizeram, não consideraram os dois membros inferiores, e boa parte verificou as alterações cinemáticas em velocidades distintas.

Quadro 1 – Resumo de Literatura da Coordenação da marcha pós-AVC

Autor, Ano	População alvo	Objetivo/ Parâmetros	Resultados	Velocidade auto-selecionada	Coordenação	Análise Bilateral da marcha
(DEBAERE et al., 2001)	Saudáveis e AVC	Coordenação MMSS e MMII não comprometido	Importância de estudar lado não comprometido		X	X
(CIRSTEA et al., 2003)	Saudáveis e AVC	Coordenação entre articulações MMSS	Déficits específicos na sincronização inter-articulações , ativação muscular diminuída, interferência da rigidez articular		X	
(ROERDINK et al., 2007)	Saudáveis e AVC	Coordenação, índice de assimetria	Acústica na esteira melhora a coordenação do andar		X	
(HUTIN et al., 2012)	Saudáveis e AVC	Treino em velocidade na esteira com FRC, variabilidade	Impacto positivo da velocidade máxima na cinemática Intersegmentar , melhora na coordenação do pé			X
(COMBS et al., 2013)	Saudáveis e AVC	Coordenação bilateral MMII	Análise FRC como medida promissora e simetria na marcha adaptável no nível inter-membros			
(RINALDI; MONACO, 2013)	Saudáveis e AVC	Padrões, espaço-temporais	Vel x fase relativa, Grau de discrepância e assimetria			
(GHANAVATI et al., 2014)	Saudáveis	Coordenação entre articulações	A carga e a velocidade da carga podem alterar significativamente a variabilidade e a dinâmica de fase			X
(CHOW, 2014)	Saudáveis e AVC	Ângulos de elevação dos segmentos da coxa por ACP	Forma do laço distorcida no lado parético	X		X
(MACLELLAN et al., 2015a)	AVC	Cinemática do quadril e movimento do inferior do plano frontal.	A flexão do joelho parético não apresentou aumento estatístico, sugerindo uma estratégia menos pronunciada quando comparada ao membro não parético			X

MMSS = Membros superiores, MMII = Membros inferiores, FRC = Fase relativa contínua, ACP =

Análise de componentes principais, Vel=Velocidade.

Poucos autores analisaram a velocidade como variável dependente, conhecida como confortável, o que não responde sobre os constructos da adaptação na marcha. Enquanto a velocidade, o déficit neurológico e o comprometimento motor das

extremidades inferiores não mostraram tendência linear (BEYAERT, 2015).

2.4 CONTROLE E SINERGIA NA MARCHA

Para desvendar o sistema motor é preciso análise em diversos níveis para a produção de movimentos voluntários como a marcha. A coordenação contribui para o desempenho e são necessários para resolver uma tarefa motora. Para iniciar essa análise é preciso definir um elemento, que pode ser usado no nível de análise escolhido (LATASH, 2005). Esses elementos não são controlados individualmente, e sim por unidades estruturais específicas da tarefa, ou seja, organizados pelo controlador de maneira flexível, denominados sinergias. Dentro de uma sinergia, os elementos interagem de forma que cada um funcione em seu modo preferido enquanto mantém a saída funcional no nível desejado, para que não seja necessário intervenção de níveis da mais alta hierarquia (LATASH, 2005).

A instrução do controlador une as informações de uma maneira específica da tarefa por meio dessa sinergia, o que produzirá o nível requerido de informação apresentando certa variabilidade e determinada solução (LATASH, 2005).

2.4.1 Assimetria na marcha

As assimetrias de desempenho motor consistem nas diferenças de controle dos segmentos corporais contralaterais homólogos, que se manifestam em distintos aspectos da motricidade, como precisão, velocidade de execução, coordenação e latência para iniciar os movimentos (TEIXEIRA, 2006).

Em decorrência do déficit no controle motor, há a assimetria na marcha (HALL et al., 2012). Essa assimetria apresenta controle seletivo do sistema motor, reações de equilíbrio retardadas ou interrompidas e redução do peso no membro comprometido (BALABAN, 2014), impactando negativamente na funcionalidade locomotora. Logo, outro aspecto importante da caminhada pós-AVC é o reconhecimento dessa assimetria de natureza sensório-motora (DEN OTTER et al., 2005).

Essa assimetria se deve à falta de suavidade na progressão, a desigualdade nas fases posteriores de apoio, nas fases de balanço e na diferença do comprimento de passo. A variabilidade em todos esses parâmetros foi devido a deficiências no equilíbrio e dificuldade em movimentar o corpo sobre o membro instável (VON SCHROEDER et

al., 1995).

Os distúrbios do movimento são observados pela diminuição no potencial de imposição dessas assimetrias sensório-motoras ou funcionais. A diminuição pode afetar a estabilidade dos padrões de coordenação e as transições. Assimetrias patológicas, como na hemiparesia pós-AVC ou tremores e rigidez de Parkinson, podem interferir na capacidade de ajustar a simetria no sistema (VAN EMMERIK, 1996).

Na marcha, emerge no membro inferior um padrão de sinergia predominantemente extensor marcado por extensão do quadril, extensão do joelho, adução do quadril, flexão plantar do tornozelo e inversão do tornozelo, o que pode proporcionar estabilidade e facilitar a caminhada (SHEFFLER, 2015). O padrão assimétrico com maior envolvimento cinético do lado NP pode ser uma adaptação às paresias iniciais e contínuas do lado afetado. Essa adaptação pode envolver processos cognitivos automáticos e intencionais, para o suporte, equilíbrio e progressão na locomoção (BEYAERT, 2015). A assimetria na colocação dos pés pode induzir forças propulsoras assimétricas quando o pé é colocado mais anterior ao centro de massa do que posterior (BALASUBRAMANIAN et al., 2007). Pode haver diferenças na propulsão do lado parético entre indivíduos com diferentes padrões de assimetria do comprimento do passo (BALASUBRAMANIAN et al., 2007). Isso indica que as pessoas que caminham com comprimentos de passos assimétricos podem usar estratégias para aumentar a velocidade de caminhada (BALASUBRAMANIAN et al., 2007). O controle de padrões coordenativos entre os membros pode exigir a atividade acoplada de dois hemisférios intactos, o que parece ser importante em relação à flexibilidade espaciotemporal na caminhada, porque ajustes bem-sucedidos do padrão de pisar só podem ser alcançados pelo forte acoplamento coordenado dos movimentos das pernas. Como o nível de desempenho nas tarefas de marcha adaptativa depende do controle neural acoplado das pernas, as perturbações unilaterais da marcha inevitavelmente levarão a reorganização bilateral do padrão de movimento (DEN OTTER et al., 2005).

Em relação à direção de movimento, as medidas de assimetria mecânica baseadas na cinética do plano sagital, isto é, força de reação do solo anterior-posterior, podem estar mais estreitamente relacionadas à função. Além disso, aqueles que se recuperam bem na direção anteroposterior, por exemplo, na propulsão, parecem ter um

melhor resultado funcional, ambos em relação à velocidade de caminhada (MAHON et al., 2015).

O aumento do peso no lado NP e capacidade reduzida para suportar o LP foram relacionados ao aumento da assimetria na fase de balanço, o que sugere que a habilidade prejudicada do membro afetado para controlar o equilíbrio pode contribuir para a assimetria da marcha (BEYAERT, 2015). Não está claro como os padrões assimétricos se relacionam com o desempenho de marcha hemiparética pós-AVC e por que a assimetria em comprimentos de passo pode não necessariamente limitar a velocidade (BALASUBRAMANIAN et al., 2007), talvez pela presença de variabilidade nos dados.

2.5 VARIABILIDADE

Os sistemas biológicos são variáveis (LATASH et al., 2010), apresentam comportamentos, estados e transições diferentes com maneiras variáveis de solução (LATASH, 2012). Essa variabilidade é o fenômeno mais reproduzível no domínio do comportamento motor: várias tentativas na mesma tarefa sempre levam a padrões de desempenho um tanto diferentes, incluindo cinemática, cinética, padrões de disparo neural e atividade muscular (LATASH, 2015), a mesma variabilidade ainda é considerada como um indicador de mau desempenho (ROBERTSON, 2014).

Na perspectiva tradicional, níveis mais altos de habilidade, competência e saúde estavam associados à diminuição da variabilidade (ROBERTSON, 2014). Entretanto, a variabilidade pode ser boa ou má em relação a uma determinada medida de desempenho (LATASH, 2015). Pessoas com supremacia nas habilidades teriam menos variabilidade do que os novatos e os indivíduos saudáveis teriam menos variabilidade do que aqueles com distúrbios do movimento (HAMILL et al., 2012). As populações de pessoas com alguma alteração ou lesão mostram estratégias de coordenação que são diferentes de jovens adultos saudáveis (DAREKAR et al., 2017).

O estudo da variabilidade pode ajudar a compreender o comportamento holístico do sistema motor, pois, considera a mudança na estrutura durante a execução do movimento, sugerindo que a organização neuromotora gera amostragem constante de diferentes padrões de movimento (STERGIOU, 2004). A variabilidade absoluta varia de articulação para articulação, por isso a necessidade de comparação (WINTER, 1984). São usados métodos que avaliam a coordenação e a variabilidade nos comportamentos

de acoplamento, que são: 1) fase relativa discreta (avalia a temporização dos principais eventos em cada um dos perfis angulares); 2) codificação vetorial (uma medida espacial baseada em uma trama ângulo-ângulo); e 3) fase relativa contínua (medida espaço-temporal baseada nos planos de fase gerados a partir da posição angular e da velocidade angular dos segmentos). Cada uma dessas técnicas tem sido usada para avaliar a coordenação em estudos relacionados a lesão (HAMILL et al., 2012).

A variabilidade aumentada no padrão de movimento geralmente indica perda de estabilidade, enquanto a variabilidade diminuída indica o comportamento estável (STERGIOU, 2004). A identificação desse estado fornecerá respostas sobre as transições comportamentais presentes em lesões neurológicas e possíveis problemas típicos do controle motor, essas alterações indicam comportamentos motores rígidos e inflexíveis com capacidade de adaptação limitada às tarefas em mudança ou exigências ambientais (STERGIOU, 2004). Para observar essas características, é preciso considerar a individualidade, que postula a ideia de que um valor maior dessa medida indicaria uma sinergia mais forte. Uma pessoa ou tarefa exibe uma sinergia mais forte do que outra, pode ser válido dependendo dos valores dos componentes da variância individual. Assim, a interpretação de tal medida requer cautela (LATASH et al., 2010).

Nas pessoas saudáveis, a variabilidade intrapessoal dos padrões de coordenação dos momentos articulares ao longo do período no passo tende a ser alto no joelho e no quadril, mas baixo no tornozelo (WINTER, 1984). O padrão de variação angular do joelho representa a maior variabilidade percentual (WINTER, 1984). Será que esse padrão se repete na população com lesão neurológica? Dificilmente foram encontradas diferenças sistemáticas entre membros em pessoas com AVC, especialmente em relação a estratégias de pisada (DEN OTTER et al., 2005), independentemente do acoplamento discutido. As estratégias de pisar dos indivíduos pós-AVC são diferentes das encontradas nos controles, possivelmente para reduzir a complexidade da manobra de evasão e aumentar a segurança (DEN OTTER et al., 2005).

Uma suposição comum sobre a locomoção é o aumento da variabilidade que está associado à instabilidade e aumento do risco de quedas. Embora o aumento da variabilidade nos padrões espaciais dos passos possa indicar problemas potenciais na marcha (ROBERTSON, 2014). É relevante reconhecer o desafio na interpretação da dinâmica espaço-temporal em sistemas biológicos vivos e há enormes lacunas na

compreensão de funções fisiológicas envolvidas (GLASS, 2001). Há premissas que indicam que os ritmos fisiológicos são gerados por sistemas dinâmicos não-lineares, ritmos corporais que mostram dinâmicas complexas e pouco compreendidas (GLASS, 2001).

2.5.1 Compensação e desvios característicos na marcha

As atividades do tronco encefálico, espinhal e cerebelar são essenciais na geração e padronização da marcha, mas a questão permanece aberta sobre a fisiopatologia da disfunção da marcha pós-AVC, e os desvios consecutivos às alterações funcionais (BEYAERT et al., 2015). Os indivíduos com alto desempenho pós-AVC, que empregam estratégias de adaptação semelhantes como indivíduos saudáveis, ainda apresentam estratégias de coordenação deficiente (DAREKAR et al., 2017).

Os mecanismos compensatórios da lado NP podem ajudar a alcançar uma caminhada estável e segura, mesmo com uma perna comprometida pouco coordenada, essas compensações podem inibir a expressão de um padrão biomecânico mais apropriado do LP, seja um fenômeno mecânico, que não permita a expressão de um padrão normal, ou fenômeno neural, ou o estado sensório-motor alterado do lado NP pode interferir com a formação de padrão bilateral normal (BHAVANA et al., 2013). Se a implicação do estado sensório motor importa, o desempenho do lado não comprometido deve ser preocupação clínica, já que compensações podem levar a resultados de reabilitação para o LP (BHAVANA et al., 2013). O lado NP pode fornecer um excedente de informações valiosas sobre o grau de déficit e o potencial de recuperação futura.

A exigência de coordenar os membros no lado ipsilateral pode representar um teste motor de complexidade para revelar informações sobre a integração do processamento das aferências cinestésicas em relação à organização da produção motora em pacientes recuperados do Acidente Vascular Cerebral (DEBAERE et al., 2001). Essa exigência conversa com processos adaptativos cognitivos e automáticos, ambos envolvendo o cerebelo, que geralmente está intacto no pós-AVC. Esses processos podem usar compensações já aprendidas ou aprender novas compensações específicas (BEYAERT et al., 2015).

Compreender como o membro não parético se comporta proporcionará uma recuperação eficaz e oferecerá novas vias que otimizem o padrão de marcha hemiparética (BHAVANA, 2013). O exame nas mudanças cinemáticas é necessário para determinar os mecanismos específicos subjacentes à coordenação da marcha. Essas descobertas fornecem evidências que apoiam os recentes esforços direcionados a melhoria do membro comprometido (HSIAO et al., 2016).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MÉTODO

Esse estudo é transversal, sendo atribuído a interação coordenativa como variável dependente e os dados cinemáticos como variáveis independentes.

3.2 ASPECTOS ÉTICOS

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esportes da Universidade de São Paulo (EEFEUSP), com número de parecer 1.999.710 e CAAE: 65367516.1.0000.5391. Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A).

3.3 AMOSTRA

A amostra foi composta por pessoas com AVC em fase crônica, cadastrados no curso de extensão da EEFEUSP. As pessoas foram selecionadas simultaneamente ao projeto "Efeitos de exercícios físicos associados ao aumento de complexidade com estimulação cognitiva na mobilidade, força muscular cognição e qualidade de vida de Indivíduos pós-AVC". O cálculo amostral (YI et al., 2016) respeitou as séries temporais da marcha e adotou o nível de significância $p < 0,05$. O estudo piloto indicou a necessidade de 20 pessoas, considerando tamanho de efeito 0,50. Duas pessoas foram excluídas da amostra, por não terem ido ao laboratório de coleta cinemática. Os dados mínimos, máximo, média e desvio padrão das características demográficas, clínicas e cognitivas estão na tabela 1. A amostra final foi composta por 18 pessoas pós-AVC em fase crônica, caracterizados na tabela 2.

Foram recrutados indivíduos na fase crônica da recuperação pós-AVC, com mais de 6 meses após o evento (BERNHARDT et al., 2017), com lesão na artéria cerebral média ou na artéria cerebral anterior, com evento isquêmico ou hemorrágico, com capacidade de andar 10 m sob supervisão rigorosa, se necessário, mas sem assistência física, ou suporte de deambulação, ou seja, que se enquadravam no nível 4 da FAC (Functional Ambulation Category) (KOLLEN et al., 2006) e compreende a pessoa como capaz de andar independente, mas requer ajuda ou apoio em escadas e superfícies desniveladas. Foram excluídos indivíduos que tenham realizado cirurgias para atenuar

os quadros clínicos resultantes do AVC, que apresente qualquer tipo de histórico de distúrbios ortopédicos, conhecidos por afetar o desempenho da marcha, ou complicações cardiovasculares e neurológicas sem relação direta com o AVC.

Tabela 1 - Médias, desvios padrão e resultados estatísticos dos dados demográficos, clínicos, cognitivos e de desempenho da marcha

Variável	N=18 (DP)
Idade	49,94 (11,80)
Massa (kg)	75 (16,62)
Estatura (cm)	1,63 (8,14)
Sexo F/M (%)	44,4 / 55,5
Tempo Lesão (meses)	71,33 (41,05)
Tipo de AVC H/I (%)	27,2 / 72,2
Uso órtese AVD (%)	61,1
Fugl-Meyer (226)	159,69 (6,74)
Cognição (MoCa) (Score máx 30)	25 (2,2)
Marcha FAC (Score máx 5)	4
6 minutos (m)	356 (117,0)
10 m (s)	7,68 (6,26)
Timed Up Go (s)	10,8 (6,14)

Kg: quilogramas, cm: centímetros, F:Feminino, M:Masculino, H:Hemorrágico, I:Isquêmico, FAC: functional ambulation category, m:metros, s:segundos, N: número de pessoas, DP: Desvio Padrão.

Tabela 2 - Dados de caracterização

Pessoa	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16	S17	S18
Idade	42	39	35	51	53	55	66	57	32	35	42	68	42	56	70	54	60	42
Sexo	F	F	F	F	M	M	M	M	F	F	F	M	M	M	M	M	M	F
Tempo de lesão (meses)	12	72	48	12	60	72	144	24	144	96	120	48	48	120	84	84	60	36
Lado Parético	D	E	E	E	E	E	E	E	D	E	D	D	E	E	E	D	E	E
Tipo de AVC	H	I	I	I	I	H	I	I	I	I	H	H	I	I	I	I	H	I
Fugl-Meyer 226 total	155	168	169	149	197	127	115	186	169	164	169	195	210	133	165	100	145	162
Fugl-Meyer (MI)	136	123	144	111	141	107	68	130	142	123	139	144	152	125	114	89	107	137
Uso órtese (AVD)	-	+	-	+	+	-	-	+	-	-	-	+	+	-	+	-	-	-

F:feminino, M: masculino, D:direito, E, Esquerdo, H:hemorrágico, I:isquêmico, MI: membro inferior, +presença, -:ausência.

3.3.1 Método de Avaliação para Caracterização da Amostra

As pessoas foram avaliadas por examinador cego não envolvido no projeto, por meio de escalas de avaliação para caracterizar a amostra:

3.4 CLÍNICOS

3.4.1 Comprometimento Motor

O teste Fugl-Meyer (Anexo A) tem o objetivo de avaliar o comprometimento motor. Essa avaliação de desempenho físico considera algumas dimensões do comprometimento, incluindo aspectos do controle motor como a amplitude de movimento articular, dor, sensibilidade, comprometimento motor da extremidade superior e inferior, equilíbrio. Os dados são pontuados em uma escala ordinal de moderado 3 (0 = nenhum; 2 = completa) aplicada para cada item (TORRIANI, 2010).

3.4.2 Comprometimento Cognitivo

A Montreal Cognitive Assessment (MoCA) (Anexo B) foi desenvolvida como instrumento de rastreamento para disfunção cognitiva leve, avalia os domínios cognitivos: atenção e concentração, funções executivas, memória, linguagem, habilidades visuo-construcionais, pensamento conceitual, cálculos e raciocínio lógico. É composta por questões em que o avaliado deve seguir ordens numéricas e alfabéticas, reproduzir desenhos, nomear animais, decorar frases, entre outras. O indivíduo é classificado como cognitivo “normal” quando atinge uma pontuação igual ou superior a 26 pontos, numa escala até 30.

3.4.3 Avaliação Física de Mobilidade

O time up and Go (TUG) é um teste desenvolvido para verificar mobilidade em diferentes populações. A pessoa sentou em uma cadeira com 46 cm de altura posicionada à 3 metros de um cone. Ao sinal do avaliador, a pessoa levantou-se da cadeira sem o apoio das mãos e deu a volta no cone o mais rápido possível, sem correr e sentar novamente na cadeira. Foi cronometrado o tempo de início até que a pessoa voltasse a posição inicial (PODSIADLO, 1991). As tarefas funcionais, como TUG, são

compostas de vários componentes e requer equilíbrio e coordenação (SHARP et al., 1997), embora o TUG não seja uma tarefa simples, mas que inclua uma série de tarefas motoras que requerem controle de equilíbrio além da força muscular e coordenação, não surpreende que a relação entre velocidade de marcha e TUG seja mais forte do que a de algumas outras medidas clínicas (NG; HUI-CHAN, 2005).

O Teste da Caminhada de 10 m é usado para avaliar a velocidade de marcha. Consiste em andar para frente 20 m em linha reta, com os 5 m iniciais reservados para aceleração, 10 m para andar em velocidade auto-selecionada e os 5 m finais para desaceleração. Marcadores são colocados na posição 5 e 15 m ao longo do caminho. O indivíduo caminha no “ritmo confortável” de um extremo ao outro. O avaliador utiliza um cronômetro para medir o tempo para o participante atravessar os 10 m centrais do percurso, acionando o cronômetro assim que o seu membro inferior atravessa o primeiro marcador e interrompe a cronometragem assim que o membro do paciente cruzar o segundo marcador.

O Teste da Caminhada de 6 minutos tem como objetivo avaliar a resistência aeróbia. Considerado um método simples, de fácil aplicabilidade e baixo custo que pode ser utilizado para avaliar o grau de limitação funcional. Mede-se a distância em metros percorrida por 6 minutos e monitora-se os sinais vitais, como pressão arterial e frequência cardíaca.

3.5 PROCEDIMENTOS DA BIOMECÂNICA

3.5.1 Avaliação de força (CVIM)

A Contração Voluntária Isométrica Máxima (CVIM) avalia a capacidade de produção de força muscular isométrica dos músculos (RICARD et al., 2005). Os indivíduos permaneceram sentados em uma cadeira acoplada ao dinamômetro Byodex System 3. O tronco e o quadril foram fixados para evitar movimentos acessórios. Para a avaliação do torque líquido dos músculos extensores do joelho, o centro de rotação dessa articulação foi alinhado com o centro de rotação do aparelho que foi fixado em um ângulo de 60° em relação a horizontal. O ponto de apoio do braço de alavanca do aparelho foi situado a um centímetro proximal ao maléolo medial do LP da pessoa. Cada sessão consistiu em 5 tentativas submáximas para aquecimento, depois duas

tentativas válidas (máximas) com 5 min de intervalo. Durante a contração (figura 1), os indivíduos foram instruídos a produzir o pico de força o mais rápido possível, mantê-lo por dois segundos adicionais e depois relaxar o mais rápido possível. O maior pico de torque da tentativa de CVIM foi utilizado para análise estatística.

Figura 1 - Ambiente de coleta da contração voluntária isométrica máxima

Fonte: próprio autor, 2019.

3.5.2 Preparação da Avaliação Cinemática

Os seguintes procedimentos foram adotados:

- 1) A estatura e a massa corporal foram medidas e registradas.
- 2) Marcadores foram colocados diretamente sobre a pele nos segmentos pélvicos e de extremidade inferior (LEARDINI et al., 2007) (figura 2).

Os pontos anatômicos bilaterais marcados foram: duas margens anteriores e as duas mais posteriores das espinhas ilíacas, a proeminência mais lateral do grande trocânter e do epicôndilo lateral, a ponta proximal da cabeça da fíbula, a borda mais anterior da tuberosidade da tíbia, a proeminência lateral do maléolo lateral, o aspecto do tendão de Aquiles, inserção do tendão no calcâneo, e nas margens dorsais do primeiro e quinto metatarsos (LEARDINI et al., 2007).

Figura 2 - Pontos Anatômicos

Fonte: (ARNOLD et al., 2017).

Os marcadores foram sempre posicionados pelo mesmo avaliador, de forma que a palpação e colocação fossem padronizadas. Para caracterizar a locomoção em pessoas pós-AVC e de interesse particular da biomecânica, os ângulos entre os segmentos do corpo, referidos como ângulos de articulação e suas relações com os eventos do ciclo de marcha foram estudadas (OLNEY, 1996).

Um estudo de calibração anatômica em pé (figura 3) foi realizado com o participante parado por 2 segundos com os pés em uma posição padrão paralela ao eixo X do sistema de coordenadas do laboratório (LCS) (FUKUCHI, 2018). Este registro estático permanente permitiu a determinação de uma construção de sistemas de coordenadas de juntas (COLE et al., 1993).

Figura 3 - Ilustração do posicionamento dos marcadores anatômicos na posição estática. São Paulo – SP. 2019

Fonte: próprio autor, 2019

Conforme Figura 3, os locais dos pontos de referência anatômicos (pequenos círculos pretos) e os marcadores reflexivos (círculos cinzas), incluindo aqueles no ponteiro para as três calibrações de cada lado e orientação dos referenciais anatômicos para os segmentos: pelve, coxa, perna e pés (ARNOLD et al., 2017).

3.5.3 Protocolo de Avaliação Cinemática

Para a avaliação cinemática (figura 4) foi usado o sistema com 12 câmeras com 4 Mb de resolução, frequência de aquisição de 200Hz denominado de Raptor-4 Motion Analysis.

Figura 4 - Ilustração do Ambiente de coleta e registro estático.

Fonte: próprio autor, 2019

Após o registro estático, foi solicitado que a pessoa caminhasse descalça em velocidade auto-selecionada, sem órtese ou qualquer dispositivo de deambulação no ambiente de filmagem para familiarização. Após essa etapa, foram registradas dez tentativas válidas, as quais foram utilizadas para análise. O percurso total de caminhada foi de 10 metros. A marcha com velocidade auto-selecionada parece se aproximar a realidade, pois é semelhante ao exigido nas AVD, apresenta variabilidade natural e demandas atencionais da marcha (PLOTNIK et al., 2015).

3.5.4. Figura 5 - Fluxograma do Estudo

3.6 TRATAMENTO DOS DADOS

Os dados cinemáticos foram reconstruídos no software CórteX 3.0. Para investigar os eventos cinemáticos foram feitas marcações dos eventos de fase de apoio e início de balanço. Os ângulos foram normalizados temporalmente (0 a 100%), considerando o ciclo da marcha. O deslocamento dos pontos anatômicos foi filtrado com o filtro passa-baixa Butterworth com frequência de corte de 6 Hz. Os ângulos foram calculados com base na sequência de rotação Cardan X, Y e Z (COLE et al., 1993).

3.6.1 Variáveis de Estudo

3.6.1.1 Cinemática dos ângulos articulares

A amplitude angular na fase de apoio e de balanço, bem como as médias dos valores angulares nas três subfases do apoio (duplo apoio 1: 0-16%, apoio simples: 21-50% e duplo apoio 2: 51-83%), e duas subfases do balanço foram consideradas (primeira metade do balanço e segunda metade do balanço 2: 84-100%).

3.6.1.2 Coordenação do acoplamento entre as articulações

A coordenação no ciclo da marcha foi analisada entre os seguintes ângulos de acoplamento, a partir da codificação vetorial: quadril: adução e abdução, rotação interna e externa, flexão e extensão; joelho: flexão e extensão; tornozelo: inversão e eversão, e flexão plantar e dorsiflexão plantar.

Para estimar os padrões de movimento entre os segmentos de interesse foi utilizada a análise de codificação vetorial (ROBERTSON, 2014), considerando articulação quadril, joelho, tornozelo, e segmento pelve e pé. As vantagens dessa técnica se resumem na ausência da exigência de normalização e abordagem intuitiva para área clínica. A medição dos ângulos nas articulações parece ser aceitável e descreve o movimento de maneira acessível (KRASOVSKY et al., 2010), além de beneficiar o estudo de danos e prejuízos motores, especulando a natureza das deformações que pode ser inferida a partir desses padrões de coordenação (CHANG et al., 2008). Por meio de uma rotina de MatLab foi definido o ângulo de acoplamento para os pares formados pelos ângulos do quadril, pelve, joelho e tornozelo e pé nos planos sagital, frontal e

transverso. O ângulo de acoplamento foi considerado a partir de valores dos ângulos absolutos.

Com base na posição do gráfico polar que varia entre 0° e 360° (figura 6), o ângulo de acoplamento pode ser classificado como um padrão de coordenação. Por exemplo, a orientação vetorial de 0° ou 180° indica que o segmento proximal está se movendo e o segmento distal está em uma posição fixa, enquanto 90° e 270° especificam o oposto (JOSEPH et al., 2000).

Figura 6 - Diagrama de coordenadas polares para a identificação de padrões de coordenação entre as rotações das articulações.

Fonte: (ARNOLD et al., 2017)

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O tratamento estatístico foi feito no programa SPSS (PASW Statistic 1.7). Para inferir as variáveis cinemáticas angulares e de variabilidade de coordenação usamos a análise multivariada de variância (MANOVA), o nível de significância adotado foi 5%. Os dados de padrão de coordenação foram descritos em porcentagens de ocorrências.

Na análise descritiva de caracterização da amostra foram descritos com as médias, desvio padrão, máximos e mínimos: idade, sexo, tempo de lesão (meses), lado parético, tipo de AVC, Fugl-Meyer (total), uso de órtese (tornozelo) nas AVD, teste cognitivo e dados dos testes físicos (10 metros, 6 minutos e TUG). Para subdivisão dos grupos de padrões de coordenação, nomeou-se pelo Matlab de acordo com o formato da curva e a similaridade das letras do alfabeto afim de facilitar o agrupamento. Assim, o

padrão de aumento e redução da variabilidade ao longo das partes do corpo pode ser avaliado.

O coeficiente de variação foi considerado para indicar possíveis relações com os dados de CVIM. A correlação de Pearson determinou possíveis correlações com os índices de variabilidade da coordenação e a CVIM.

4 RESULTADOS

4.1 CINEMÁTICA

Os resultados das curvas médias da marcha auto-selecionada são apresentados abaixo. Os dados de variação angular e porcentagem do ciclo da marcha foram separados por articulação e plano. O coeficiente de variação é apresentado em porcentagem.

Quadril – P

Figura 7- Curvas médias da cinemática, variação angular do quadril no lado parético, dos três planos, a linha escura representa a média das pessoas, a linha pontilhada o desvio padrão

Os resultados para o coeficiente de variação no plano frontal foram (CV= 1.420%), no transversal (CV= 116%), no plano sagital (CV= 143%).

Quadril – NP

Figura 8 - Curvas médias da cinemática, variação angular do quadril no lado não parético, dos três planos, a linha escura representa a média das pessoas, a linha pontilhada o desvio padrão

Os resultados para o coeficiente de variação no plano frontal foram (CV= 492%), no transversal (CV= 803%), no plano sagital (CV= 365%).

Joelho – P

Figura 9 - Curvas médias da cinemática, variação angular do joelho no lado parético, dos três planos, a linha escura representa a média das pessoas, a linha pontilhada o

Os resultados para o coeficiente de variação no plano frontal foram (CV= 105%), no transversal (CV= 76%), no plano sagital (CV= 3.153%).

Joelho – NP

Figura 10 - Curvas médias da cinemática, variação angular do joelho no lado não parético, dos três planos, a linha escura representa a média das pessoas, a linha pontilhada as o desvio padrão

Os resultados para o coeficiente de variação no plano frontal foram (CV= 102%), no transversal (CV= 43%), no plano sagital (CV= 423%).

Tornozelo – P

Figura 11 - Curvas médias da cinemática, variação angular do tornozelo no lado parético, dos três planos, a linha escura representa a média das pessoas, a linha pontilhada o desvio padrão

Os resultados para o coeficiente de variação no plano frontal foram (CV= 181 %), no transversal (CV= 161%), no plano sagital (CV= 86%).

Tornozelo – NP

Figura 12 - Curvas médias da cinemática, variação angular do tornozelo no lado não parético, dos três planos, a linha escura representa a média das pessoas, a linha pontilhada o desvio padrão

Os resultados para o coeficiente de variação no plano frontal foram (CV= 4.588%), no transversal (CV= 83%), no plano sagital (CV= 78%).

4.2 VARIABILIDADE DAS ARTICULAÇÕES

Quanto à comparação das articulações (tabela 3), o quadril apresentou menor variabilidade entre as articulações em todos os planos analisados. A tabela mostra a correlação entre os pares de articulação, média (diferença), desvio padrão, significância, e intervalo de confiança (diferença, mínimo e máximo). A limitação articular similar no quadril pode ser indicada como padrão comum entre as pessoas, a relação entre as demais articulações não apresentou significância.

Tabela 3 - Comparação entre as articulações

Articulação	Média Diferença (Articulação)	Desvio Padrão	P	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
				Mínimo	Máximo
Tornozelo	Pé	11,15	7,48 ,13	-3,62	25,94
	Quadril	27,13*	7,23 ,00	12,83	41,43
	Joelho	11,43	7,23 ,11	-2,86	25,72
	Pelve	7,19	7,40 ,33	-7,43	21,81
Pé	tornozelo	-11,15	7,48 ,13	-25,9	3,62
	Quadril	15,97*	7,48 ,03	1,19	30,76
	Joelho	,27	7,48 ,97	-14,51	15,06
	Pelve	-3,96	7,64 ,60	-19,06	11,14
Quadril	tornozelo	-27,13*	7,23 ,00	-41,43	-12,83
	Pé	-15,97*	7,48 ,03	-30,76	-1,19
	Joelho	-15,70*	7,23 ,03	-30,00	-1,40
	Pelve	-19,94*	7,40 ,00	-34,56	-5,31
Joelho	tornozelo	-11,43	7,23 ,11	-25,72	2,866
	Pé	-,27	7,48 ,97	-15,06	14,510
	Quadril	15,70*	7,239 ,03	1,40	30,000
	Pelve	-4,23	7,405 ,56	-18,86	10,388
Pelve	tornozelo	-7,19	7,405 ,33	-21,81	7,431
	pé	3,96	7,646 ,60	-11,14	19,065
	Quadril	19,94*	7,405 ,00	5,31	34,565
	Joelho	4,23	7,405 ,56	-10,38	18,863

Art: Articulação, P: Significância.

4.3 COORDENAÇÃO INTER-MEMBROS

Os dados de coordenação estão apresentados por meio de frequência absoluta e relativa dos modos de coordenação, e fornecem informações qualitativas sobre a coordenação do movimento durante todo o ciclo de um passo (SILVERNAIL et al., 2018), observamos as ocorrências e modos de coordenação dos pares das articulações dos membros em cada subfase da marcha (DA1 = duplo apoio inicial, SIM = apoio simples, DA2 = duplo apoio final, BA1 = primeira metade do balanço, BA2 = segunda metade do balanço). Os modos de coordenação admitidos foram:

Em fase: quando os dois segmentos se movem na mesma direção;

Antifase: quando os dois segmentos se movem em direções opostas;

Fase proximal: quando o segmento proximal se move e o segmento distal não se movimenta;

Fase distal: quando o segmento distal se move e o segmento proximal não se move.

Essa interpretação auxilia na comparação dos membros e fornece informação sistêmica e integrada, bem como a preferência de coordenação do movimento no decorrer das subfases da marcha.

A figura 13 mostra a predominância do modo distal em quase todas as subfases da marcha, independente do membro avaliado.

Na comparação entre os membros houve diferença em todos os modos de coordenação, especialmente no Apoio Simples (SIM), com maior incidência do modo distal em detrimento dos outros modos de coordenação. O lado parético (LP) apresentou o modo de coordenação predominantemente distal, enquanto o lado não parético (NP) teve a participação maior no modo antifase, ou seja, na subfase de Duplo Apoio Final (DA2) (NP) observou-se uma maneira mais distribuída dos modos de coordenação. Na fase de balanço (BA1), o LP teve contribuição do modo fase em comparação com o NP.

Figura 13 - Frequência absoluta: Ocorrências do padrão de coordenação

DA1: Duplo apoio 1, SIM: Duplo apoio simples, DA2: Duplo apoio 2, BA1: Primeira metade do balanço, BA2: Segunda metade do balanço.

DA1: Duplo apoio 1, SIM: Duplo apoio simples, DA2: Duplo apoio 2, BA1: Primeira metade do balanço, BA2: Segunda metade do balanço.

A codificação vetorial permite analisar o comportamento motor, considerando os hemisférios envolvidos no movimento. Logo, abaixo a comparação dos membros, e a

interação intra-membros durante as subfases da marcha. Em parâmetros gerais, abaixo os modos de coordenação e suas respectivas subfases.

Tabela 4 - Frequências relativas das subfases por membro (NP = Não Parético, LP = Parético)

Frequência relativa						
<i>Lado</i>		DA1	SIM	DA2	BA1	BA2
<i>(NP)</i>	Fase	6	4.1	11	1.8	6.9
	Antifase	19.5	3.6	29.3	5.9	32
	Proximal	2.3	0.2	8.1	0.2	5.7
	Distal	72.2	92.1	51.6	92.1	55.3
<i>Lado</i>		DA1	SIM	DA2	BA1	BA2
<i>P (LP)</i>	Fase	10	1.4	14.7	16.3	4.6
	Antifase	27.3	11.1	8.7	11.2	42.7
	Proximal	2.4	0.5	1.6	2.2	4.5
	Distal	60.3	87	75	70.3	48.3

NP: Não parético, LP: lado parético.

Os resultados das frequências relativas dos padrões de coordenações nas subfases são apresentados na tabela 4. O duplo apoio inicial (DA1) apresentou predominância do modo distal para ambos os membros. A fase de apoio simples (SIM) obteve o modo antifase como o segundo maior, depois do modo distal. Houve diferença significativa no duplo apoio 2 (DA2) com o LP apresentando padrão distal, e o NP coordenando o final do apoio com modos de coordenação proximal e antifase. A primeira metade do balanço (BA1) foi predominante no modo distal e apresentou como a segunda maior frequência o modo em fase, ou seja, quando os segmentos se movem na mesma direção. Já a segunda metade do balanço (BA2) não apresentou diferenças significativas.

Figura 14 - Frequências relativas (porcentagem), subfases isoladas por membro e classificadas como Série e Paralelo (NP = Não Parético, LP = Parético)

DA1: Duplo apoio 1, SIM: Duplo apoio simples, DA2: Duplo apoio 2, BA1: Primeira metade do balanço, BA2: Segunda metade do balanço.

DA1: Duplo apoio 1, SIM: Duplo apoio simples, DA2: Duplo apoio 2, BA1: Primeira metade do balanço, BA2: Segunda metade do balanço.

A figura 14 mostra predominância em quase todas as subfases (DA1, SIM, DA2 e BA1) avaliadas, classificados como série. Esse modo de coordenação é reconhecido

como aquele em que as articulações participam isoladamente. As ocorrências de frequência relativa ilustram a diferença na subfase de duplo apoio inicial (DA1), como no duplo apoio final (DP2), na comparação entre os membros. Entretanto, a maior diferença ocorreu no balanço inicial (BA1), quando o NP apresentou mais de 90% do comportamento em série, ou seja, quando uma articulação age como unidade, de uma única vez, funcionando de modo segmentado, sugerindo um padrão coordenativo inesperado no lado NP.

4.4 FORÇA (CVIM) E PREFERÊNCIA DE COORDENAÇÃO

O comportamento de variação do ângulo articular no plano frontal individual das 18 pessoas foi plotado de acordo com as curvas abaixo (figura 15), cada ponto corresponde a participação articular nessa ordem: pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé.

Foram criados dois grupos de acordo com o formato da curva, como padrão 1 (rampa subida, V W J), e como padrão 3 (V invertido, M, L). Sete pessoas foram classificadas com padrão 1 e 11 com o padrão 3.

Houve correlação de Pearson positiva em relação ao torque líquido alcançado no CVIMB e o coeficiente de variabilidade do joelho do LP no plano frontal (tabela 5).

Figura 15 - Curvas individuais de padrões de coordenação de acordo com a participação articular no plano frontal

Figura 16 - Subdivisão dos grupos de acordo com o padrão de coordenação (1) e (3), considerados pelo plano frontal

Tabela 5 - Correlação de Pearson (p) entre Força (CVIM) e Variabilidade do joelho no Plano Frontal

		Força	Variabilidade
Força	Correlação Pearson	-	1,00** (<0,001)

Figura 17 - Dispersão dos dados de variação do ângulo articular e CVIM do joelho no plano frontal

CVIM: contração voluntária isométrica máxima, N: Newton, Grupo 1: pé se movimenta a frente

CVIM: contração voluntária isométrica máxima, N: Newton, Grupo 1: pé se movimenta por último

5 DISCUSSÃO

O presente estudo investigou o modo de coordenação predominante de pessoas que sofreram AVC, compreender a coordenação entre as articulações e segmentos, bem como relacionar indicadores físico-funcionais com aspectos da coordenação. Nessa perspectiva, podemos compreender aspectos importantes da coordenação locomotora, como o modo distal sendo preferido para ambos os membros envolvidos, parético e não parético. Logo, os resultados discutidos contribuem para a melhor compreensão da adaptação da marcha pós-AVC.

O primeiro ponto a ser discutido é o modo de coordenação preferido, para isso a análise dos padrões de coordenação forneceu informações sobre as características da tarefa locomotora que não podem ser observadas por meio de ângulos articulares individuais, além de auxiliar no entendimento da organização do movimento (SILVERNAIL et al., 2018). A codificação vetorial pode proporcionar a interpretação clínica da variabilidade e a coordenação de movimentos. Essa técnica fornece uma visão adicional sobre a dominância de um segmento sobre outro e isso pode oferecer informações valiosas no ambiente clínico (NEEDHAM et al., 2014).

Entre os pares avaliados, houve preferência pelo modo distal e a relação entre os membros foi simétrica. No lado parético, a incidência do modo antifase e proximal foram as menores observadas, sugerindo uma marcha pouco funcional em termos de organização lógica. Em todas as subfases, a menor ocorrência observada foi a proximal, ou seja, há pouca participação da articulação proximal para o desempenho locomotor.

Na comparação entre as articulações, o joelho do lado não parético apresentou modulações se comparado ao lado parético, sugerindo limitação de mobilidade articular. A articulação que apresentou menor variabilidade foi o quadril. O tornozelo exibiu diferenças nas curvas médias entre os hemisferos. Chow (2014) encontrou angulação de flexão do tornozelo zero na posição neutra para dorsiflexão, sugerindo limitações articulares no lado parético (CHOW, 2014). Em contrapartida, na população saudável, a variabilidade intra-pessoa dos padrões de momentos articulares ao longo do período do passo, foi alto no joelho e no quadril, e baixo no tornozelo (WINTER, 1984). Apesar dos altos coeficientes de variação entre as pessoas, na comparação entre os membros não houve diferença significativa, talvez pelo fato de ser uma amostra com comprometimento motor de leve a moderado, segundo a Fugl-Meyer.

Das 18 pessoas avaliadas, segundo a avaliação de 6 minutos, 14 foram classificadas como deambuladores sem limitação, 2 como deambuladores domésticos, 1 como deambulador comunitário mais limitado, 1 como deambulador comunitário menos limitado (FULK et al., 2017). O perfil cinemático do estudo de Stanhope (2014), mostrou que os mais rápidos na marcha apresentam flexão adequada do joelho e dorsiflexão do tornozelo ou envolvem a circundução como mecanismo para superar os efeitos na flexão do joelho e ou na dorsiflexão no tornozelo (STANHOPE et al., 2014).

Os resultados da cinemática ilustram que investigar os picos angulares máximos e mínimos não indica as interações e padrões de coordenação do movimento, nem os mecanismos de adaptação da marcha (HAMILL et al., 2016). Outro indicativo para os dados cinemáticos é que as pessoas possuem o espelhamento no movimento dos membros, apesar da espasticidade unilateral, não há na literatura algo sobre essa hipótese, quando analisamos somente a cinemática essa diferença não foi identificada.

Na análise por subfase, a primeira nomeada como fase de duplo apoio 1, representa o início do contato do pé no solo, a mesma reflete a estabilidade necessária para os membros inferiores durante a marcha e o modo distal foi o dominante. Nessa subfase, houve a predominância distal, pela busca de um estado estável, sugerindo limitações, uma vez que a alternância entre flexibilidade e rigidez das articulações dos pés atenda a diferentes requisitos mecânicos, como absorção das forças de reação do solo e auxílio na progressão do corpo para a frente (DESCHAMPS et al., 2018). As compensações observadas nessa subfase, são muitas vezes alcançadas pelo apoio do tornozelo, com o uso de órtese no tornozelo para estabilização no lado parético na posição neutra, permitir a propulsão e avanço tibial suficiente (SHEFFLER et al., 2015). Além disso, o tornozelo oferece informações sobre o controle, perfis temporais de rotações articulares são usados para avaliar o movimento do pé, mas são analisadas isoladamente, quando associadas auxiliam na observação da complexa interação cinemática das articulações adjacentes (DESCHAMPS et al., 2018).

A fase de apoio simples reflete o momento de aceitação unilateral do peso, ou seja, representa o controle necessário para transferência de peso de um membro para outro. Essa subfase teve a predominância absoluta no modo distal (92% e 87%), se comparado as outras subfases. A subfase de apoio simples apresentou o maior comportamento distal de todas as subfases avaliadas. O posicionamento do membro

inferior para alcançar a estabilidade na transferência de peso pode ser devido ao padrão de movimento extensor, marcado pela extensão do quadril, extensão do joelho, adução do quadril, flexão plantar do tornozelo e inversão do tornozelo (SHEFFLER; CHAE, 2015). Para Mahon (2015), nessa subfase há maior potência mecânica no lado não parético e produção de energia mecânica negativa pelo lado parético. Essa combinação produz assimetria mecânica inter-membro, ao invés de manter a trajetória suave do movimento do centro de massa, como em indivíduos sem lesão (MAHON et al., 2015). Assim, o trabalho no início da fase de apoio decorre da co contração muscular, resposta do controle na flexão do quadril e do joelho para fornecer estabilidade nos membros inferiores (MAHON et al., 2015; SASAKI et al., 2009).

O duplo apoio final representa a transição e preparação para o balanço (BAKER, 2018). Nossos achados encontraram diferença de estratégia, e o lado não parético apresentou estratégia variante entre distal (51%) e Antifase (29%), já o lado parético apresentou estratégia dominante no modo distal (75%), sugerindo uma assimetria e um funcionamento diferenciado. Essa subfase é simultânea ao início do balanço do lado não parético, que também apresentou estratégia mista, ou seja, em determinadas subfases não há regra dominante do modo de coordenação.

A primeira metade do balanço retrata a preparação e retirada do pé no solo para mover o centro de massa e transpor o membro oposto à frente do corpo, além de desaceleração do membro. Apesar dessa expectativa, os resultados mostraram a baixa participação dos flexores do quadril indicando perturbações e desequilíbrio. Para a marcha sem lesão, espera-se uma predominância proximal com participação dominante no quadril, entretanto, o que encontramos foi dominante no modo distal, indicando outra perturbação na coordenação.

Roche (2015) relata que essa população apresenta falta de dorsiflexão no tornozelo durante a fase de balanço, responsáveis por compensar essa alteração cinemática, aumentando a flexão do quadril (ROCHE et al., 2015). Essa estratégia no plano frontal pode compensar o levantar dos pés em resposta à flexão reduzida do joelho e à dorsiflexão no tornozelo (STANHOPE et al., 2014). Nenhum outro mecanismo, como a circundução foi adotado pelas pessoas para compensar a falta de dorsiflexão na fase de balanço (ROCHE et al., 2015). Assim, a redução da caminhada pélvica durante o balanço pode melhorar a eficiência (STANHOPE et al., 2014).

A segunda metade do balanço é o momento prévio da colocação dos pés no solo, momento de desaceleração do membro, e exige controle e percepção espacial para completar o passo. O passo depende dos flexores plantares para impulsionar o corpo para frente e dos flexores do quadril em gerar energia na fase de balanço (BALASUBRAMANIAN et al., 2007). Essa limitação responde a baixa participação dos flexores, além da efetividade dos segmentos distais encontrada para compensar a restrição dos graus de liberdade do quadril. Uma vez que a flexão do joelho e a dorsiflexão do tornozelo controlam o pé após impulsionar o corpo a frente, a maior flexão do joelho parético e a dorsiflexão do tornozelo podem permitir a caminhada mais rápida, controlando o pé durante o balanço (STANHOPE et al., 2014). Há então compensações específicas no lado não parético para simplificar o controle desse membro, e acomodar a coordenação menos complexa (MACLELLAN et al., 2013).

A maior diferença entre os membros foi identificada na segunda metade do balanço, ou seja, no momento de frear o membro, com uma estratégia mista expressamente maior no lado parético (48% distal, 42% antifase), sugerindo controle da extremidade na colocação do pé no solo. O que se aproxima do esperado para pessoas sem lesão, em suma, parece haver maior repertório e participação das articulações nessa subfase. A maior geração de força propulsora parética sugere que os flexores plantares podem estar fornecendo propulsão razoável (BALASUBRAMANIAN et al., 2007). Esse achado complementa o de Celestino (2019), que encontrou baixa frequência do padrão fase da perna de indivíduos pós AVC, com dificuldade em rodar o segmento à frente (CELESTINO, 2019).

Durante a marcha, as articulações distais se movem com maior ocorrência do que as extremidades proximais, ou seja, há pouca mobilidade proximal. Há menor aceleração de tronco, em detrimento do aumento da instabilidade e a assimetria, pois há menos movimento para o lado parético. Ocorre a fraqueza muscular e movimento lateral excessivo do tronco, causados por músculos abdutores fracos (VAN CRIEKINGE et al., 2017). Essas assimetrias dos membros proximais são importantes pois indicam a adaptação de coordenação sistêmica, em vez de adaptação local, que é necessária quando as restrições da tarefa são alteradas. As mesmas podem ser funcionais (HADDAD et al., 2010), e representam o padrão ótimo para pacientes com lesão cerebral unilateral (MALONE, 2015). Os indivíduos podem escolher uma estratégia

proximal ou distal de acordo com suas habilidades. Se a dorsiflexão for suficiente para a levantar o dedo do pé, é necessária uma menor quantidade de flexão do quadril máximo, no entanto, se a dorsiflexão for insuficiente a flexão do quadril é aumentada para reduzir o risco de quedas (ROCHE et al., 2015).

Estratégias dominantes em detrimento de estratégias mistas, e padrões compensatórios são observados em pessoas pós-AVC, concomitante a estratégias de movimento compensatório que são desenvolvidas em resposta a deficiências motoras, que parecem ser uma força dominante na modelagem das respostas de remodelamento neural pós-AVC e podem ter efeitos mistos no resultado funcional (JONES, 2017). Para explicar esses efeitos mistos alguns autores sugerem falta de feedback sensorial. A restrição do joelho durante a marcha constatou a maior abdução em pessoas pós-AVC, quando comparado a pessoas sem lesão, essa diferença pode ser explicada pelo aumento do tempo de balanço devido ao excesso de abdução (AKBAS et al., 2019).

Acerca da relação entre os aspectos coordenativos e os indicadores físico-funcionais houve correlação entre o torque líquido dos extensores do joelho e a coordenação. Isso porque a força muscular está diretamente relacionada a coordenação, como a diminuição da ativação muscular, co-ativação muscular anormal e outras anormalidades que diminuem a capacidade de movimento e perturbam a coordenação espaço-temporal (JONES, 2017; MCCREA, 2005). As relações entre a força dos músculos extensores do joelho parético e a força global dos membros inferiores em indivíduos que sofreram AVC indicam que uma medida de força de apenas um grupo muscular dos extensores do joelho pode refletir força do membro (AGUIAR et al., 2018).

Entretanto, a subdivisão dos grupos do presente estudo não explicou profundamente a relação, talvez pela diversidade já relatada na literatura. Jonkers (2009) e colaboradores, revelou grupos distintos em todos os níveis: funcional, clínico e biomecânico, o que dificulta a uniformidade dos dados e a visão de possíveis tendências. Apesar da correlação positiva, é difícil discutir tendências sobre essa relação, devido ao poder insuficiente da divisão em subgrupos menores de padrões de coordenação Grupo 1 e Grupo 3. A relação entre fraqueza dos membros inferiores e a velocidade de andar após o AVC não é clara. Essa fraqueza está relacionada com os escores de mobilidade da medida de independência funcional e a velocidade da marcha.

Restringir considerações sobre a relação funcional com a força e a força do pico de torque podem não descrever adequadamente o controle necessário para as AVD. Muitas atividades funcionais não exigem os níveis máximos de força quantificados pelo pico de torque. No entanto, a falta de evidências apoia o relacionamento entre ganhos de força após o AVC e melhorias na capacidade do andar (POHL et al., 2002). Limita-se este ponto de vista ao sistema motor, reconhecendo que qualquer tratamento do controle motor sem levar em conta a percepção, a sensação e a cognição estarão incompletas (LEVIN et al., 2009).

O tamanho restrito da amostra pode limitar a generalização dos achados. Outra limitação é o erro para a localização do marcador reflexivo, posicionado incorretamente, bem como o movimento excessivo da pele (TORO et al., 2003) durante a tarefa locomotora, o que pode alterar a estimativa real do centro articular. Outra limitação desse estudo foi a colocação de faixa suspensória no membro superior do lado parético durante a coleta da marcha para registrar a cinemática correta e precisa dos pontos do quadril e pelve, alterando alguma intenção de movimento locomotor (VAN CRIEKINGE et al., 2017).

6 CONCLUSÃO

A cinemática dessa população apresenta diferença entre os membros, e uma alta variabilidade entre as articulações, isso explica o motivo da alteração na organização coordenativa. Dificultando, portanto, agrupamentos de padrões coordenativos semelhantes. Pessoas pós-AVC apresentam estratégia dominante no modo distal nas primeiras subfases da marcha e estratégias mistas de coordenação durante o balanço. A identificação dessas diferenças pode nortear o treinamento que almeja melhorar a capacidade do andar. Esse estudo encontrou variabilidade menor no quadril, indicando prejuízo muscular ou ausência de controle, além de uma variabilidade maior nas demais articulações. A fase de apoio apresentou predominância no modo distal, apesar da baixa participação de flexores plantares relatados na literatura, independente da espasticidade, a adaptação nas extremidades é superior para superar os déficits proximais. Os resultados mostram a importância da fase de balanço para o controle do movimento, permitindo suavidade e estabilidade. Um treinamento que busque maior participação de core e músculos proximais parece importante para reorganizar as estratégias coordenativas encontradas.

REFERÊNCIAS

- AGUIAR, L. T. et al. Knee extensor muscles strength indicates global lower-limb strength in individuals who have suffered a stroke: A cross-sectional study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 23, n. 3, p. 221–227, 2018.
- AKBAS, T. et al. Hip circumduction is not a compensation for reduced knee flexion angle during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 87, p. 150–156, 2019.
- ALIBERTI, S. **Influência da síndrome da dor patelofemoral nos movimentos e coordenação do joelho, tornozelo e pé no descer escada e efeitos imediatos de uma intervenção**. Tese (Doutorado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015.
- ANDREWS, A W.; BOHANNON, R. W. Distribution of muscle strength impairments following stroke. **Clinical rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 79–87, 2000.
- ARNOLD, J. B. et al. Movement coordination patterns between the foot joints during walking. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 10, n. 1, p. 1–7, 2017.
- BAKER, J. M. Gait Disorders. **American Journal of Medicine**, v. 131, n. 6, p. 602–607, 2018.
- BALABAN, B.; TOK, F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. **PM and R**, v. 6, n. 7, p. 635–642, 2014.
- BALASUBRAMANIAN, C. K. et al. Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 1, p. 43–49, 2007.
- BARBEAU, H.; FUNG, J. The role of rehabilitation in the recovery of walking in the neurological population. **Current Opinion in Neurology**, v. 14, n. 6, p. 735–740, 2001.
- BERNHARDT, J. et al. Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research : The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable taskforce. v. 12, n. 5, p. 444–450, 2017.
- BEYAERT, C.; VASA, R.; FRYKBERG, G. E. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. **Neurophysiologie Clinique**, v. 45, n. 4–5, p. 335–355, 2015.
- BHAVANA RAJA, PT; NEPTUNE, RR, K. S. Hemiparetic Gait : Expected and Novel Compensatory. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 10, p. 1023–1030, 2013.
- BROWN, L. E.; WEIR, J. P. Recomendação de procedimentos da Sociedade Americana de Fisiologia do Exercício (ASEP) I: avaliação precisa da força e potência muscular

Procedures Recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power.

Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v. 4, n. 114, p. 1–16, 1980.

BRUNNSTROM, S. Movement therapy in hemiplegia: A neurophysiological approach.

Harper & Row Publishers, 1970.

CANNING; O'DWYER. Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 1, p. 66–70, 1999.

CELESTINO, M. L. **Coordenação locomotora de indivíduos pós acidente vascular encefálico**. Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Cruzeiro do Sul, São Paulo, 2019.

CHANG, R.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 14, p. 3101–3105, 2008.

CHOW, J. W.; STOKIC, D. S. Intersegmental coordination of gait after hemorrhagic stroke. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 1, p. 125–135, 2014.

CIRSTEA, M. C. et al. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. **Experimental Brain Research**, v. 151, n. 3, p. 289–300, 2003.

COLE, G. K. et al. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. **Journal of biomechanical engineering**, v. 115, n. 4A, p. 344–349, 1993.

COMBS, S. A. et al. Bilateral coordination and gait symmetry after body-weight supported treadmill training for persons with chronic stroke. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 4, p. 448–453, 2013.

DAREKAR, A.; LAMONTAGNE, A.; FUNG, J. Locomotor circumvention strategies are altered by stroke: I. Obstacle clearance. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 1–10, 2017.

DEBAERE, F. et al. Coordination of upper and lower limb segments: Deficits on the ipsilesional side after unilateral stroke. **Experimental Brain Research**, v. 141, n. 4, p. 519–529, 2001.

DEN OTTER, A. R. et al. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. **Gait and Posture**, v. 19, n. 3, p. 270–278, 2004.

DEN OTTER, A. R. et al. Step characteristics during obstacle avoidance in hemiplegic stroke. **Experimental Brain Research**, v. 161, n. 2, p. 180–192, 2005.

- DESCHAMPS, K. et al. Foot and ankle kinematics in chronic ankle instability subjects using a midfoot strike pattern when running, including influence of taping. **Clinical Biomechanics**, v. 54, n. April 2017, p. 1–7, 2018.
- DUNCAN, P. W. et al. **Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: A Clinical Practice Guideline**. [s.l: s.n.]. v. 36
- FALCÃO, I. V. et al. Acidente vascular cerebral precoce: implicações para adultos em idade produtiva atendidos pelo Sistema Único de Saúde. **Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil**, v. 4, n. 1, p. 95–101, 2004.
- FRANCIULLI, P. M. **Universidade De São Paulo Escola De Educação Física E Esporte**. Tese (Doutorado em Ciências) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.
- FUKUCHI, C. A.; FUKUCHI, R. K.; DUARTE, M. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. **PeerJ**, v. 6, p. e4640, 2018.
- FULK, G. D. et al. Predicting Home and Community Walking Activity Poststroke. **Stroke**, 2017.
- GHANAVATI, T. et al. Intra-limb coordination while walking is affected by cognitive load and walking speed. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 10, p. 2300–2305, 2014.
- GLASS, L. Synchronization and rhythmic processes in physiology. **Nature**, v. 410, n. 6825, p. 277–284, 2001.
- HADDAD, J. M. et al. Relative phase coordination analysis in the assessment of dynamic gait symmetry. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 26, n. 1, p. 109–113, 2010.
- HALL, A. L. et al. Biomechanical variables related to walking performance 6-months following post-stroke rehabilitation. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 10, p. 1017–1022, dez. 2012.
- HAMILL, KNUTZEN, T. R. D. **Bases Biomecânicas Do Movimento Humano | 4ª Ed. - Manole - 2016**.
- HAMILL, J.; PALMER, C.; VAN EMMERIK, R. E. A. Coordinative variability and overuse injury. **Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology**, v. 4, n. 1, p. 1, 2012.
- HSIAO, H. et al. Contribution of Paretic and Nonparetic Limb Peak Propulsive Forces

- to Changes in Walking Speed in Individuals Poststroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 30, n. 8, p. 743–752, 10 set. 2016.
- HUTIN, E. et al. Walking velocity and lower limb coordination in hemiparesis. **Gait & posture**, v. 36, n. 2, p. 205–11, jun. 2012.
- INGALL, T. Stroke-incidence, mortality, morbidity and risk. **Journal of insurance medicine**, v. 36, n. 2, p. 143–152, 2004.
- JONES, T. A. Motor compensation and its effects on neural reorganization after stroke. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 18, n. 5, p. 267–280, 2017.
- JONKERS I, DELP S, P. C. Capacity to Increase Walking Speed is Limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. **Gait Posture**, v. 29, n. 5, p. 213–223, 2009.
- JOSEPH, H.; JEFFREY M., H.; W.J., M. Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, n. 4, p. 407–418, 2000.
- KOLLEN, B.; KWAKKEL, G.; LINDEMAN, E. Time Dependency of Walking. v. 86, n. 5, p. 618–625, 2006.
- KRASOVSKY, T.; LEVIN, M. F. Review: Toward a Better Understanding of Coordination in Healthy and Poststroke Gait. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 24, n. 3, p. 213–224, 2010.
- LAMONTAGNE, A.; STEPHENSON, J. L.; FUNG, J. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 4, p. 717–729, 2007.
- LATASH, M. L.; ANSON, J. G. in atypical populations? **Behavioral and brain sciences**, v. 19, p. 55–106, 1996.
- LATASH, M. M. L. et al. Motor Control Theories and Their Applications. **Medicina Kaunas**, v. 46, n. 6, p. 382–92, 2010.
- LEARDINI, A. et al. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. **Gait and Posture**, v. 26, n. 4, p. 560–571, 2007.
- LEVIN, M. F.; KLEIM, J. A.; WOLF, S. L. What Do Motor “Recovery” and “Compensation” Mean in Patients Following Stroke? **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 4, p. 313–319, 2009.
- LATASH, M. **Base Neurofisiológica do Movimento** – 2ª Ed, São Paulo, Editora Phorte, p.382-92, 2015.

- LATASH, M. **Fundamentals of Motor Control**, 1^aEd, Amsterdam, Elsevier, p. 310-30, 2012.
- MACLELLAN, M. J. et al. Use of Segmental Coordination Analysis of Nonparetic and Paretic Limbs During Obstacle Clearance in Community-Dwelling Persons After Stroke. **PM and R**, v. 5, n. 5, p. 381–391, 2013.
- MACLELLAN, M. J. et al. Comparison of kinetic strategies for avoidance of an obstacle with either the paretic or non-paretic as leading limb in persons post stroke. **Gait and Posture**, 2015.
- MACLELLAN, M. J. et al. Comparison of kinetic strategies for avoidance of an obstacle with either the paretic or non-paretic as leading limb in persons post stroke. **Gait & posture**, v. 42, n. 3, p. 329–34, set. 2015.
- MAHON, C. E. et al. Individual limb mechanical analysis of gait following stroke. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 6, p. 984–989, 2015.
- MALONE, L. A., AMY J, B.; MALONE, L. A; BASTIAN, A. J. Spatial and temporal asymmetries in gait predict split-belt adaptation behavior in stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 28, n. 3, p. 230–40, 2015.
- MCCREA, P. H. Saturated Muscle Activation Contributes to Compensatory Reaching Strategies After Stroke. **Journal of Neurophysiology**, v. 94, n. 5, p. 2999–3008, 2005.
- MILLER, E. L. et al. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: A scientific statement from the American heart association. **Stroke**, v. 41, n. 10, p. 2402–2448, 2010.
- MURATA, K. et al. Walking gait changes after stepping-in-place training using a foot lifting device in chronic stroke patients. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 4, p. 1170–1177, 2016.
- NEEDHAM, R.; NAEMI, R.; CHOCKALINGAM, N. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 5, p. 1020–1026, 2014.
- NG, S. S.; HUI-CHAN, C. W. The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 8, p. 1641–1647, 2005.
- OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part 1: Characteristics. **Gait & Posture**, v. 4, p. 136–148, 1996.

- PERRY, J. et al. **Análise de marcha**. Manole, 2005.
- PIRES, S. L.; GAGLIARDI, R. J.; GORZONI, M. L. Fatores de risco para acidente vascular. **Arquivo de Neuropsiquiatria**, v. 62, p. 844–851, 2004.
- PLOTNIK, M. et al. Self-selected gait speed - Over ground versus self-paced treadmill walking, a solution for a paradox. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, 2015.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142–148, 1991.
- POHL, P. S. et al. Rate of isometric knee extension strength development and walking speed after stroke. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 39, n. 6, p. 651–7, 2002.
- RAJA; NEPTUNE; KAUTZ. Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait: expected and novel compensatory patterns. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 10, p. 1023–30, dez. 2012.
- RICARD, M. D. et al. Effects of rate of force development on EMG amplitude and frequency. **International Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 66–70, 2005.
- RINALDI, L. A.; MONACO, V. Spatio-temporal parameters and intralimb coordination patterns describing hemiparetic locomotion at controlled speed. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 53, 12 jun. 2013.
- ROBERTSON, D. G. E. ET AL. **Research methods in biomechanics**. 2014.
- ROCHE, N. et al. Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 3, p. 219–225, 2015.
- ROERDINK, M. et al. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. **Physical Therapy**, v. 87, n. 8, p. 1009–1022, 2007.
- SASAKI, K.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking. **Journal of Experimental Biology**, v. 212, n. 5, p. 738–744, 2009.
- SHARP, S. A.; BROUWER, B. J. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: Effects on function and spasticity. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 11, p. 1231–1236, 1997.
- SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Hemiparetic Gait. **Physical Medicine and Rehabilitation**

Clinics of North America, v. 26, n. 4, p. 611–623, 2015.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOT, M. **Motor control: theory and practical applications**. Philadelphia ed. Lippincott Williams & Wilkins, 1995.

SILVA, L. L. M. E.; MOURA, C. E. M. DE; GODOY, J. R. P. DE. A marcha no paciente hemiparético. **Universitas: Ciências da Saúde**, v. 3, n. 2, p. 261–273, 2008.

SRIVASTAVA, S. et al. Coordination of muscles to control the footpath during over-ground walking in neurologically intact individuals and stroke survivors. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 7, p. 1903–1914, 2016.

STANHOPE, V. A. et al. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 5, p. 518–522, 2014.

STERGIOU, N. **Innovative analyses of human movement**. [s.l.] Human Kinetics, 2004.

SWINNEN, S. P. et al. Coordination deficits on the ipsilesional side after unilateral stroke: The effect of practice on nonisodirectional ipsilateral coordination. **Acta psychologica**, v. 110, n. 2–3, p. 305–320, 2002.

TEIXEIRA, L. **Controle motor**. Manole ed. Barueri, 2014.

TORO, B.; NESTER, C.; FARREN, P. A review of observational gait assessment in clinical practice. **Physiotherapy Theory and Practice**, v. 19, n. 3, p. 137–149, 2003.

TORRIANI, C. **Aprendizagem motora pós AVE: efeitos da gravidade e do lado da lesão**. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

TURVEY, M. T. Coordination. **The American psychologist**, v. 45, n. 8, p. 938–953, 1990.

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

VAN EMMERIK, R. E. A.; WAGENAAR, R. C. Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1175–1184, 1996.

VON SCHROEDER, H. P. et al. Gait parameters following stroke: a practical assessment. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 32, n. 1, p. 25–31, 1995.

- WALLARD, L. et al. Intersegmental kinematics coordination in unilateral peripheral and central origin: Effect on gait mechanism? **Gait and Posture**, v. 62, n. March, p. 124–131, 2018.
- WEERDESTeyN, V. et al. Falls in individuals with stroke. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 45, n. 8, p. 1195, 2008.
- WESSELHOFF, S.; HANKE, T. A.; EVANS, C. C. Community mobility after stroke: a systematic review. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 9357, n. January, p. 1–15, 2018.
- WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v. 3, n. 1–2, p. 51–76, 1984.
- WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and Pathological**. 2 edition ed. Waterloo: [s.n.].
- WONSETLER, E. C.; BOWDEN, M. G. A systematic review of mechanisms of gait speed change post-stroke. Part 2: exercise capacity, muscle activation, kinetics, and kinematics. **Topics in stroke rehabilitation**, v. 9357, n. March, p. 1–10, 2017.
- YI, L. C. et al. Intralimb Coordination Patterns in Absent , Mild , and Severe Stages of Diabetic Neuropathy : Looking Beyond Kinematic Analysis of Gait Cycle. **PLoS ONE**, p. 1–13, 2016.
- ZISSIMOPOULOS, A. et al. Mediolateral foot placement ability during ambulation in individuals with chronic post-stroke hemiplegia. **Gait and Posture**, v. 39, n. 4, p. 1097–1102, 2014.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

APÊNDICE A – Termo

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Comitê de Ética em Pesquisa

Formulário E

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DA PESSOA DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo ☐ Masculino
o
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____

Sexo ☐ Masculino
o
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa

Efeitos de exercícios físicos associados ao aumento de complexidade com estimulação cognitiva na mobilidade, força muscular, cognição e qualidade de vida de Indivíduos pós-Acidente Vascular Cerebral

2. Pesquisador Responsável

Profa. Dra. Camila Torriani-Pasin

3. Cargo/Função

Docente da Escola de Educação Física e Esporte
--

4. Avaliação do risco da pesquisa:

☒ RISCO MÍNIMO	☐ RISCO BAIXO	☐ RISCO MÉDIO	☐ RISCO MAIOR
--	--------------------------------------	--------------------------------------	--------------------------------------

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

3 anos

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo. O objetivo desse estudo é verificar como exercícios físicos que são feitos junto com exercícios de memória e atenção podem melhorar na cognição e em outras capacidades físicas e motoras, como a força, caminhada e equilíbrio.

Nas duas primeiras semanas será feita uma avaliação de suas capacidades cognitivas através de alguns questionários. Vamos avaliar sua memória, atenção, capacidade de pensamento e raciocínio fazendo várias perguntas.

Depois, você será encaminhado para uma avaliação da caminhada, através de filmagem e com uns sensores que serão colocados no seu corpo. Essa avaliação é chamada de análise biomecânica e é indolor. Faremos, também, uma medição de força de membros inferiores através de uma máquina que será ajustada de acordo com o comprimento das suas pernas, sendo que esse teste exigirá que você faça força para esticar a perna empurrando uma plataforma ou empurrando um eixo para cima. Para a avaliação da força dos braços, utilizaremos um aparelho que se chama dinamômetro de mão, em que você fará uma força contra uma resistência para alguns dos seus músculos, sendo também indolor. Todos estes testes citados são indolores, serão feitos em laboratório e não oferecem riscos a sua segurança.

Posteriormente, faremos testes de agilidade (velocidade de seus movimentos) e capacidade aeróbia (capacidade de seu coração para realizar exercícios) em que você deverá caminhar na sua velocidade preferida e depois o mais rápido possível, por distâncias curtas e longas. Em todas essas avaliações haverá um avaliador ao seu lado, para garantir sua segurança. Posteriormente às avaliações, faremos um sorteio, e neste você será sorteado para participar de um dos três diferentes grupos:

1: Você fará parte do grupo de orientação em saúde, o qual irá receber palestras uma vez por semana na Escola de Educação Física e Esporte. Nessa orientações, serão feitas palestras sobre cuidados com a saúde, bem-estar e qualidade de vida. Essa intervenção durará 8 semanas.

2: Você fará parte do grupo que fará 30 minutos de caminhada em uma esteira ou bicicleta e 30 minutos de exercícios de musculação em uma academia, tanto para pernas como para braços e tronco, com duração de 15 semanas. Serão dois treinos semanais por sessões de 1 hora.

3: Você fará parte do grupo que fará 30 minutos de caminhada em uma esteira ou bicicleta e 30 minutos de exercícios de musculação em uma academia, tanto para pernas como para braços. Junto com esses exercícios, você fará os exercícios de memória, atenção e raciocínio, que são chamados de tarefas

cognitivas, que serão solicitadas pelo treinador. Serão duas sessões por semana de uma hora de duração.

Posteriormente às 15 semanas, você realizará todas as avaliações novamente. Após um mês, serão feitas novamente as avaliações.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DA PESSOA DA PESQUISA:

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é a Profa. Dra. Camila Torriani-Pasin, que pode ser encontrada no endereço Avenida Professor Melo Moraes, 65, Bloco D, Laboratório de Comportamento Motor, telefone 3091-8786.

O Sr(a) pode desistir de participar da pesquisa em qualquer momento, sem que haja nenhum prejuízo a você.

As informações obtidas serão analisadas em conjunto com as de outros voluntários e não divulgaremos nenhum dado referente a sua avaliação individualmente, sendo respeitada sua identidade. Você receberá suas avaliações para poder ficar com elas e terá todo o suporte da equipe sobre sua saúde durante todo o protocolo dessa pesquisa.

A qualquer momento o Sr(a) pode procurar os pesquisadores responsáveis para obter informações sobre o projeto, resultados parciais ou outras informações que deseja saber.

O Sr(a) não precisará pagar nenhum valor durante a pesquisa, referente à avaliação, consultas e sessões de prática e também não receberá nenhum auxílio financeiro durante a pesquisa.

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

Em caso de alguma eventual emergência o Sr(a) terá pronto atendimento no Hospital Universitário HU e o HC ficam a inteira disposição para recebe-lo(a).

O pesquisador se compromete a utilizar os dados coletados somente para esta pesquisa.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Camila Torriani Pasin 30918786

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

Endereço da Escola de Educação Física e Esporte- Avenida Professor Mello Moraes, 65- Cidade Universitária. CEP: 055008-030- São Paulo- SP. Telefone para contato: 113091-3182

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

assinatura da pessoa da
pesquisa
ou responsável legal

assinatura do
pesquisador
(carimbo ou nome legível)

ANEXO A – FUGL-MEYER**FUGL-MEYER****A - OMBRO/ COTOVELO/ ANTEBRAÇO****I - Atividade Reflexa**

a) Bíceps / flexor dedos () // (v)(h) / (v)(h)

b) Tríceps () // (v)(h)

0– nenhuma atividade reflexa presente

2– atividade reflexa presente

Pontuação máxima: 4

II - a) Sinergia Flexora (6 movimentos)

Retração ()

Elevação ()

Abdução 90° ()

Rotação externa de ombro ()

Flexão de cotovelo ()

Supinação de antebraço ()

0– atividade não pode ser realizada

1– atividade pode ser realizada parcialmente

2– atividade é realizada sem erro

b) Sinergia Extensora (4 movimentos)

Adução de ombro / Rotação interna de ombro ()

Extensão de cotovelo ()

Pronação de antebraço ()

0– atividade não pode ser realizada

1– atividade pode ser realizada parcialmente

2– atividade é realizada sem erro

Pontuação máxima: 18

III - a) Mão na lombar ()

0 – tarefa não pode ser realizada completamente

1 – tarefa pode ser realizada parcialmente

2 – tarefa é realizada completamente

b) Flexão de ombro 0-90° c/ o cotovelo em extensão completa e antebraço entre prono e supino ()

0 – no início do movimento, o braço abduz ou o cotovelo flexiona

1 – na fase final do movimento, o ombro abduz e/ou flexiona o cotovelo

2 – a tarefa é realizada perfeitamente

c) Pronação - supinação do antebraço c/ o cotovelo à 90° e ombro à 0 ()

0 – não ocorre posicionamento correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada completamente

1 – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estão corretamente posicionados

2 – a tarefa é realizada completamente

Pontuação máxima: 6

IV - a) Abdução de ombro 0-90° c/ o cotovelo em extensão total e antebraço pronado ()

0 – ocorre flexão inicial do cotovelo e algum desvio do antebraço pronado

1 – durante o movimento, o cotovelo flexiona ou o antebraço não pode ser mantido na posição prono

2 – a tarefa pode ser realizada sem desvio

b) Flexão de ombro 90° - 180° ()

0 – no início do movimento, o braço abduz ou o cotovelo flexiona

1 – na fase final do movimento, o ombro abduz e/ou flexiona o cotovelo

2 – a tarefa é realizada completamente

c) Pronação c/ cotovelo à 0° ()

0 – não ocorre posicionamento correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada completamente

1 – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estão corretamente posicionados

2 – a tarefa é realizada completamente

Pontuação máxima: 6

V - Atividade Reflexa Normal

Bíceps / Flexor dedos / Tríceps ()

0– pelo menos 2 dos 3 reflexos estão marcadamente hiperativos

1– 1 reflexo hiperativo ou pelo menos 2 reflexos vivos

2– não mais do que 1 reflexo vivo e nenhum reflexo hiperativo

Somente se o indivíduo tem uma pontuação de 6pts no estágio IV

Pontuação máxima: 2

Pontuação máxima para a parte superior do braço: 36

B - PUNHO

a) Ombro à 0°, cotovelo à 90°, antebraço em prono, punho em extensão de 15° (aplicar resistência) ()

0 – o pcte não pode estender o punho para a posição desejada

1 – a extensão pode ser realizada, mas sem resistência alguma

2 – a posição pode ser mantida contra alguma resistência

b) Flexão/Ext. de punho c/ombro à 0° e cotovelo à 90° ()

0 – não ocorre movimento voluntário

1 – o pcte não move ativamente o punho em toda ADM

2 – a tarefa pode ser realizada

c) Ombro fletido e/ou abduzido, cotovelo 0° e antebraço pronado (aplicar resistência) ()

0 – não ocorre movimento voluntário

1 – o pcte não move ativamente o punho em toda ADM

2 – a tarefa pode ser realizada

d) Flexão/Extensão de punho c/ombro flex e/ou abdecotovelo à 0° ()

0 – não ocorre movimento voluntário

1 – o pcte não move ativamente o punho em toda ADM

2 – a tarefa pode ser realizada

e) Circundução()

0 – não ocorre movimento voluntário

1 – o pcte não move ativamente o punho em toda ADM

2 – a tarefa pode ser realizada

Pontuação máxima: 10

C – MÃO

a) Flexão em massa dos dedos ()

0– nenhuma flexão ocorre

1– alguma, mas sem flexão total dos dedos

2– flexão ativa total (comparado c/o membro não afetado)

b) Extensão em massa dos dedos ()

0 - nenhuma atividade ocorre

1 – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa

2 – extensão completa (comparado c/o membro não afetado)

c) Preensão 1 - Extensão das art. MTF dos dígitos II-V e flexão das art. IFP e IFD

contra resistência ()

0 – posição requerida não pode ser realizada

1 – a preensão é fraca

2 – a preensão pode ser mantida contra uma resistência relativamente grande

d) Preensão 2 - Papel interposto entre o polegar e o dedo indicador ()

0 - a função não pode ser realizada

1 – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra uma leve puxada

2 – um pedaço de papel é segurado firmemente contra uma puxada

e) Preensão 3 - Opor a polpa digital do polegar contra a do dedo indicador com um lápis

interposto ()

0 – a função não pode ser realizada

1 – o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra uma leve puxada

2 – o lápis é segurado firmemente contra uma puxada

f) Preensão 4 - Segurar com firmeza um objeto cilíndrico com a superfície volar do

primeiro e segundos dedos contra os

demaís ()

0 – a função não pode ser realizada

1 – o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra uma leve puxada

2 – o objeto é segurado firmemente contra uma puxada

g) Preensão 5 - Segurar com firmeza uma bola de tênis ()

0 – a função não pode ser realizada

1 – o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra uma leve puxada

2 – o objeto é segurado firmemente contra uma puxada

Pontuação máxima: 14

Pontuação total de ombro/cotovelo/antebraço, mão e punho: 60

D – COORDENAÇÃO/VELOCIDADE

Índex-nariz 5 vezes o mais rápido que conseguir

a) Tremor ()

0 – tremor marcante

1 – tremor leve

2 – sem tremor

b) Dismetria()

0 – dismetria pronunciada

1 – dismetria leve

2 – sem dismetria

c) Tempo ()

0 – pelo menos < 6 seg. mais devagar no lado afetado do que no lado não afetado

1 - 2 a 5 seg. mais devagar no lado afetado

2 - menos do que 2 seg. de diferença

Pontuação máxima: 6

Pontuação total de extremidade superior: 66

E - QUADRIL/JOELHO/TORNOZELO**I - Atividade Reflexa****a) Adutor/Aquiles () // (v)(h) / (v)(h)**

b) Patelar () // (v)(h)

0 – nenhuma atividade reflexa

2 – atividade reflexa pode ser observada em flexores e/ou extensores

Pontuação máxima: 4

II - a) Sinergia Flexora

Em decúbito dorsal, flexionar:

Quadril () Joelho () Tornozelo ()

0 – atividade não pode ser realizada

1 – atividade pode ser realizada parcialmente

2 – atividade é realizada no decorrer das ADM de cada uma das 3 articulações

b) Sinergia Extensora

Em decúbito dorsal, a partir da sinergia flexora e aplicando uma resistência, pedir a:

Adução do Quadril ()

Extensão do Quadril ()

Extensão do Joelho ()

Flexão Plantar ()

0 – atividade não pode ser realizada

1 – pouca força

2 – força normal ou perto do normal (comparado c/o membro não afetado)

Pontuação máxima: 14

III – a) Com o indivíduo sentado e a fossa poplíteal livre, pedir a flexão do joelho além de 90° ()

0– sem movimento ativo

1– partindo da extensão, o joelho pode ser flexionado ativamente não mais do que 90°

2– joelho pode ser flexionado além de 90°

b) Com o indivíduo sentado, pedir a dorsiflexão do tornozelo ()

0– não pode

1– flexão ativa incompleta

2– dorsiflexão normal (comparado com o membro não afetado)

Pontuação máxima: 4

IV – a) Com o indivíduo em pé, pedir a flexão do joelho além de 90° ()

0– joelho não pode ser fletido sem que quadril seja fletido simultaneamente

1– joelho não pode ser fletido totalmente à 90° e/ou quadril é fletido durante a realização do movimento

2– joelho pode ser fletido além de 90°

b) Com o indivíduo em pé, pedir a dorsiflexão do tornozelo ()

Para conseguir 1 ou 2 pts, o movimento ativo da articulação é comparado com o lado não afetado

Pontuação máxima: 4

V – Atividade reflexa Normal

Adutor/ Aquiles / Patelar ()

0– pelo menos 2 dos 3 reflexos estão marcadamente hiperativos

1– 1 reflexo hiperativo ou pelo menos 2 reflexos vivos

2– não mais do que 1 reflexo vivo e nenhum reflexo hiperativo

Somente se o indivíduo tem uma pontuação de 4pts no estágio IV

Pontuação máxima: 2

F – COORDENAÇÃO / VELOCIDADE

Indivíduo em decúbito dorsal, realizar deslizamento do calcanhar no joelho-tíbia 5 vezes em uma sucessão rápida

a) Tremor ()

0– tremor

1– tremor leve

2– sem tremor

b) Dismetria()

0– dismetria pronunciada

1 – dismetria leve

2– sem dismetria

c) Tempo ()

0– pelo menos < 6 seg. mais devagar no lado no ladoafetado do que no lado não afetado

1– 2 a 5 seg. mais devagar no lado afetado

2– menos do que 2 seg. de diferença

Pontuação máxima: 6

Pontuação total de extremidade inferior: 34

De A até F: 100

G – EQUILÍBRIO**a) Sentado sem apoio ()**

0– pte não consegue manter a posição sem suporte

1– senta somente por um curto período

2– senta por pelo menos 5 min. Sem nenhum suporte, regulando a postura do corpo em relação à gravidade

b) Reação de proteção no lado não afetado ()

Indivíduo sentado e vendado é empurrado contra o lado não afetado

0– não realiza abdução do ombro, a extensão do cotovelo para prevenir a queda

1– reação de proteção incompleta

2– reação de proteção normal

c) Reação de proteção no lado afetado ()

Mesmo ato realizado porém, contra o lado afetado

0– não realiza abdução do ombro, a extensão do cotovelo para prevenir a queda

1– reação de proteção incompleta

2– reação de proteção normal

d) Ficar de pé com apoio ()

0– não consegue ficar de pé

1– ficar de pé demanda grande ajuda de outras pessoas

2– pode ficar de pé ereto por pelo menos 1 min. Comleve ajuda (ou simbólica) de outra pessoa

e) Ficar de pé sem apoio ()

0– não pode ficar de pé sem ajuda

1– pode ficar de pé por pelo menos 1 min. Ou fica de pé por mais tempo, mas movendo-se de um lado p/o outro

2– bom equilíbrio em pé, pode manter o equilíbrio por mais de 1 min. sem insegurança

f) Ficar de pé sobe o lado não afetado ()

0– a posição não pode ser mantida por mais do que alguns segundos

- 1– pode ficar de pé em uma posição equilibrada entre 4-9 seg
- 2– pode manter a posição equilibrada por mais de 10seg.

g) Ficar de pé sobre o lado afetado ()

- 0– a posição não pode ser mantida por mais do que alguns segundos
- 1– pode ficar de pé em uma posição equilibrada entre 4-9 seg
- 2– pode manter a posição equilibrada por mais de 10seg.

Pontuação máxima: 14

H – SENSIBILIDADE

a) Exteroceptiva (Indivíduo em decúbito dorsal vendado)

Braço ()

Superfície palmar ()

Coxa ()

Superfície plantar ()

0– anestesia

1– hipoestesia/disestesia

2– normoestesia

Pontuação máxima: 8

b) Propriocepção (Indivíduo em decúbito dorsal vendado)

Ombro () Cotovelo () Punho () Polegar () Quadril () Joelho () Tornozelo () Hálux ()

0– falta da sensação (nenhuma resposta correta)

1– diferença considerável na sensação comparado coma art. Do lado não afetado, mas pelo menos $\frac{3}{4}$ das respostas corretas

2– todas as respostas corretas, pequena ou nenhuma diferença comparando o membro não afetado c/o afetado

Pontuação máxima: 16

De G até H: 38

J – ADM / DOR

Movimentação passiva da art. comparada com a extremidade não afetada

Ombro

Flexão () / ()

Abdução 90° () / ()

Rotação Externa () / ()

Rotação Interna () / ()

Cotovelo

Flexão () / ()

Extensão () / ()

Antebraço

Pronação () / ()

Supinação () / ()

Punho

Flexão () / ()

Extensão () / ()

Dedos

Flexão () / ()

Extensão () / ()

Quadril

Flexão () / ()

Abdução () / ()

Rotação lateral () / ()

Rotação Medial () / ()

Joelho

Flexão () / ()

Extensão () / ()

Tornozelo

Dorsiflexão () / ()

Flexão plantar () / ()

Pés

Eversão () / ()

Inversão () / ()

0 – alguns graus de ADM

1 – ADM passiva diminuída

2 – ADM passiva normal

Pontuação máxima para ADM: 44

0 – alguma dor

2 – nenhuma dor

Pontuação máxima para dor: 44

Total Final: 226 pontos

TOTAL: _____

96 – 99 pontos = comprometimento motor leve

85 – 95 pontos = comprometimento motor moderado

50 – 84 pontos = comprometimento motor marcante

< 50 pontos = comprometimento motor severo

ANEXO B – MOCA

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)
Versão Experimental Brasileira
 Nome: _____ Data de nascimento: ____/____/____
 Escolaridade: _____ Data de avaliação: ____/____/____
 Sexo: _____ Idade: _____

VISUOESPACIAL / EXECUTIVA		Copiar o cubo		Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)		Pontos
				[] [] [] Contorno Números Ponteiros		___/5
NOMEAÇÃO						
						___/3
MEMÓRIA		Leia a lista de palavras. O sujeito deve repeti-la, faça duas tentativas. Evocar após 5 minutos.		Rosto Veludo Igreja Margarida Vermelho	Sem Pontuação	
		1ª tentativa				
		2ª tentativa				
ATENÇÃO		Leia a sequência de números (1 número por segundo). O sujeito deve repetir a sequência em ordem direta [] 2 1 8 5 4. O sujeito deve repetir a sequência em ordem indireta [] 7 4 2.				___/2
Leia a série de letras. O sujeito deve bater com a mão (na mesa) cada vez que ouvir a letra "A". Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros. [] F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B						___/1
Subtração de 7 começando pelo 100 [] 93 [] 86 [] 79 [] 72 [] 65		4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 corretas 0 ponto				___/3
LINGUAGEM		Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje. []		O gato sempre se esconde embaixo do sofá quando o cachorro está na sala. []		___/2
Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto). [] _____ (H ≥ 11 palavras)						___/1
ABSTRAÇÃO		Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta [] trem - bicicleta [] relógio - régua				___/2
EVOCAÇÃO TARDIA		Deve recordar as palavras SEM PISTAS		Rosto Veludo Igreja Margarida Vermelho	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS	
		[]	[]	[]	[]	[]
OPCIONAL		Pista de categoria				
		Pista de múltipla escolha				
ORIENTAÇÃO		[] Dia do mês [] Mês [] Ano [] Dia da semana [] Lugar [] Cidade				___/6
© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org Versão experimental Brasileira: Ana Luísa Rosas Sarmento Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman (UNIFESP-SP 2007)		TOTAL Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade				___/30

ANEXO C – RESUMO – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA

RESUMO APRESENTADO NO 5º ENCONTRO PAULISTA DE

COMPORTAMENTO MOTOR, Escola de Educação Física e Esporte, USP, SÃO PAULO, 2017

Relação entre a percepção do déficit de controle postural e medida do controle postural em indivíduos Pós Acidente Vascular Cerebral

Camilo Motta Pinto ALVES, Beatriz de Araujo ANTONIO, Tatiana Beline DE FREITAS, Camila TORRIANI-PASIN

Introdução

Alterações no controle postural em indivíduos após o Acidente Vascular Cerebral (AVC) causam diversas restrições, repercutindo no desempenho de atividades e na participação social. Tais déficits no controle postural estão associados ao aumento de quedas, que são uma das complicações clínicas mais comuns em sujeitos pós-AVC. O medo de cair pode representar falta de confiança no equilíbrio e impedir ou dificultar o desempenho de atividades de vida diária (AVD's).

Objetivo

Investigar a relação entre o grau de confiança em realizar as AVD's sem cair e a medida real de controle postural em indivíduos pós-AVC.

Métodos

Estudo transversal incluindo 13 sujeitos pós-AVC em fase crônica [57,46±4,13 anos; escala de Fugl Meyer= 179,46±7,33; Orpington= 2,19±0,87; Montreal Cognitive Assessment= 24±3,34].

Para o controle postural, foram realizadas duas avaliações, quais sejam a Falls Efficacy Scale (FES) que avalia a percepção do indivíduo sobre a confiança para realizar as AVD's e o Mini Balance Evaluation System Test (MiniBESTest) que avalia sistemas subjacentes ao controle do equilíbrio reativo e estabilidade dinâmica. Foi realizada análise descritiva e de correlação de Pearson e considerado alfa de 0,05.

Resultados

Verificou-se que a relação entre a auto percepção em realizar AVD's (FES= 32,3±13,38) e a medida real do controle postural (MiniBESTest=19±5,58) é moderada ($r = -0.604$; $p=0.01$).

Gráfico da Relação entre MiniBESTest e FES.

Discussão

Dentre a recuperação dos diversos acometimentos advindos dos AVC, o controle postural é apontado como uma capacidade a ser enfatizada. Os pacientes com diminuição de equilíbrio sentado, por exemplo, mostram menor recuperação funcional (TYSON et al., 2007). Por outro lado, um melhor controle de equilíbrio assim como a diminuição do medo de cair parecem aumentar a participação nas atividades diárias de indivíduos pós-AVC (MANSFIELD et al., 2015). Para mensurar a percepção de déficit controle postural assim como o controle postural, o MiniBest Test, bem como o FES têm se mostrado ferramentas confiáveis e compatíveis na identificação de desordem dessa natureza e têm sido comumente usados por diversos estudos para esse fim. Nesse sentido, a correlação entre estes, identifica que a percepção do indivíduo em relação ao seu controle postural corrobora com seu estado real

Conclusão

Conclui-se que há correlação entre a auto percepção sobre a confiança ao desempenhar atividades e o controle postural em si de indivíduos pós-AVC.

Referências:

- MANSFIELD, A. et al. Perturbation training to promote safe independent mobility post-stroke: study protocol for a randomized controlled trial. *BMC Neurology*, v. 15, n. 1, p. 87, 2015.
- TYSON, S. F. et al. The Relationship Between Balance, Disability, and Recovery After Stroke: Predictive Validity of the Brunel Balance Assessment. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 21, n. 4, p. 341-346, 2007.

e-mail: camilompt@gmail.com

RESUMO APRESENTADO NO XVIII CONGRSOSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, MANAUS, AMAZONAS, 2019

COMPARAÇÃO DO HEMICORPO LESIONADO NAS FASES DE BALANÇO E APOIO POR MEIO DE AVALIAÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR

Beatriz de Araujo ANTONIO¹, Camilo Motta Pinto ALVES², Daniel BOARI³,
Camila TORRIANI-PASIN², Luis MOCHIZUKI¹

¹Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo.

²Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

³Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, São Paulo.

Escola de Artes, Ciências e Humanidades – USP

Introdução

O acidente vascular cerebral (AVC) pode afetar as funções do aparelho locomotor, alterando a distribuição do peso entre o membro mais e menos comprometido, e comprometer o equilíbrio e desempenho na marcha. Esses fatos afetam a relação entre a fase de apoio e balanço da marcha?

Objetivo

Comparar a distribuição da pressão plantar no lado mais e menos comprometido durante as fases de apoio e balanço da marcha de indivíduos pós-AVC.

Métodos

Participaram 17 pessoas ($49,7 \pm 3,1$ anos) em fase crônica pós-AVC, capazes de andar no mínimo por 10m independentemente. O comprometimento motor dos participantes era leve. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da USP (parecer nº 1.999.710). Os participantes andaram descalços, sem órtese, 10 vezes sobre duas plataformas de pressão (pressure distribution system FDM, Zebris) colocadas em série, com frequência de aquisição de 100Hz. Foram calculados o ângulo de rotação do pé; tempos de apoio total; simples; duplo apoio; balanço; passo; largura do passo; cadência e velocidade para o membro mais e menos comprometido. Essas variáveis foram comparadas por meio de análise de variância.

Resultados

A fase de apoio foi maior no lado mais comprometido ($69,7 \pm 7,0\%$ passo) quando comparado ao menos comprometido ($65,3 \pm 4,7\%$ passo). A fase de balanço foi maior no membro menos afetado ($34,6 \pm 4,7\%$ passo) quando comparado ao membro mais afetado ($30,2 \pm 7,0\%$ passo).

Conclusão

Indivíduos pós-AVC crônicos apresentam a fase de apoio no membro mais afetado mais longa, contrariando resultados da literatura. Esta informação pode ser útil no planejamento de intervenções para locomoção de tal população, além de fornecer variáveis clínicas sobre a assimetria do controle postural e da marcha pós-AVC. Agradecemos a Debora Cantergi pela análise estatística dos dados.

Palavras-chave

marcha, equilíbrio, acidente vascular cerebral crônico, fase de apoio.

Referências:

Lee, K. B., Kim, B. R. (2018). Effects of toe spreader on plantar pressure and gait in chronic stroke patients. *Technology and Health Care*. <https://doi.org/10.3233/THC-181316>.

e-mail: beatriz.araujo.antonio@usp.br

ANEXO E – RESUMO – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA

RESUMO APRESENTADO NO 27º SIMPÓSIO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA USP, SÃO PAULO, 2019

EFEITOS DO EXERCÍCIO AERÓBIO NA CONSOLIDAÇÃO DE MEMÓRIA DE INDIVÍDUOS IDOSOS

Kelvin Sardinha Lima, Beatriz de Araujo Antonio, Giordano Marcio Gatinho Bonuzzi, Flávio Henrique Bastos, Camila Torriani-Pasin

Escola de Educação Física e Esporte - Universidade de São Paulo

kelvin.sardinha.lima@usp.br

Objetivos

1. Investigar os efeitos do exercício aeróbio na consolidação de memória de indivíduos idosos.
2. Investigar os efeitos de diferentes momentos em que o exercício aeróbio é realizado (imediatamente antes ou após a prática de uma tarefa) na aprendizagem e na consolidação de memória de indivíduos idosos.

Métodos e Procedimentos

45 indivíduos foram divididos entre 3 grupos: GEA (que realizava exercício aeróbio antes da prática de uma tarefa); GED (que realizava o exercício após a prática) e GC (que realizava apenas a tarefa). O exercício aeróbio consistia de 20 minutos em bicicleta ergométrica a 60% da frequência cardíaca de reserva. A tarefa selecionada para aprendizagem foi a TTRS (Tarefa de Tempo de Reação Seriado), onde os participantes deveriam responder o mais rápido possível à quatro estímulos visuais que apareciam em sequências repetidas e aleatórias. O experimento foi conduzido ao longo de 3 dias consecutivos, com um teste de retenção após 7 dias (sem exercício).

Resultados

A variável utilizada para análise de desempenho foi a média do tempo de reação nas sequências repetidas ao início e final de cada dia (fase de aquisição) e no teste de retenção, afim de se averiguar melhoria de desempenho e consolidação de memória (Figura 1). Os resultados dos 3 grupos foram confrontados e

analisados através de teste ANOVA de duas vias, seguido do teste post-hoc de Tukey. As análises mostram que todos os momentos foram diferentes entre si, mas não houve diferença significativa entre os grupos.

Figura 1: Desempenho médio ao longo da prática e teste de retenção (RT).

Conclusões

Não foi encontrado efeito do exercício aeróbio em intensidade moderada na aprendizagem da TTRS em indivíduos idosos – tanto na fase de aquisição quanto na consolidação da memória. Adicionalmente, não foram encontradas diferenças relativas ao momento em que o exercício foi realizado em relação à prática da tarefa.

Referências Bibliográficas

- ROIG, M. et al. A Single Bout of Exercise Improves Motor Memory. *PLoS ONE*, v. 7, n. 9, p. e44594, 4 set. 2012.
- ROIG, M. et al. Time-Dependent Effects of Cardiovascular Exercise on Memory. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 44, n. 2, p. 81–88, abr. 2016