



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA – UNISUAM
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM CIÊNCIAS DA
REABILITAÇÃO

EGÍDIO SABINO DE MAGALHÃES JÚNIOR

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DOS MEMBROS INFERIORES E
EQUILÍBRIO DE ADULTOS COM POLIOMIELITE E SÍNDROME
PÓS-POLIO**

RIO DE JANEIRO

2016

**AVALIAÇÃO FUNCIONAL DOS MEMBROS INFERIORES E
EQUILÍBRIO DE ADULTOS COM POLIOMIELITE E SÍNDROME
PÓS-POLIO**

EGÍDIO SABINO DE MAGALHÃES JÚNIOR

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-graduação em Ciências da
Reabilitação, do Centro Universitário
Augusto Motta, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em
Ciências da Reabilitação.

Orientadores: Prof. Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
 Prof. Dr. MARCO ANTONIO ORSINI NEVES

RIO DE JANEIRO

2016

AVALIAÇÃO FUNCIONAL DOS MEMBROS INFERIORES E EQUILÍBRIO DE ADULTOS COM POLIOMIELITE E SÍNDROME PÓS-POLIO

EGÍDIO SABINO DE MAGALHÃES JÚNIOR

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Apresentada em: 05/10/2016

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Arthur de Sá Ferreira, D.Sc.
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Marco Antonio Orsini Neves, D.Sc.
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho, D.Sc.
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Jurandir Nadal, D.Sc.
Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ

Rio de Janeiro

2016

DEDICATÓRIA

“Dedico essa realização a minha esposa, Fernanda Cid, e aos meus filhos, Pedro e Laura, por serem o sentido de tudo isso”.

AGRADECIMENTOS

A DEUS pela PAZ e pela LUZ ofertada a nós para seguirmos adiante nos momentos difíceis, e para parar e celebrar as nossas conquistas.

A minha esposa Fernanda Cid Pereira, por estar sempre ao meu lado construindo essa nossa história.

Aos meus filhos, Pedro Cid Magalhães e Laura Cid Magalhães, por serem tão especiais quanto eles são e fazerem a minha vida ser tão sublime.

Aos meus pais Egídio e Paraguassú, que sempre se esforçaram para que eu me tornasse um homem digno e de caráter.

Aos meus orientadores Arthur Ferreira e Marco Antônio Orsini, por sua dedicação, paciência, atenção e ensinamentos.

A minha parceira de laboratório Thaiana Santos Galvão, que me ajudou na coleta dos dados.

Aos colegas do Laboratório de Simulação Computacional e Modelagem em Reabilitação da UNISUAM, capitaneados pelo Prof. Arthur Ferreira.

Aos participantes e à professorado Magdalena, do programa UNATI - Universidade da Terceira Idade, da UNISUAM.

Aos colegas da turma de mestrado 2014.2 e 2015.1 da UNISUAM, que sempre se ajudaram e transformaram nossas aulas em encontro velhos amigos.

Aos meus dedicados e esperançosos, agora amigos, portadores de Poliomielite e Síndrome Pós-Polio, que com sua alegria contagiante seguem me motivando a buscar mais.

A todos os professores, coordenação e equipe de apoio da UNISUAM, muito obrigado pelos preciosos ensinamentos.

À Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ), por apoiar a busca pelo conhecimento e o desenvolvimento dessa pesquisa.

RESUMO

Introdução: A poliomielite anterior aguda (PAA) é uma das principais neuropatias, sendo a síndrome pós-poliomielite (SPP) um dos efeitos tardios da PAA. As principais manifestações clínicas da PAA/SPP – força muscular reduzida, fadiga, dor articular e muscular mais frequentemente em membros inferiores – podem estar diretamente relacionadas ao pior controle postural. Poucos estudos investigaram o controle postural em adultos com PAA/SPP. Estudos recentes em indivíduos saudáveis mostraram a relevância da coordenação interarticular na manutenção da estabilidade postural, mas a coordenação interarticular dos membros inferiores em adultos com PAA/SPP permanece desconhecida. **Objetivos:** Avaliar o controle postural ortostático de adultos com PAA/SPP utilizando o mapeamento cinemático da coordenação interarticular dos membros inferiores e sua associação com o perfil clínico e funcional dos participantes. **Métodos:** Estudo observacional transversal controlado com 16 adultos com PAA/SPP e outros 18 participantes saudáveis compondo o grupo controle. Os participantes foram submetidos a avaliação clínica e, em seguida, foram avaliadas quanto à: força muscular utilizando a escala do *Medical Research Council* (MRC); estabilidade postural utilizando a escala de equilíbrio de Berg (BBS) e a *Fall Efficacy Scale* (FES-I); coordenação interarticular dos membros inferiores (tornozelo Joelho; tornozelo-quadril; joelho-quadril) por meio da análise cinemática com sistema optoeletrônico. Os sinais de cinemática foram processados para visualização, localização e quantificação das regiões na base de suporte relacionadas aos modos posturais (em fase: correlação positiva; antifase: correlação negativa) de coordenação interarticular. **Resultados e Discussão:** Adultos com PAA/SPP apresentaram sequelas motoras localizadas na sua maioria em membros inferiores, sendo fadiga e atrofia muscular os sintomas mais frequentes, além da dor, dificuldades para realizar suas atividades de vida diária, intolerância ao frio, distúrbios do sono, disfonia e/ou disfagia e dificuldades respiratórias. Em comparação ao grupo controle, os participantes apresentaram menor (todos $P < 0,001$) força muscular (MRC: 17 ± 7 vs. 30 ± 0 pontos), menor equilíbrio (BBS: 41 ± 11 vs. 55 ± 1 pontos) e maior medo de queda (FES-I: 33 ± 12 vs. 19 ± 4 pontos). As medidas angulares mostraram que as transições entre os modos posturais ocorrem de forma abrupta e com pequenas variações em cada fase com duração também variável para todos os pares de articulações. Não foram observadas diferenças significativas ($P > 0,05$) nas variáveis cinemáticas entre grupos, lados do corpo, par articular, mas somente entre modos posturais em fase/antifase. Observou-se também associação entre a força muscular, estabilidade postural e a dificuldade em realizar atividades da vida diária, e desta com o medo de queda. **Conclusões:** Adultos com PAA/SPP apresentam coordenação interarticular dos membros inferiores preservada apesar das limitações funcionais de fraqueza muscular e instabilidade postural.

Descritores: controle postural; posição ortostática; poliomielite anterior aguda; síndrome pós-poliomielite; reabilitação.

ABSTRACT

Introduction: Acute anterior poliomyelitis (AAP) is one of the main neuropathies and the post-polio syndrome (PPS) is among the late effects of AAP. The main clinical manifestations of AAP/SPP – reduced muscle strength, fatigue, joint and muscle pain, most often in the lower limbs – can be directly related to poor postural control. Few studies have investigated postural control in adults with AAP/PPS. Recent studies in healthy subjects showed the role of interjoint coordination to maintain the postural balance, but the interjoint coordination of lower limbs in patients with AAP/PPS remains unknown. **Aim:** To assess orthostatic postural control in adults with AAP/PPS using the kinematic mapping of interjoint coordination of the lower limbs and to associate postural stability to clinical and functional outcomes of patients. **Methods:** This observational, cross-section controlled study included 16 adults with AAP/PPS and other 18 healthy adults as the control group. Participants underwent a clinical examination and were evaluated regarding: muscle strength using the Medical Research Council (MRC) scale; postural stability using the Berg Balance Scale (BBS) and the Fall Efficacy Scale (FES-I); interjoint coordination of the lower limbs (ankle-knee; ankle-hip, knee-hip) through the kinematic analysis with an optoelectronic system. The kinematic signals were processed for visualization, location and quantification of regions in the support base related to postural modes (in-phase: positive correlation; anti-phase: negative correlation) of interjoint coordination. **Results and Discussion:** AAP/PPS patients had motor sequelae located mostly in the lower limbs, being fatigue and muscle atrophy the most frequent symptoms, as well as pain, difficulty in performing activities of daily living, intolerance to cold, sleep disorders, dysphonia and/or dysphagia and breathing difficulties. Compared to the control group, patients had lower (all $P < 0.001$) muscle strength (MRC: 17 ± 7 vs. 30 ± 0 points), lower postural stability (BBS: 41 ± 11 vs. 55 ± 1 points) and increased fear of falling (FES-I : 33 ± 12 vs. 19 ± 4 points). Joint angle measurements showed postural transitions between modes occur abruptly and small variations in each phase also varies with time that for all pairs of joints. No significant difference ($P > 0.05$) was observed regarding kinematic variables between groups, body sides and joint pair, but only for in-phase/anti-phase postural modes. Finally, an association between muscle strength, postural stability and difficulties in performing activities of daily living, and between the latter and fear of falling. **Conclusions:** Adults with AAP/PPS have preserved lower limb interjoint coordination despite functional impairments due to muscle weakness and postural instability.

Keywords: postural control; upright position; acute anterior poliomyelitis; post-polio syndrome; rehabilitation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1: Anatomia dos músculos dos membros inferiores. Fonte: NETTER, Frank H. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- Figura 2: Representação esquemática dos modelos de segmento de (A) pêndulo invertido simples, (B) duplo e (C) triplo. Adaptado de HSU et al. (2007).
- Figura 3: Modelos biomecânicos de pêndulo invertido utilizados pelos estudos sobre coordenação interarticular dos membros inferiores.
- Figura 4: Instrumentação para coleta dos dados de cinemetria composta de quatro câmeras infravermelhas e o manequim utilizado para avaliação do sistema.
- Figura 5: Posicionamento de um participante para coleta dos dados com cinemetria.
- Figura 6: Modelo multissegmentar de segmentos conectados. Os eixos e as coordenadas de referência foram definidos como X (mediolateral), Y (anteroposterior) e Z (vertical). Os vetores V1 e V2 são vectores unitários para os segmentos proximal e distal, respectivamente.
- Figura 7: Fluxograma de processamento e análise dos sinais de cinemetria.
- Figura 8: Superior: Resposta do filtro média móvel. Inferior: Processamento do sinal do marcador do calcâneo direito nos três eixos XYZ com filtro de 35 amostras (linha preta: sinal bruto; linha vermelha: sinal filtrado).
- Figura 9: Trecho de quatro segundos da série temporal dos ângulos (preto: tornozelo; azul: joelho; vermelho: quadril) após *detrending* e janelamento com amplitude parabólica.
- Figura 10: Função de correlação cruzada do trecho de quatro segundos da série temporal de ângulos processada Esquerda: Tornozelo e joelho. Centro: Tornozelo e quadril. Direita: Joelho e quadril.
- Figura 11: Superior: Série temporal do valor máximo absoluto da correlação cruzada. Centro: Série temporal dicotômica do modo postural (positivo: em fase; negativo: antifase). Inferior: Série temporal de processo pontual de transição de modos posturais.
- Figura 12: Gráficos de efeitos principais do fator modo postural nas variáveis correlação cruzada máxima (painel superior), duração (painel central) e frequência de transição de modos posturais (painel inferior).
- Figura 13: Mapeamento dos modos em fase (correlação positiva) e antifase (correlação negativa) obtidas na sequência de processamento dos sinais de cinemetria para avaliação da coordenação interarticular das extremidades inferiores.

Figura 14: Gráficos de efeitos principais do fator modo postural nas variáveis quantidade de regiões (painel superior) e área total (painel inferior) do modo postural.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Características dos estudos sobre coordenação interarticular dos membros inferiores
Tabela 2:	Características demográficas dos participantes estudados
Tabela 3:	Características funcionais dos participantes estudados
Tabela 4:	Variabilidade ($\pm$ DP [amplitude], mm) dos marcadores em modelo estático
Tabela 5:	Erro absoluto de medida da calibração do sistema de aquisição organizados por grupo
Tabela 6:	Medidas angulares obtidas da série temporal organizadas por grupo
Tabela 7:	Análise da série temporal de correlação cruzada
Tabela 8:	Análise da série temporal de correlação cruzada
Tabela 9:	Análise do mapeamento cinemático da série temporal de correlação cruzada
Tabela 10:	Análise do mapeamento cinemático da série temporal de correlação cruzada
Tabela 11:	Confiabilidade teste-reteste das variáveis da análise de coordenação interarticular

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABC:	Escala de medo de queda e confiança no equilíbrio (<i>Activities-specific Balance Confidence Scale</i>)
AIC:	Critério de informação de Akaike (<i>Akaike's information criterion</i>)
AVD:	Atividades de vida diária
BBS:	Escala de equilíbrio de Berg
BOS:	Base de suporte (<i>base of support</i>)
CC:	Correlação cruzada
CID10:	Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde, versão 2015
COG:	Centro de gravidade (<i>center of gravity</i>)
COM:	Centro de massa (<i>center of mass</i>)
COP:	Centro de pressão (<i>center of pressure</i>)
DOF:	Graus de liberdade (<i>degrees of freedom</i>)
FES:	Questionário de escala de quedas (<i>Falls Efficacy Scale</i> , FES).
MRC:	<i>Medical Research Council</i>
PAA:	Poliomielite anterior aguda
SIP:	Pêndulo invertido simples (<i>simple inverted pendulum</i>)
SPP:	Síndrome pós-poliomielite

LISTA DE SÍMBOLOS

<i>X</i>	<i>Eixo mediolateral</i>
<i>Y</i>	<i>Eixo anteroposterior</i>
<i>Z</i>	<i>Eixo superior</i>
<i>V1</i>	<i>Vetor unitário para os segmentos proximal</i>
<i>V2</i>	<i>Vetor unitário para os segmentos distal</i>
<i>T%</i>	<i>Duração percentual da tarefa</i>
<i>CCavg</i>	<i>Correlação cruzada média</i>
<i>fT</i>	<i>Frequência de transição entre modos posturais</i>
<i>nRPM</i>	<i>Número de regiões independentes</i>
<i>Area</i>	<i>Área total de deslocamento</i>
<i>Davg</i>	<i>Distância média Euclidiana</i>
<i>Dmax</i>	<i>Distância máxima Euclidiana</i>

Sumário

DEDICATÓRIA	iv
AGRADECIMENTOS	v
RESUMO.....	vi
ABSTRACT	vii
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	viii
LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xi
LISTA DE SÍMBOLOS	xii
Capítulo 1 Introdução	15
1.1 Postura, balanço e controle postural	16
1.1.1 Postura.....	16
1.1.2 Balanço e controle postural	16
1.1.3 Coordenação interarticular dos membros inferiores	18
1.2 Avaliação do controle postural e coordenação interarticular por cinemetria e modelagem biomecânica	19
1.3 Doenças neuromusculares: Poliomielite anterior aguda e síndrome pós-poliomielite	25
1.3.1 Poliomielite anterior aguda	25
1.3.2 Síndrome pós-poliomielite	27
1.3.3 Aspectos clínicos e funcionais da PAA/SPP e a estabilidade postural	32
1.4 Problemas.....	32
1.5 Objetivos	33
1.5.1 Geral.....	33
1.5.2 Específicos	33
1.6 Hipóteses	33
1.7 Justificativas	34
Capítulo 2 Métodos.....	35
2.1 Aspectos éticos	35
2.2 Delineamento do estudo.....	35
2.3 Amostra: critérios de inclusão e exclusão	35
2.4 Procedimentos.....	36
2.4.1 Avaliação da força muscular dos membros inferiores.....	36
2.4.2 Avaliação da estabilidade postural	37
2.4.3 Avaliação do medo de queda.....	37
2.4.4 Avaliação da coordenação interarticular.....	37
2.5 Análise dos dados	39
2.5.1 Variáveis de controle.....	43
2.5.2 Variáveis de desfecho primário.....	43
2.5.3 Variáveis de desfecho secundário	44
2.5.4 Análise estatística	44
Capítulo 3 Resultados.....	46

3.1	Participantes	46
3.2	Análise da cinemetria.....	48
3.2.1	Calibração do sistema	48
3.2.2	Coordenação interarticular.....	49
3.3	Associação entre dados clínicos e funcionais em PAA/SPP.....	58
3.4	Confiabilidade das variáveis de coordenação interarticular.....	59
Capítulo 4 Discussão.....		60
Capítulo 5 Conclusões		65
Referências		66
Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido		76
Apêndice 2 – Ficha de avaliação dos participantes		77
Apêndice 3 – Rotina de utilização da cinemetria.....		80
Anexo 1 – Escala de avaliação da força muscular do <i>Medical Research Council</i>		82
Anexo 2 – Escala de equilíbrio de Berg		83
Anexo 3 – Escala de medo de queda (<i>Fall Efficacy Scale-I</i>).....		86
Anexo 4 – Carta de aprovação do comitê de ética em pesquisa		88
Anexo 5 – Manuscrito		91

Capítulo 1 Introdução

A poliomielite anterior aguda (PAA) é uma das principais neuropatias, sendo a síndrome pós-poliomielite (SPP) um dos efeitos tardios da PAA, tendo como principais manifestações clínicas a diminuição da força muscular, fadiga, dor articular e muscular mais frequentemente em membros inferiores, podendo estar diretamente relacionadas ao pior controle postural. Devido à pouca quantidade de estudos que investigaram o controle postural em adultos com PAA/SPP esse trabalho busca contribuir com conhecimento sobre o perfil clínico e a coordenação interarticular dos membros inferiores por meio do mapeamento cinemático em adultos com PAA e SPP, uma vez que estudos recentes em indivíduos saudáveis mostraram a relevância da coordenação interarticular na manutenção da estabilidade postural, mas a coordenação interarticular dos membros inferiores em adultos com PAA/SPP permanece desconhecida.

O conteúdo do trabalho foi dividido em três capítulos. O Capítulo 1 aborda os conceitos de postura e avaliação do controle postural e da coordenação interarticular por meio da cinemetria e, na sequência, traz informações sobre a poliomielite anterior aguda, a síndrome pós-poliomielite e os impactos do quadro clínico da PAA/SPP nas suas atividades de vida diária e no controle postural. No Capítulo 2, são abordados os aspectos dos materiais e métodos a ser aplicados para o delineamento do perfil clínico dessa doença e para o estudo da coordenação interarticular dos membros inferiores. O Capítulo 3 é dedicado aos dados e resultados com a descrição do perfil clínico, do mapeamento cinemático da coordenação interarticular dos membros inferiores em adultos com poliomielite anterior aguda e síndrome pós-poliomielite, além dos resultados da comparação desses resultados aos de um grupo de indivíduos saudáveis. No Capítulo 4 são discutidos os resultados buscando a compreensão dos fatores clínicos, cinesiológicos e biomecânicos relacionados à instabilidade postural com possível aplicação no desenvolvimento de intervenções específicas para reabilitação de indivíduos com distúrbios do controle postural. No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões deste estudo, buscando interpretar a coordenação interarticular e a sua relação com o quadro clínico e funcional dessa população.

Os resultados apresentados nesta dissertação serão submetidos sob o título propositivo “*Lower limb interjoint coordination reveals coordination strategies for postural control in adults with poliomyelitis and post-polio syndrome*” após revisão das considerações da banca. Um projeto conduzido paralelamente, financiado pela FAPERJ com bolsa de iniciação

científica, processo no. E_26/200.564/2015) e Comitê de Ética (CAAE 39251714.9.0000.5235) resultou no manuscrito “*Functional outcomes and postural stability in adults with poliomyelitis and post-polio syndrome: A case-control study*” (Anexos 4).

1.1 Postura, balanço e controle postural

1.1.1 Postura

Postura significa a posição, a atitude ou hábito postural (TRIBASTONE, 2001). As definições de postura são muito variadas e fazem relação direta com o objeto de interesse. A definição mais atual e abrangente de postura cita que postura é a “posição geral do corpo e membros em relação uns aos outros, e sua orientação no espaço” (DURWARD et al., 2001). Essa definição será adotada neste trabalho por contemplar o estudo da postura por meio dos seus componentes, cadeias musculares, fâscias, ligamentos e estruturas ósseas, que possuem solução de continuidade e são interdependentes entre si (KENDALL et al., 2005).

A postura ortostática é a postura mais comum por meio da qual os seres humanos interagem com seu ambiente. Para a anatomia, a postura ortostática pode ser descrita como pés unidos e direcionados para frente, membros superiores estendidos com a palma em pronação, face voltada para frente e olhar para o horizonte (DANGELO & FATTINI, 2000). Idealmente, a postura ortostática compreende então uma linha vertical da gravidade que transpassa a linha média do corpo, o processo mastoideo, um ponto ligeiramente anterior ao ombro, a articulação do quadril ou um ponto ligeiramente posterior a ela, e ligeiramente à frente do joelho e do tornozelo (SHUMWAY-COOK et al., 2010). Em atividades dinâmicas, a postura ortostática compreende ainda um estado de sustentação do corpo a fim de proporcionar flexibilidade e mobilidade articular (MAGEE, 2002; BANDY, 2003; KISNER e COLBY, 2005; SILVA, 2006; HALL & BRODY, 2007).

1.1.2 Balanço e controle postural

Na posição ortostática, o corpo balança constantemente e o gerenciamento da estabilidade corporal é possível graças a uma combinação de reflexos de endireitamento, reações de proteção e movimentos voluntários (BRICOT, 2004). A busca pela estabilidade postural é uma meta contínua do sistema nervoso central e periférico e uma tarefa motora complexa que envolve a integração de mecanismos aferentes dos sistemas sensoriais – visual,

vestibular e proprioceptivo – e mecanismos eferentes do sistema nervoso e musculoesquelético (MITSUCHI et al., 2004).

Do ponto de vista biomecânico, o balanço postural está relacionado às forças que atuam sobre o corpo e às características de inércia dos segmentos corporais (WINTER, 1995; PAI & PATTON, 1997; JURAS et al., 2008). A manutenção da postura ortostática requer o controle do centro de massa do corpo (*center of body mass*, COM) utilizando os graus de liberdade (*degrees of freedom*, DOF) proporcionados pelas articulações que unem os segmentos do corpo (WINTER, 1995). Portanto, o balanço postural pode ser descrito pela dinâmica temporal do COM do corpo e compreende, desta forma, o resultado do processo pelo qual o sistema nervoso central gera os padrões de atividade muscular necessários para regular a relação da posição do COM em relação à sua base de suporte do corpo (BOS) (JÚNIOR & HECKMANN, 2002; RUWER et al., 2005).

O controle postural consiste na manutenção da posição geral do corpo e membros em relação uns aos outros e sua orientação no espaço (DURWARD et al., 2001). O sistema de controle postural é extremamente complexo e intervém de forma permanente nos movimentos mais comuns do corpo e principalmente na postura ortostática, pois ele o prepara, contribui para o seu início, guia-o, reforça-o e serve de apoio (GUYTON & HALL, 2002; MACHADO, 2003; BRICOT, 2004). O controle postural é um problema complexo: uma estabilização bem-sucedida requer uma ação coordenada de vários componentes do corpo, incluindo articulações e músculos, especialmente durante a execução de outras tarefas motoras (BALASUBRAMANIAM et al., 2000). O controle do COM em relação à BOS é considerado a questão central no controle postural, implícita ou explicitamente (PEDROCCHI et al., 2002; PETERKA, 2002; CORRIVEAU et al., 2004; GAGE et al., 2004), como também pode ser o resultado indireto do controle de outras variáveis, como por exemplo, a posição das articulações em relação à sua posição inicial (KRISHNAMOORTHY et al. 2005; SCHOLZ et al., 2007).

O controle postural na posição ortostática não perturbada tem sido explicado por pelo menos duas teorias (PORTELLA et al., 2014). Na primeira, assume-se que o balanço corporal é baseado na posição do COM, o que significa que, quando a posição vai além de um determinado limiar, alguns mecanismos de correção engajam-se para recuperar o equilíbrio (COLLINS & DE LUCA, 1993). Na segunda teoria, baseada na velocidade do COM, o controle postural é obtido por meio de um controle intermitente da velocidade, com uma reversão em sua dinâmica quando o valor absoluto da velocidade atinge um determinado limiar empírico absoluto (DELIGNIÈRES et al., 2011a). Em ambas as teorias, as

coordenadas do centro de pressão (*center of pressure*, COP) do corpo, conforme obtido por plataformas de força, têm sido utilizadas para analisar o balanço postural e seu controle.

1.1.3 Coordenação interarticular dos membros inferiores

Para que a posição ortostática permaneça estável e funcional, os membros inferiores buscam continuamente adequar suas estruturas e eixos, por meio de variações da BOS (BIENFAIT, 1995) e do alinhamento do COM, utilizando os DOF proporcionados pelas articulações do corpo (WINTER, 1995). O conhecimento de como as articulações e os músculos do corpo são coordenados para manter a estabilidade postural é importante para a compreensão de como a posição do corpo no espaço é mantida pelo sistema nervoso central (DE NUNZIO et al., 2005; KRISHNAMOORTHY et al., 2005; RAVAIOLI et al., 2005).

Dependendo da configuração da BOS, o controle da estabilidade postural ortostática ao longo do eixo mediolateral é alcançado principalmente pela ação da musculatura inversora do tornozelo e eversora do pé. Por sua vez, no eixo anteroposterior, a manutenção da postura se dá pela ação dos músculos dorsiflexores e flexores plantares (HOOGVLIET et al., 1997; TROPP & ODENRICK, 1988) ou dos abdutores e adutores do quadril, no caso do mecanismo de carga e descarga (WINTER et al., 1996). A maioria dos músculos do corpo humano passa por mais de uma articulação. Nos membros inferiores, os três principais músculos biarticulares são os gastrocnêmios, isquiotibiais e reto femoral, sendo suas ações fundamentais para a sustentação do peso corporal (Figura 1).

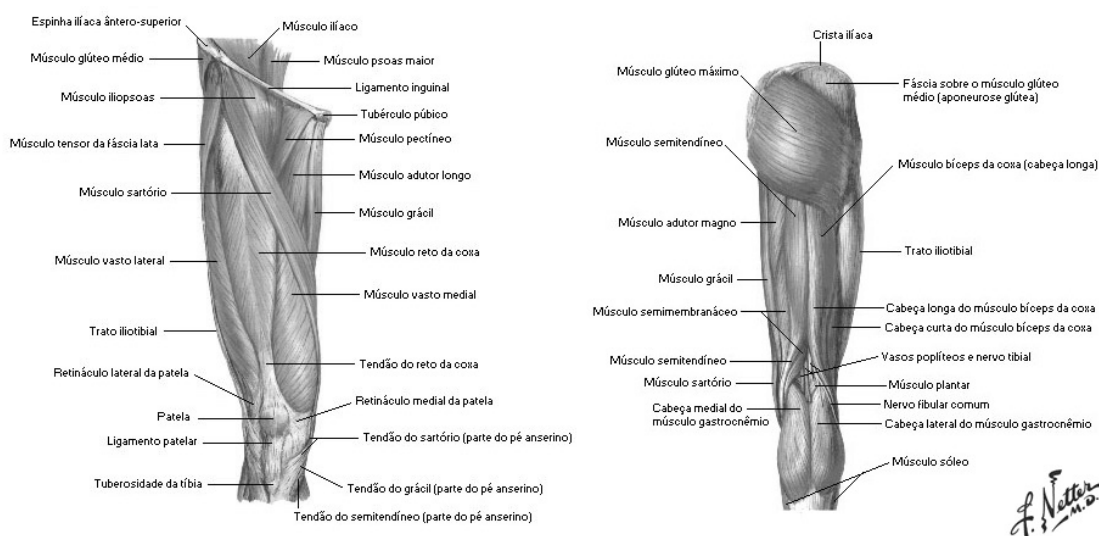


Figura 1: Anatomia dos músculos dos membros inferiores. Fonte: NETTER, Frank H. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Os isquiotibiais são simultaneamente extensores do quadril e flexores do joelho; o reto femoral age de forma combinada na flexão do quadril e na extensão do joelho; e os gastrocnêmios são flexores de joelho e da articulação tibiotársica (VAN IGEN SCHENAU et al., 1987; BOBBERT & VAN IGEN SCHENAU, 1988; VAN IGEN SCHENAU, 1989). Estudos recentes (ROZENDAAL & VAN SOEST, 2007; GÜNTHER et al., 2009; GÜNTHER et al., 2011) sugeriram que o acoplamento cinético e/ou cinemático das articulações dos membros inferiores (tornozelo-joeelho, joelho-quadril) durante a posição ortostática não perturbada pode ser mediado pelos músculos biarticulares, como os gastrocnêmios, isquiotibiais e reto femoral.

1.2 Avaliação do controle postural e coordenação interarticular por cinemetria e modelagem biomecânica

Para o estudo do movimento humano, convém a representação dos segmentos corporais e da sua configuração no espaço como ponto de referência, especialmente quando não se esperam alterações significativas na postura. Para essa finalidade, o COM é a variável que melhor representa o balanço do corpo (WINTER, 1995).

Diversos métodos vêm sendo desenvolvidos para estudar os movimentos angulares das articulações, com aplicação inclusive na tarefa motora de posição ortostática não perturbada. Um método em destaque é a cinemetria, na qual um sistema de câmeras registra o posicionamento de marcadores previamente identificados no corpo. Aplicando-se modelos bi ou tridimensionais aos dados experimentais, parâmetros cinemáticos dos segmentos corporais, tais como posição, velocidade e aceleração lineares e angulares, podem ser obtidos e processados por métodos computacionais para interpretação clínica (DURWARD et al., 2001; ROBERTSON et al., 2004). A cinemetria tem contribuído para a compreensão dos mecanismos articulares envolvidos na manutenção da postura ortostática, tendo sido o método de escolha nas pesquisas mais recentes de coordenação interarticular em indivíduos saudáveis (PINTER et al., 2008; HSU et al., 2007; FREITAS et al., 2009; GÜNTHER et al., 2009; GÜNTHER et al., 2011; SCHOLZ et al., 2012).

Modelos biomecânicos podem ser utilizados para reconstrução e interpretação dos sinais de posição articular extraídos das imagens processadas; dentre eles, os modelos de pêndulo invertido compreendem os mais utilizados (HSU et al., 2007; PINTER et al., 2008; GÜNTHER et al., 2009). A Figura 2 apresenta algumas configurações dos modelos de

pêndulo invertido. O pêndulo invertido simples (*single inverted pendulum*, SIP) é um modelo de controle postural no qual o tornozelo é o principal objeto de pesquisa, capaz de estabilizar o COM quando há balanço corporal. Entretanto, experimentos mostraram que, na postura ortostática humana, não há movimentos apenas no tornozelo, mas também nas principais articulações dos membros inferiores (HSU et al., 2007; PINTER et al., 2008; GÜNTHER et al., 2009), sendo então requerida uma representação de pêndulo invertido duplo (tornozelo e joelho) ou triplo (tornozelo, joelho e quadril). Pesquisas mais recentes revelaram que o SIP não supre a demanda funcional estática ou dinâmica de controle postural, sugerindo que o equilíbrio postural é um fenômeno dinâmico e multissegmentar (GÜNTHER et al., 2011).

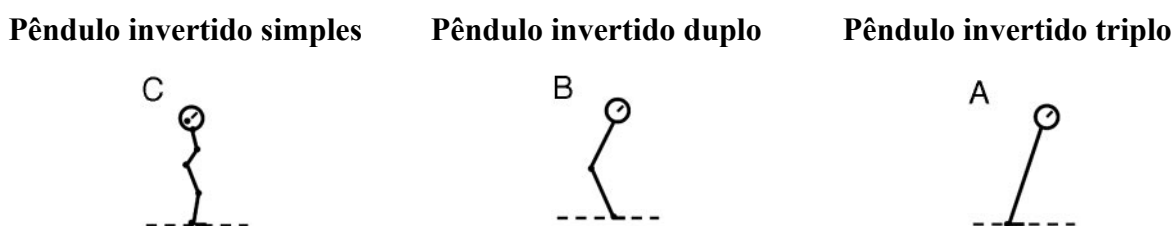


Figura 2: Representação esquemática dos modelos de segmento de (A) pêndulo invertido simples, (B) duplo e (C) triplo. Adaptado de HSU et al. (2007).

Para melhor compreender o avanço no conhecimento e os métodos de escolha de cinematria, apresenta-se a seguir uma breve revisão dos principais estudos sobre a coordenação articular por meio da análise cinemática dos membros inferiores e sua relação com o controle postural. A Tabela 1 e a Figura 3 resumem as principais informações sobre esses estudos.

Hsu et al. (2007) testaram a hipótese de que todas as grandes articulações ao longo do eixo longitudinal do corpo são igualmente ativas durante a postura ereta não perturbada e de que seus movimentos são coordenados para estabilizar as posições espaciais do COM e da cabeça. Os participantes receberam instruções para permanecer confortavelmente na posição ortostática em cima de uma plataforma de força estática com seus pés separados na largura dos ombros e os braços dobrados e imóveis. Marcadores reflexivos foram posicionados nos centros articulares (lado direito dos participantes) do ombro, pelve, quadril, joelho e tornozelo (Figura 3A). A análise do efeito da variação de configuração das articulações sobre a estabilidade das posições do COM e da cabeça revelou que as seis articulações examinadas foram coordenadas de tal forma que a sua variância combinada apresentou efeito mínimo sobre as posições do COM e cabeça. Com a remoção da visão, foi identificado um aumento

da variância conjunta, porém pouco afetando a estabilidade da posição do COM e cabeça, revelando que existe uma estratégia de controle envolvendo variações coordenadas da maioria das grandes articulações para estabilização do controle postural durante a posição ereta não perturbada. Combinados, os resultados sugerem que o sistema nervoso central não simplifica o problema do controle postural por meio do uso de um único DOF, o tornozelo, para obter a estabilidade do corpo no espaço.

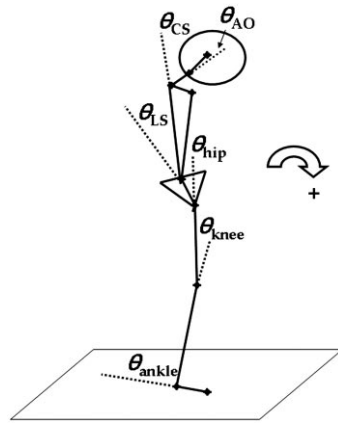
Pinter et al. (2008) examinaram se os movimentos corporais durante a posição ortostática não perturbada são adequadamente capturados pelo modelo SIP. Os participantes permaneceram em postura ortostática quieta com os pés lado a lado e levemente separados e os braços cruzados na frente do tronco. Foram obtidos dados cinemáticos dos marcadores posicionados na coluna, quadril, joelho, tornozelo e pé (Figura 3B). Os resultados desse estudo indicaram que, apesar de os deslocamentos angulares do COM poderem ser descritos por deslocamentos do ângulo do tornozelo, um modelo SIP não pode dar uma descrição abrangente dos dados de balanço postural. Por conseguinte, a posição ereta não perturbada deve ser avaliada usando a estrutura de múltiplos pêndulos invertidos, fazendo com que seja necessária a reavaliação do modelo de pêndulo simples de um único seguimento.

Günther et al. (2009) verificaram a contribuição dos DOF mecânicos do tornozelo, joelho e quadril na oscilação corporal. Os indivíduos foram orientados a subir sobre duas plataformas de força e permanecer com um pé em cada uma, com os pés alinhados frontalmente, enquanto olhavam para uma parede três metros adiante. Os braços foram cruzados e posicionados à frente da pelve. O ensaio foi iniciado após 5-10 s para permitir que os indivíduos encontrassem uma posição confortável. Marcadores foram posicionados no quadril, joelho e tornozelo (Figura 3C). Os dados antropométricos foram estimados com base em dados da literatura (NASA REFERENCE PUBLICATION, 1978). Os resultados sugerem que há: 1) correlação antifase da cinemática do tornozelo e quadril; 2) acoplamento da flutuação do torque entre tornozelo e joelho; 3) oscilações de alta frequência na perna entre 4-8 Hz; e 4) contribuições passivas e ativas nos torques articulares. Ainda contrariamente ao modelo SIP, esses autores mostraram que todas as grandes articulações dos membros inferiores – quadril, joelho e tornozelo – contribuem ativamente para a postura ortostática.

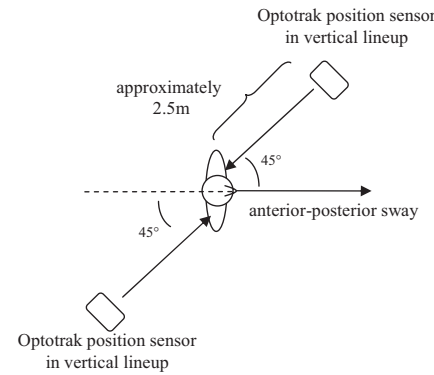
Tabela 1: Características dos estudos sobre coordenação interarticular dos membros inferiores

Autores	Amostra	Instrumentação	Marcadores	Procedimentos	Processamento
HSU et al., 2007	• N=10 saudáveis • 3 mulheres • 20-45 anos	• 6 câmeras VICON (3 bilaterais) • Posicionadas em semicírculo • Marcador: 1 cm de diâmetro • Plano sagital direito (suposição de simetria bilateral)	1. Ombro 2. Pelve 3. Quadril 4. Joelho 5. Tornozelo	• 5 minutos • $F_s = 120$ Hz • Olhos abertos e fechados • 3 execuções de cada	• Filtro passa-baixa Butterworth 2ª ordem ($F_c = 5$ Hz) na direção direta e reversa. • Comprimento dos segmentos corporais obtido pela média das posições dos marcadores durante os 3 s iniciais da primeira execução
PINTER et al., 2008	• N=10 saudáveis • 6 mulheres • 32-52 anos	• 2 câmeras OPTOTRACK (1 bilateral) • Posicionadas em diagonal (45°) ao corpo, alinhadas uma à outra • Plano sagital bilateral (média dos dados direito e esquerdo)	1. Coluna 2. Quadril 3. Joelho 4. Tornozelo 5. Pé	• 3 minutos • $F_s = 100$ Hz • Olhos abertos respondendo a perguntas • 1 execução	• Removido o 1º minuto do exame • Filtro passa-alta Butterworth 2ª ordem ($F_c = 1/30$ Hz) na direção direta e reversa • Dados dos lados direito e esquerdo foram promediados
GÜNTHER et al., 2009; GÜNTHER et al., 2011	• N=10 saudáveis (9 ex-atletas) • 3 mulheres • $29,7 \pm 1,3$ anos	• 6 câmeras VDS (3 bilaterais) posicionadas sobre cada marcador com resolução máxima (1024x1024 pixels) • Marcador: 3 cm de diâmetro • Plano sagital (direito) • 2 plataformas de força	1. Quadril 2. Joelho 3. Tornozelo	• 4,4 segundos • $F_s = 115,5$ Hz (câmeras) • $F_s = 1250$ Hz (plataforma) • Olhos abertos e fechados • 3 execuções de cada	• Filtro média móvel (7 amostras = passa-baixa com $F_c \sim 8,6$ Hz)
SHOLZ et al., 2012	• N = 15 saudáveis • 9 mulheres • $22,3 \pm 4,2$ anos	• 8 câmeras VICON • Plano sagital (direito) • 1 plataforma de força	1. Cabeça 2. Tórax 3. Pelve 4. Quadril 5. Joelho 6. Tornozelo 7. Pé 8. Dedos	• 4 minutos • $F_s = 120$ Hz • Olhos abertos com e sem estímulo visual de ambiente rotatório • 3 execuções de cada	• Comprimento dos segmentos corporais obtido pelos marcadores posicionados no centro das articulações no plano sagital • Modelo geométrico utilizado para calcular os ângulos articulares

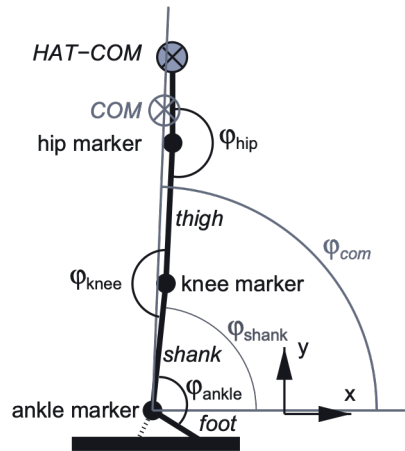
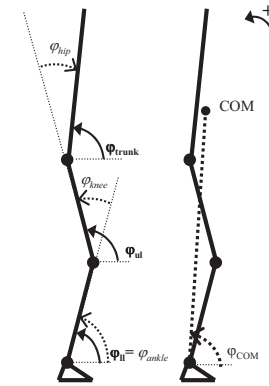
N: tamanho da amostra; F_s : frequência de amostragem; F_c : frequência de corte do filtro.



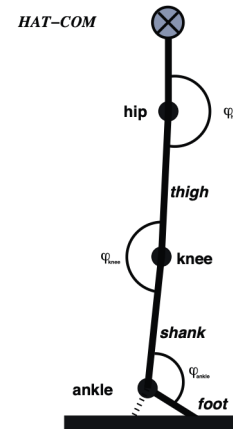
3A (HSU et al., 2007)



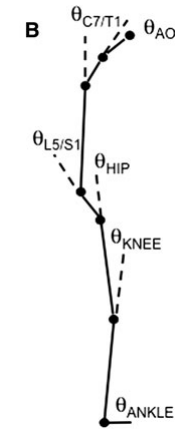
3B (PINTER et al., 2008)



3C (GÜNTHER et al., 2009)



3D (GÜNTHER et al., 2011)



3E (SCHOLZ et al., 2012)

Figura 3: Modelos biomecânicos de pêndulo invertido utilizados pelos estudos sobre coordenação interarticular dos membros inferiores.

Em sequência ao trabalho anterior, Günther et al. (2011) investigaram o acoplamento dinâmico das três articulações dos membros inferiores. O método experimental considerou a análise biomecânica das articulações do quadril, joelho e tornozelo (Figura 3D). Os principais resultados sugerem que as (1) articulações não adjacentes – tornozelo e quadril – não exibem qualquer sincronização visível cinematicamente nem mesmo em nível muscular e que (2) os valores são maiores do lado da perna direita do que do lado da perna esquerda. Coletivamente, os resultados mostraram que as hipóteses do SIP e DIP se tornam inexatas uma vez que o joelho exerce atividade bastante relevante devido à presença de músculos biarticulares (isquiotibias, gastrocnêmios e reto do femoral).

Scholz et al. (2012) investigaram a conexão entre a informação visual e o controle postural com base em um modelo multissegmentar. Os autores utilizaram a hipótese de um subespaço ou variabilidade não controlados (*uncontrolled manifold hypothesis*), que se baseia no modelo de vários DOF. Os participantes foram instruídos a permanecer em posição ortostática com os pés separados a uma distância confortável e com ângulo de abertura dos pés de 14° a partir da linha média olhando adiante para uma tela. Marcadores reflexivos foram posicionados nas seguintes regiões (lado direito do participante): cabeça, tórax, abdome, quadril, joelho, tornozelo e pé (Figura 3E). Com os participantes em posição estática em cima da plataforma de força (BERTEC, Columbus, USA), foram colocadas três telas, uma na frente, uma do lado direito e outra do lado esquerdo. As condições experimentais foram feitas em três execuções de quatro condições cada: em pé enquanto observando a área aberta da exibição visual; e observando o ambiente virtual com diferentes configurações de frequência e amplitude. Os principais resultados mostraram que há uma conexão entre a informação sensorial visual e os múltiplos DOF na postura ortostática não perturbada.

Baseado nesses estudos, nosso grupo de pesquisa investigou a coordenação interarticular dos membros inferiores para o controle postural na posição ortostática não perturbada. VINOTE et al. (2013) investigaram a coordenação interarticular de longo prazo (120 s) da extremidade inferior em jovens saudáveis. Dezoito participantes (7 mulheres, idade 25 ± 4 anos, massa corporal $65,4 \pm 13,5$ kg, altura $1,69 \pm 0,10$ m; índice de massa corporal $22,7 \pm 3,1$ kg/m²) foram submetidos a avaliação por cinemetria utilizando o protocolo de Scholz et al. (2012). Três sinais de 120 s cada foram adquiridos de cada indivíduo, orientado a permanecer ‘o mais imóvel possível’ na posição ortostática de olhos abertos e com os pés unidos (descalço com calcanhares encostados). Os resultados preliminares com sete indivíduos mostraram que, comparados às séries de curto prazo, os valores de correlação foram menores quando calculados em longo prazo. Esses dados sugerem que a coordenação

interarticular dos membros inferiores é mais utilizada para a realização de ajustes posturais decorrentes de alterações mais rápidas da postura e que tal coordenação se faz mais necessária de modo intermitente. Apesar de os resultados finais ainda não estarem publicados, tal projeto proporcionou dados para a proposta de um método para a visualização, localização e quantificação das regiões na BOS relacionadas às estratégias em fase (correlação positiva) e antifase (correlação negativa).

Devido à capacidade de adaptação do sistema nervoso central, a redução de uma dada função relacionada ao balanço postural pode não ser percebida até que uma doença altere a compensação dos sistemas envolvidos (REDFERN et al., 2001). Uma disfunção em qualquer parte dos sistemas de controle postural resulta em prejuízos ao controle postural (REIDER et al., 2003; MCKEON et al., 2008). Portanto, a avaliação do controle postural é fundamental para a compreensão dos processos envolvidos na manutenção da postura ortostática, principalmente nas doenças relacionadas à atividade sensorial e/ou neuromuscular.

1.3 Doenças neuromusculares: Poliomielite anterior aguda e síndrome pós-poliomielite

As doenças neuromusculares compreendem um grupo que afeta as unidades motoras compostas pelo corpo celular do neurônio motor inferior, seu axônio, a junção neuromuscular e as fibras musculares por ele inervadas. As neuropatias, classificadas dentre as doenças neuromusculares, promovem alterações no corpo do neurônio, sendo a PAA uma das principais neuropatias (OLIVEIRA, 2001). A SPP, caracterizada por um novo episódio de paresia/paralisia, fadiga anormal e dores mioarticulares, é considerada um dos efeitos tardios da PAA. Sua classificação é a mesma da PAA devido aos quadros clínico e histológico estarem relacionados com a disfunção do neurônio motor inferior e sua prevalência (OLIVEIRA, 2002; ORSINI et al., 2015).

1.3.1 Poliomielite anterior aguda

A PAA (CID10¹: A80 Poliomielite aguda; A80.0 Poliomielite parálitica aguda, associada ao vírus vacinal; A80.1 Poliomielite parálitica aguda, vírus selvagem importado; A80.2 Poliomielite parálitica aguda, vírus selvagem indígena; A80.3 Poliomielites parálíticas agudas, outras e não especificadas; A80.4 Poliomielite aguda não parálitica; A80.9

¹ <http://apps.who.int/classifications/icd10/browse/2015/en>

Poliomielite aguda não especificada [CVE, 2000]) é uma doença viral, de curso bifásico e que se manifesta inicialmente por febre, cefaleia, sinais de irritação meníngea e sintomas gastrointestinais. É uma doença com alta capacidade de penetração, desenvolvimento e multiplicação, onde apenas 1% dos infectados evoluem para a forma parálitica (MELNICK, 1955; CVE, 2000; ORSINI et al., 2010). O homem é o único hospedeiro natural do poliovírus e sua transmissão pode ser direta. O período de incubação pode variar de 2 a 30 dias, sendo em média de 7 dias (CVE, 2000; OLIVEIRA et al 2008). A mortalidade por PAA varia entre 2% e 10%, podendo ser bem mais elevada de acordo com a clínica da doença (CVE, 2000).

Os primeiros registros da PAA no Brasil apareceram em 1911, em São Paulo e no Rio de Janeiro, e epidemias foram registradas no fim da década de 50 e início da década de 60 no estado de São Paulo (BARBOSA, 1968), onde 80% a 90% dos casos foram predominantemente em crianças menores de quatro anos. Introduzida no Brasil em 1962 (BARBOSA e STEWIEN, 1980), a vacina contra a PAA deu início em 1980 às Campanhas Nacionais de Vacinação (SUTTER et al., 1999), se intensificando a partir de 1985, e permitindo que a vacina oral trivalente contra a PAA atingisse elevadas coberturas (OPS, 1985), interrompendo assim a cadeia de transmissão da doença no Brasil no final dos anos 80 (HULL et al., 1994; HULL et al., 1997). Em 1988, quando a PAA afetava mais de 1.000 crianças por dia em todo o mundo, foi dado início ao programa de erradicação global da poliomielite pela Organização Mundial de Saúde. Desde então, mais de 2,5 bilhões de crianças foram imunizadas. Atualmente, a incidência mundial de casos de PAA diminuiu 99%, sendo que em apenas três países não se conseguiu a paralisação da transmissão, Afeganistão, Nigéria e Paquistão².

Com duas formas de evolução, metade dos casos apresenta os sinais clínicos de forma progressiva, partindo do quadro febril até a paralisia; a outra metade apresenta-se de forma bifásica, com uma fase inicial não específica e duração por volta de uma semana, um intervalo de três a cinco dias de remissão e uma segunda fase de novo quadro febril acompanhado de paralisia. Em todos os casos, há proliferação do vírus no interior dos neurônios, porém as manifestações clínicas de paralisia muscular dependem diretamente do número de neurônios atingidos. Com 60% dos neurônios motores atingidos, há percepção de diminuição da força muscular. Com 80% dos neurônios motores atingidos, a disfunção se evidencia, porém, a função muscular ainda é capaz de mobilizar um segmento corporal contra a ação da gravidade (SHEPHER, 1976).

² <http://www.polioeradication.org/Polioandprevention/Historyofpolio.aspx>

Observam-se alterações clínicas significativas inicialmente nos neurônios motores inferiores do corno anterior da medula espinhal, especialmente dos segmentos cervical e lombar (BODIAN, 1949; SHEPHERD, 1976; QUADROS et al 2005). Também podem ocorrer sinais de comprometimento de neurônios motores superiores como espasticidade, hiperreflexia e sinal de Babinski (JUBELT, 1987). Dor muscular, câibra e fasciculação são frequentes, ao passo que dor articular inicialmente sem paralisia é mais rara, manifestando-se dentro de 24 a 48 horas após a infecção.

O quadro clínico da PAA mantém relação direta com a localização das lesões e com a distribuição dos motoneurônios (BODIAN, 1949; BODIAN, 1972; SHEPHERD, 1976). A forma paralítica é heterogênea e está condicionada ao grau de comprometimento da medula espinhal, tronco encefálico ou hemisférios cerebrais. (OLIVEIRA et al, 2008; GOLDMAN et al, 2005, MAYNARD, 2000). A poliomielite paralítica pode ser do tipo espinhal, que é a mais comum e afeta mais os membros inferiores. Não há como prever a extensão da paralisia, que ocorre dentro de cinco a seis dias após o início desta. Ao fim de algumas semanas, ocorre a atrofia (PLUM, 1956; FOLEY, 1974; SHEPHERD et al, 1976). A poliomielite bulbar pode envolver nervos cranianos, sendo os mais frequentes os pares VII, IX e X, resultando em fraqueza facial e dificuldade na deglutição e fonação. A poliomielite bulbar pode envolver também formação reticular, resultando em problemas no ritmo respiratório, letargia ou perturbação da consciência, e disfunção cardiovascular, incluindo hipotensão, hipertensão e arritmia cardíaca (PLUM, 1959; SHEPHERD et al, 1976).

O diagnóstico da PAA é dado a partir da combinação de febre, cefaleia, rigidez da nuca e paralisia flácida assimétrica sem diminuição da sensibilidade, além de um perfil de líquido cefalorraquidiano consistente com infecção viral. Porém, esse diagnóstico pode ser dificultado se essas manifestações maiores estiverem faltando ou se manifestações incomuns, como retenção urinária ou alteração sensitiva, ocorrerem. Outros enterovírus, além do poliovírus, podem causar a paralisias similares, embora geralmente não sejam tão graves como a provocada pelo poliovírus (GEAR, 1984).

1.3.2 Síndrome pós-poliomielite

A SPP (CID10³: G14 Síndrome mielítica pós-poliomielite) pode ser definida como um novo dano neurológico, com agravamento dos sintomas neuromusculares, que se inicia dentro de 25 a 30 anos após a fase aguda da poliomielite paratítica (DALAKAS et al., 1986;

³ <http://apps.who.int/classifications/icd10/browse/2015/en>

DALAKAS, 1995; NOLLET et al., 2002; TROJAN e CASHMAN, 2005). Estudos citam que esse período pode ser menor, podendo ocorrer antes de passados dez anos (RAMLOW et al., 1992). O termo SPP é utilizado mais frequentemente para descrever as novas dificuldades que podem ocorrer anos após a recuperação da PAA (MUNSAT, 1991), como descrevem os próprios indivíduos a gama de sintomas experimentados muitos anos após a PAA e que causam dificuldades físicas e psicológicas (DALAKAS, 1995).

Na América do Norte, a SPP é considerada uma das doenças do neurônio motor de maior prevalência, estimando-se que cerca de 640.000 sobreviventes da PAA podem vir a desenvolver a SPP (PARSONS, 1991; ORSINI et al., 2010). Na Europa, estimam-se 250.000 indivíduos com SPP e 20.000.000 no mundo todo (BOSCH, 2004). No Japão, uma pesquisa recente estimou a prevalência da SPP em 85% dos adultos com PAA na cidade de Kitakyushu (TAKEMURA et al., 2004). RAGONESE et al. (2005) desenvolveram um estudo de coorte em Palermo (Itália), estimando a prevalência da SPP em 31%. No Brasil encontrou-se uma prevalência de 68% de SPP entre adultos com sequelas da PAA (OLIVEIRA & MAYNARD, 2002); outro estudo em São Paulo apontou prevalência de 77,2% de SPP em uma população de demanda espontânea (QUADROS, 2005).

Não se pode precisar a causa desses novos sintomas (HALSTEAD, 1995), onde, após anos de remissão dos sintomas, cerca de três décadas, há uma tendência de sobrecarga, que pode ser acelerada ou atenuada dependendo de fatores individuais e, especialmente, das atividades ou exercícios terapêuticos realizados (ORSINI et al., 2015). Um estudo de revisão (JUBELT & DRUCKER, 1999) apresentou os possíveis mecanismos para o desenvolvimento da SPP: 1) morte dos motoneurônios remanescentes com o envelhecimento normal, associado à perda prévia no processo da pólio aguda; 2) motoneurônios permanentemente imaturos pelo dano do poliovírus; 3) exaustão dos brotamentos axonais com o avanço da idade nas unidades motoras gigantes formadas após a poliomielite (possivelmente também pelo excesso de demanda metabólica); 4) infecção crônica pelo poliovírus; 5) predisposição de degeneração do motoneurônio por causa das mudanças nas células da glia, vasculares e linfáticas causadas pelo poliovírus; 6) a poliomielite induz à vulnerabilidade do motoneurônio a injúrias secundárias; 7) predisposição genética do motoneurônio tanto para a poliomielite como para a degeneração precoce; 8) a SPP é uma síndrome imunomediada; e 9) exaustão precoce dos novos brotamentos axonais após a poliomielite aguda e exaustão do motoneurônio devido a excessiva demanda metabólica.

Supõe-se que o aumento da demanda metabólica de uma unidade motora gigante resulta em esgotamento precoce e morte do neurônio motor (JUBELT, 1987). Entretanto,

ainda não há estudos definitivos examinando a soma da célula, que comprovariam os achados da eletroneuromiografia e da biopsia muscular. O supertreinamento muscular resulta em fadiga muscular (GRIMBY, 1996) e pode contribuir para aumentar a excessiva demanda metabólica do neurônio motor, e a exaustão prematura também pode ser aumentada pela infecção prévia pelo poliovírus no neurônio motor, com dano residual (JUBELT, 1987). Essa é a teoria mais aceita (BORG et al., 1987; BORG et al., 1988; PERRY et al., 1988; GRIMBY et al., 1989; DALAKAS, 1995). As outras oito teorias são: 1) disfunção das unidades motoras devido ao supertreinamento ou envelhecimento precoce das unidades motoras afetadas pela pólio; 2) desuso muscular; 3) perda normal das unidades motoras com o envelhecimento; 4) predisposição da degeneração do neurônio motor devido a dano glial, vascular e linfático; 5) reativação do vírus ou infecção persistente; 6) síndrome imunomediada; 7) efeito do hormônio de crescimento; e 8) efeito combinado do supertreinamento, desuso, dor, ganho de peso ou outras doenças (JUBELT & CASHMAN, 1987).

MAYNARD (1985) mostrou que, na maioria dos adultos com poliomielite, os maiores problemas situam-se nos membros inferiores. WINDERBANK et al. (1987) mostraram que a nova fraqueza ocorreu mais frequentemente na musculatura dos membros inferiores que suportam o peso do corpo e que os membros que foram mais afetados na doença original estavam mais suscetíveis à nova fraqueza. PERRY et al. (1987) observaram que a nova fraqueza nos membros inferiores promove incapacidade de marcha, com aumento no tempo e na intensidade da contração dos músculos extensores.

O desenvolvimento da fraqueza progressiva pode basear-se na hipótese de supertreinamento, desuso, dor, ganho de peso e outras doenças ou em uma interação entre estes, multiplicando os efeitos de um único fator. Por exemplo, com o supertreinamento surge a fraqueza, que leva ao desuso, ao aumento de peso corporal, promovendo assim maior fraqueza muscular. O desuso do sistema musculoesquelético leva a atrofia, fraqueza e contraturas e diminui a resistência muscular, que são complicações que têm sido estudadas em outros grupos com estilo de vida sedentário ou lesões neuromusculares. Com o supertreinamento podem surgir quadros de dor musculoesquelética, levando o indivíduo a interromper suas atividades; levando a um processo de descondicionamento ou gerando compensações para movimentar-se, levando a um maior supertreinamento com a grande possibilidade de desenvolvimento de dor em várias áreas do corpo (HALSTEAD, 1988).

Indivíduos que experimentaram uma história de poliomielite aguda mais grave têm maior risco de desenvolver os novos sintomas; entretanto, vários indivíduos com uma história típica dos novos sintomas da SPP tiveram uma história de PAA leve com excelente

recuperação clínica. Alguns fatores são associados à nova fraqueza progressiva como: 1) idade inicial da infecção: quanto mais tarde se contraiu a pólio, maior o risco para aparecimento de novos sintomas neurológicos; 2) história de hospitalização; 3) uso de suporte ventilatório; 4) envolvimento paralítico em todos os membros; 5) fraqueza intensa na época da PAA; 6) maior tempo desde o início da infecção aguda; 7) aumento recente de peso; 8) dor muscular associada a exercício; e 9) maior idade e tempo de apresentação clínica (HALSTEAD, 1985; TROJAN, 1994).

Os sintomas e sinais da SPP incluem a combinação de sintomas musculoesqueléticos (DALAKAS, 1995). A diminuição precoce da capacidade funcional e o aparecimento de dores nas articulações e músculos estão diretamente ligados à perda de força muscular, com consequente diminuição da resistência da musculatura, fadiga muscular e generalizada, dor muscular e articular e aumento das deformidades esqueléticas (HALSTEAD & ROSSI, 1985; AHLSTRÖM & KARLSSON, 2000; HOWARD, 2005; TROJAN e CASHMAN, 2005) e dificuldades respiratórias e de deglutição (GAWNE & HALSTEAD, 1995). A presença de uma nova atrofia muscular é obrigatória para alguns autores, sendo esse um sinal objetivo da desnervação (AURLEIN et al., 1999). Adicionalmente, podem ocorrer disfagia, alterações do sono e intolerância ao frio (OLIVEIRA et al, 2008).

O diagnóstico da SPP baseia-se nos seguintes critérios: (1) história confirmada de poliomielite paralítica, caracterizada por doença aguda com febre e distribuição geralmente assimétrica de paralisia flácida em grupos musculares variáveis; (2) evidência de lesão do neurônio motor inferior ao exame neurológico com sinais de fraqueza residual, atrofia, diminuição ou abolição de reflexos tendíneos na ausência de comprometimento da sensibilidade (associados a esses achados, encontram-se, na eletroneuromiografia, sinais de desnervação e reinervação); (3) período de recuperação neurológica parcial ou completa, seguido por estabilidade neurológica e funcional por pelo menos 15 anos; (4) surgimento ou piora de fraqueza ou fadiga anormal, com ou sem fadiga generalizada, atrofia muscular ou dor muscular e articular; (5) os sintomas têm geralmente início gradual, embora possam ser súbitos, devendo persistir por pelo menos um ano (ORSINI et al., 2010).

Essencialmente clínico, o diagnóstico da SPP baseia-se em critérios de inclusão e exclusão e leva em consideração as principais manifestações clínicas. Não havendo um teste diagnóstico específico que possa distinguir entre sobreviventes sintomáticos e assintomáticos da PAA, deve-se ressaltar a importância de saber diferenciar a fraqueza por desuso da fraqueza neurogênica, existindo ainda outros dilemas em fazer o diagnóstico da SPP. Por ser uma doença multifatorial, o surgimento de um problema que pode levar ao início de uma

reação em cadeia de outras alterações faz com que o diagnóstico original seja impossível (DALAKAS, 1995; DALAKAS, 1991; CASHMAN et al, 1987).

Raramente fatal, a SPP evolui de forma lenta e progressiva, mas exige cuidados para indivíduos que têm disfunção respiratória e disfagia (TROJAN e CASHMAN, 2005). A força muscular declina de 1% (DALAKAS et al., 1986) a 2% ao ano (AGRE et al., 1995). Essa doença também pode levar a deficiências, perda da independência e uso de órteses e dispositivos de auxílio para minimizar as deficiências (AHLSTRÖM & KARLSSON, 2000).

O aparecimento de novos problemas ou o agravamento de problemas pré-existentes mostram que a reabilitação de adultos com SPP deve ter uma abordagem multidisciplinar, com ênfase na fisioterapia, incluindo melhorias ou modificações individualizadas na atividade física realizada, evitando o sedentarismo ou o uso excessivo de músculos fracos e a avaliação da necessidade de órteses e dispositivos de assistência (GONZALEZ et al., 2010).

TIFFREAU et al. (2010) mostraram que o treinamento aeróbico submáximo e o fortalecimento muscular de baixa intensidade têm mostrado efeitos positivos sobre o ganho de força muscular e melhoria do sistema cardiorrespiratório em adultos afetados pela SPP. Mostraram também que a terapia aquática tem impacto positivo na diminuição da dor e da função muscular, recomendando que, em indivíduos com fadiga severa, essas atividades sejam adaptadas à rotina de exercícios diários.

KOOPMAN et al. (2010) e KOOPMAN et al. (2015), por meio de um estudo randomizado controlado, avaliaram a eficácia da aplicação de algumas terapias em adultos com SPP. A terapia com exercícios, que consistiu em um programa supervisionado em grupo e uma vez por semana durante quatro meses com fortalecimento muscular e exercícios funcionais, o tratamento convencional, que consistiu em treinamento aeróbico, em casa, três vezes por semana, e a terapia comportamental cognitiva, que teve como foco aliviar a fadiga por meio da mudança de comportamento e associando essa mudança também a outras questões inerentes a esses indivíduos. O estudo mostrou que não houve diminuição significativa da fadiga ou melhoria de desfechos secundários, como qualidade de vida e autopercepção nas limitações das atividades de vida diária.

BAKER et al. (2016) avaliaram as experiências e perspectivas de indivíduos com SPP e terapeutas por meio da terapia com exercícios e terapia comportamental cognitiva. Em relação aos indivíduos com SPP, o estudo mostrou que as suas expectativas eram maiores com a aplicação de exercícios do que com a terapia cognitiva comportamental, pois não era do entendimento deles como falar dos seus problemas poderia ajudar a melhorar seus problemas físicos e a fadiga. Apesar de, na maioria dos indivíduos, não ter ocorrido

diminuição da fadiga após a aplicação da terapia comportamental cognitiva, esses indivíduos mostraram-se mais capazes em aceitar suas deficiências ou lidar com suas emoções, tendo ainda um resultado também na motivação para a continuação dos exercícios.

1.3.3 Aspectos clínicos e funcionais da PAA/SPP e a estabilidade postural

As principais manifestações clínicas da SPP podem estar diretamente relacionadas com uma pior qualidade do controle postural mesmo na posição ortostática não perturbada. Aparentemente, poucos estudos investigaram o equilíbrio postural em adultos com SPP.

LEGTERS et al. (2006) aplicaram escalas de medo de queda e confiança no equilíbrio (*Activities-specific Balance Confidence [ABC] Scale*) e um questionário de avaliação da qualidade de vida (MOS SF-36v2) em 172 indivíduos via correio postal e eletrônico. Foi observada presença marcante de medo de queda e significativa limitação na confiança no equilíbrio na maioria dos indivíduos. Também foi observada uma associação entre a dimensão de função física no questionário de qualidade de vida e a confiança no equilíbrio. Esses dados sugerem fortemente que esses indivíduos necessitam de condutas de reabilitação específicas para restabelecer a confiança no equilíbrio e reduzir o medo de queda e, para tal, suas estratégias de controle postural precisam ser bem descritas.

LEHMANN et al. (2006) realizaram um estudo com 50 indivíduos com efeitos tardios da PAA. Nesse estudo, o controle postural foi avaliado e correlacionado à velocidade da marcha, uma vez que pessoas com efeitos tardios da PAA podem ter dificuldade de realizar transferências nas atividades de vida diária (AVD) e têm diminuição na capacidade de marcha. No estudo, o controle postural foi testado com o Teste de Alcance Funcional (*Functional Reach test*), o *Timed Up and Go* e o questionário de escala de quedas (*Falls Efficacy Scale*, FES). Os achados do estudo em questão mostraram diminuição no controle postural, bem como na velocidade da marcha, mostrando a necessidade de mais estudos sobre o tema, uma vez que atividades com tais exigências podem trazer dificuldades nas AVD dessa população.

1.4 Problemas

- a. Adultos com PAA/SPP apresentam coordenação interarticular dos membros inferiores diferente de indivíduos saudáveis?

- b. Existe associação entre a coordenação interarticular dos membros inferiores e o quadro clínico e funcional da SPP?
- c. O método de mapeamento cinemático da coordenação interarticular é confiável?

1.5 Objetivos

1.5.1 Geral

Investigar o controle postural ortostático de adultos com PAA e SPP utilizando o mapeamento cinemático da coordenação interarticular dos membros inferiores e sua associação com o perfil clínico e funcional da doença.

1.5.2 Específicos

1. Descrever a coordenação interarticular dos membros inferiores (tornozelo Joelho, tornozelo-quadril e joelho-quadril) em adultos com PAA/SPP;
2. Comparar a coordenação interarticular dos membros inferiores de adultos com PAA/SPP com um grupo de indivíduos saudáveis;
3. Correlacionar as variáveis de coordenação interarticular com as variáveis descritoras do quadro clínico e funcional de adultos com PAA/SPP;
4. Avaliar a confiabilidade teste-reteste do método de mapeamento cinemático.

1.6 Hipóteses

- a. A coordenação interarticular dos membros inferiores de adultos com PAA/SPP é diferente de indivíduos saudáveis. Esta hipótese está baseada nos fatores clínico-funcionais relacionados à PAA/SPP, que seriam o grau de gravidade da PAA, a fraqueza muscular e a menor estabilidade postural, dentre outras (WINDEBANK et al. 1991; RAGONESE et al. 2005).
- b. As variáveis de coordenação interarticular são associadas ao quadro clínico e funcional dos adultos com PAA/SPP. Esta hipótese está baseada nos sintomas e sinais da PAA/SPP, que incluem sintomas musculoesqueléticos, tais como, a diminuição da resistência da musculatura, fadiga, aumento das deformidades esqueléticas, causando uma deterioração precoce da capacidade funcional, além de dor articular e muscular

(HALSTEAD & ROSSI, 1985; AHLSTRÖM & KARLSSON, 2000; HOWARD, 2005; TROJAN e CASHMAN, 2005).

- c. A confiabilidade do método de mapeamento cinemático é de moderada a excelente. Esta hipótese está baseada no estudo realizado pelo nosso grupo de pesquisa (FERREIRA & BARACAT, 2014), o qual mostrou excelente confiabilidade teste-reteste para a distribuição espacial da posição do COP em indivíduos jovens saudáveis.

1.7 Justificativas

Tem-se observado que a SPP é uma realidade no Brasil, estimando-se que mais de 70% dos vitimados pela PAA desenvolverão a SPP com impacto na sua qualidade de vida. Tais indivíduos apresentam variabilidades clínicas que precisam ser compreendidas e abordadas para a elaboração de prescrições fisioterápicas com base em evidências. A caracterização dessa entidade clínica exige uma mudança no paradigma de atendimento a esses indivíduos sob uma forma padronizada e com envolvimento da interdisciplinaridade. Os resultados esperados deste projeto podem ajudar a compreender os fatores cinesiológicos e biomecânicos relacionados à instabilidade postural, com possível aplicação no futuro desenvolvimento de intervenções para reabilitação dessa população.

A adoção de uma posição bípede torna a manutenção do balanço postural uma tarefa motora desafiadora. As alterações que ocorrem nos sistemas de controle da postura em decorrência de disfunções neuromusculares instigam pesquisadores e clínicos a entender mais sobre como os sistemas trabalham para a manutenção dessa postura. Em particular, a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta é essencial para a execução de atividades da vida diária e para a prática de atividade física e esportiva. Sinergias inadequadas de movimento levam ou podem levar à dor e problemas osteomioarticulares. Os estudos recentes em indivíduos saudáveis têm mostrado a relevância do sinergismo articular para a manutenção do equilíbrio, mas a coordenação interarticular dos membros inferiores para o controle postural ortostático em indivíduos com SPP permanece desconhecida. Portanto, este trabalho se justifica pela novidade das informações a ser extraídas sobre a coordenação interarticular dos membros inferiores para o controle postural nessa população.

Capítulo 2 Métodos

2.1 Aspectos éticos

O protocolo experimental foi submetido ao Comitê de Ética antes da execução do estudo em consonância com a resolução 466/2012. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1) após ser informados sobre a natureza do estudo e do protocolo a ser realizado. A carta de aprovação do Comitê de Ética encontra-se no Anexo 4 (CAAE 46373915.0.0000.5235).

2.2 Delineamento do estudo

Este estudo possui caráter observacional transversal controlado com admissão prospectiva de casos. Os indivíduos com PAA/SPP foram recrutados por meio de um banco de dados do ambulatório do Hospital Universitário Antônio Pedro (HUAP/UFF, RJ, Brasil), da Associação G14⁴, além de outros grupos de apoio que divulgaram a pesquisa. Os participantes saudáveis foram compostos, em sua maioria, por alunos do projeto de extensão da Universidade para Terceira Idade do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM, RJ, Brasil) e por pessoas da comunidade. O recrutamento para este projeto foi realizado em mídias sociais e por apresentação oral para os alunos da UNATI.

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Análise do Movimento Humano (LAMH), no Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM (RJ, Brasil). A análise dos dados foi realizada no Laboratório de Simulação Computacional e Modelagem em Reabilitação (LSCMR) da UNISUAM (RJ, Brasil).

2.3 Amostra: critérios de inclusão e exclusão

Critérios de inclusão para o grupo controle: 1) concordar em participar do estudo; 2) idade igual ou superior a 18 anos; 3) conseguir permanecer de pé sem auxílio por 30s ou mais; 4) ausência, nos últimos seis meses, de lesões nos membros inferiores; 5) não consumir, nas últimas 24 horas, bebidas alcóolicas, sedativos e estimulantes; 6) não ter prática em atividades físicas que treinem enfaticamente o controle postural, tais como

⁴ <https://www.facebook.com/Associação-G-14-de-apoio-aos-Pacientes-de-Poliomielite-e-Síndrome-Pós-pólio-466779456842607/?fref=ts>

ginástica olímpica, *taijiquan*, *yoga* ou *ballet*; e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1). Os participantes do grupo controle foram selecionados a partir de uma amostra de conveniência para ajuste quanto ao sexo, idade, estatura e massa corporal.

Critérios de inclusão para o grupo de pacientes: 1) todos os critérios para inclusão no grupo controle; 2) episódio prévio de PAA, com um período de recuperação neurológica seguido de estabilidade neurológica e funcional; e 3) diagnóstico de SPP, caso confirmado, utilizando-se o Consenso da *Post-Polio Task Force* (JUBELT e DRUCKER, 1999).

Compreendem critérios de exclusão para ambos os grupos: 1) não completar pelo menos uma das três repetições da avaliação cinemática; 2) solicitação de exclusão do estudo.

2.4 Procedimentos

Os participantes foram submetidos a anamnese e exame físico para constatação da sua elegibilidade quanto aos critérios de inclusão e exclusão utilizando-se uma ficha de avaliação desenvolvida neste estudo (Apêndice 2). Os participantes tiveram sua massa corporal (aproximada para 0,1 kg) e altura (aproximada para 0,01 m) medidas com estadiômetro (Filizola, SP, Brasil). Em sequência, realizou-se a avaliação da força muscular, equilíbrio e medo de queda. Na última etapa, realizou-se a análise da postura ortostática por cinemetria.

2.4.1 Avaliação da força muscular dos membros inferiores

Foi utilizada a escala manual de força muscular do *Medical Research Council* (MRC), uma avaliação validada que busca compreender o desempenho e a evolução funcional do indivíduo. A graduação da força muscular baseia-se na evidência de contração muscular, na resistência pela ação da gravidade e na resistência manual. A força muscular foi graduada de 0 a 5 (pontuação inteira) (HISLOP e MONTGOMERY, 1996). Os músculos avaliados foram: gastrocnêmio, isquiotibial e reto femoral, bilateralmente (Anexo 1).

Procedimento: O avaliador realizou o movimento passivamente e logo em seguida foi solicitado ao participante que realize esse movimento de forma ativa, contra a ação da gravidade. Havendo movimento contra a ação da gravidade, os grupos musculares foram testados contra resistência manual moderada imposta pelo examinador. Caso não haja movimento contra a ação da gravidade, o teste foi realizado sem a ação da gravidade. Não havendo movimentação articular, foi solicitado ao indivíduo que realizasse uma força, e o examinador palpou o ventre muscular a fim de verificar a presença de contração isométrica.

2.4.2 Avaliação da estabilidade postural

A escala de equilíbrio de Berg (BBS) foi criada em 1992 por Katherine Berg com objetivo de avaliar a estabilidade postural durante tarefas funcionais em indivíduos com idade acima dos 60 anos. Miyamoto et al. (2004) traduziram e adaptaram a BBS para a língua portuguesa. A BBS baseia-se em 14 itens comuns das AVD, cada item com uma escala ordinal de 5 alternativas que variam de 0 a 4 pontos sendo possível alcançar a pontuação máxima de 56 pontos. Com duração em torno de 15 minutos, é um teste simples e seguro para a avaliação de idosos, requerendo de instrumental somente um cronômetro e uma régua (SILVA et al., 2006) (Anexo 2). O risco de queda foi interpretado pela BBS como alto (0 a 20), moderado (21 a 40) ou baixo (41 a 56) de acordo com a pontuação total.

2.4.3 Avaliação do medo de queda

A *Fall Efficacy Scale* (FES-I-Brasil) é uma versão adaptada da *Fall Efficacy Scale* (FES-I), escala para avaliação da autoeficácia relacionada às quedas desenvolvida pela Rede Europeia de prevenção às quedas (*Prevention of Falls Network Europe*). A FES-I-Brasil foi adaptada da FES-I e engloba questões sobre a preocupação com a possibilidade de cair ao realizar 16 atividades, cada uma com escores de um a quatro, em que um escore total a partir de 16 indica ausência de preocupação de queda e um escore total de 64 indica preocupação extrema de queda. Os dados foram coletados a partir de autorelato dos participantes, que foram submetidos individualmente a entrevista (CAMARGOS et al., 2010) (Anexo 3).

2.4.4 Avaliação da coordenação interarticular

Para análise da cinemetria, o posicionamento das câmeras foi adaptado da literatura (HSU et al., 2007) em um semicírculo para captura simultânea dos lados direito e esquerdo do participante (Figura 4). Os sinais de movimento articular foram adquiridos no Laboratório de Análise do Movimento Humano (UNISUAM) utilizando o programa *Qualisys Track Motion* versão 3.19 (Qualisys, Gothenburg, Suécia) e um sistema de quatro câmeras ProReflex MCU (modelo 240, 680x500 pixels, Qualisys, Gothenburg, Suécia). O protocolo de utilização do sistema está descrito no Apêndice 3.



Figura 4: Instrumentação para coleta dos dados de cinemetria composta de quatro câmeras infravermelhas e o manequim utilizado para avaliação do sistema.

O sistema de coleta foi calibrado utilizando-se a varinha de calibração (740 mm) de acordo com as recomendações do manual do fabricante antes do início de cada sessão de coleta de dados. Para análise da acurácia e precisão de localização dos marcadores reflexivos foi realizada uma coleta de dados com um manequim estático (altura: 1,70 m) com marcadores nas regiões anatômicas de interesse. A calibração da sessão de coleta do manequim foi realizada com os mesmos parâmetros realizados para a coleta dos grupos paciente e controle, com duração de 30 segundos e frequência de amostragem de 200 Hz.

Os participantes foram solicitados a permanecer na postura ortostática, com os pés separados por uma largura confortável não superior à largura dos ombros, ângulo de abertura dos pés de 14° da linha média e braços pendentes cruzados à frente do corpo (SCHOLZ et al., 2012). Os participantes foram posicionados na área de coleta e cerca de 15 s depois a mesma foi iniciada, considerando-se o tempo necessário para adquirir estabilidade (JOHNSON et al., 2003). Foram realizadas até três execuções de 30 s, com intervalo de dois minutos entre as repetições.

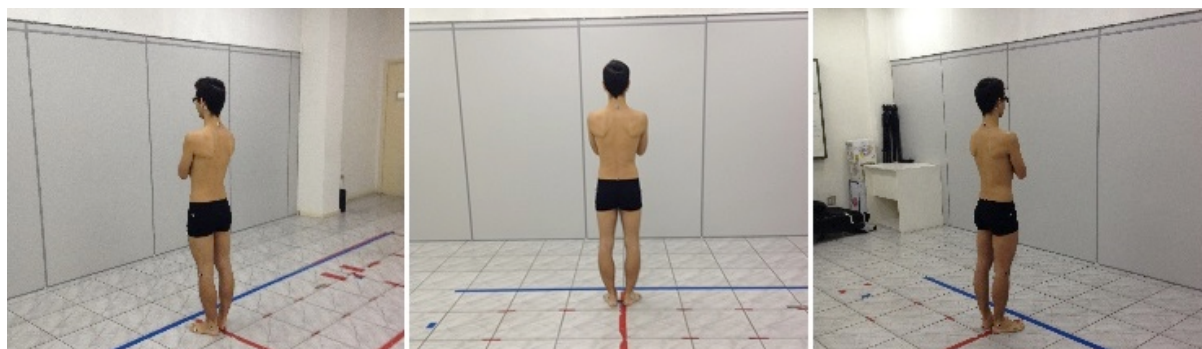


Figura 5: Posicionamento de um participante para coleta dos dados com cinemetria.

Os dados da avaliação cinemática foram representados com o modelo multissegmentar baseado no modelo biomecânico de segmentos conectados (Figura 5). A posição dos marcadores reflexivos segue o modelo proposto e adaptado para uma avaliação bilateral: 5º metatarso (bilateral), calcâneo (bilateral), maléolo lateral (bilateral), côndilo femoral (bilateral), trocânter maior (bilateral) e espaço entre L5-S1. Os eixos de referência foram definidos em X para o eixo mediolateral, Y para o eixo anteroposterior e Z para o eixo superior. $V1$ e $V2$ são vetores unitários para os segmentos proximal e distal, respectivamente.

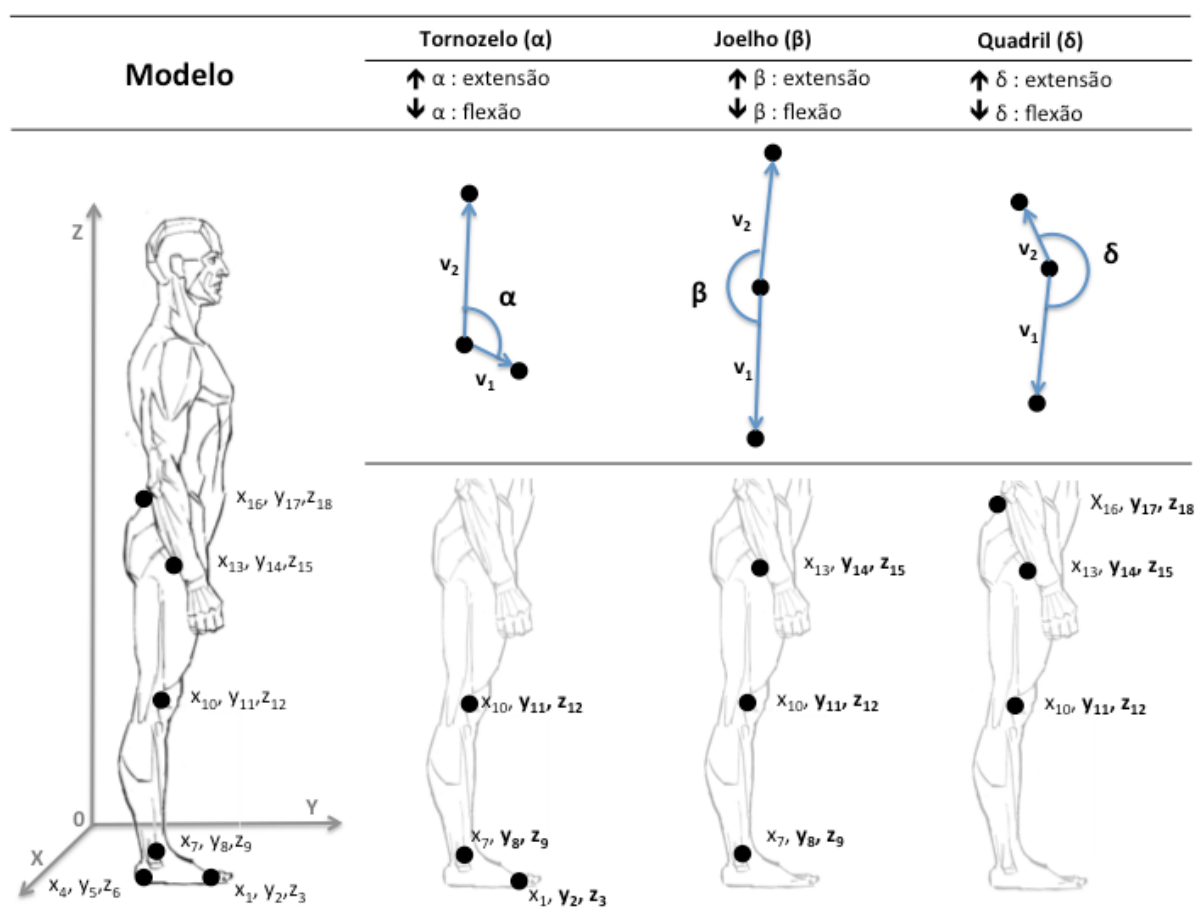


Figura 6: Modelo multissegmentar de segmentos conectados. Os eixos e as coordenadas de referência foram definidos como X (mediolateral), Y (anteroposterior) e Z (vertical).

Os vetores $V1$ e $V2$ são vectores unitários para os segmentos proximal e distal, respectivamente.

2.5 Análise dos dados

Os sinais foram processados utilizando algoritmos escritos em Maple 17 (Waterloo Maple, USA) no Laboratório de Simulação Computacional e Modelagem em Reabilitação (UNISUAM) desenvolvidos particularmente para este estudo. Os métodos computacionais

foram executados em dois computadores com sistema operacional Mac OS X 10.8.2 (Apple, USA) com 2,26 GHz Intel® Core i5, 8 GB RAM. A Figura 6 apresenta o fluxograma para processamento e análise dos sinais de cinemetria.

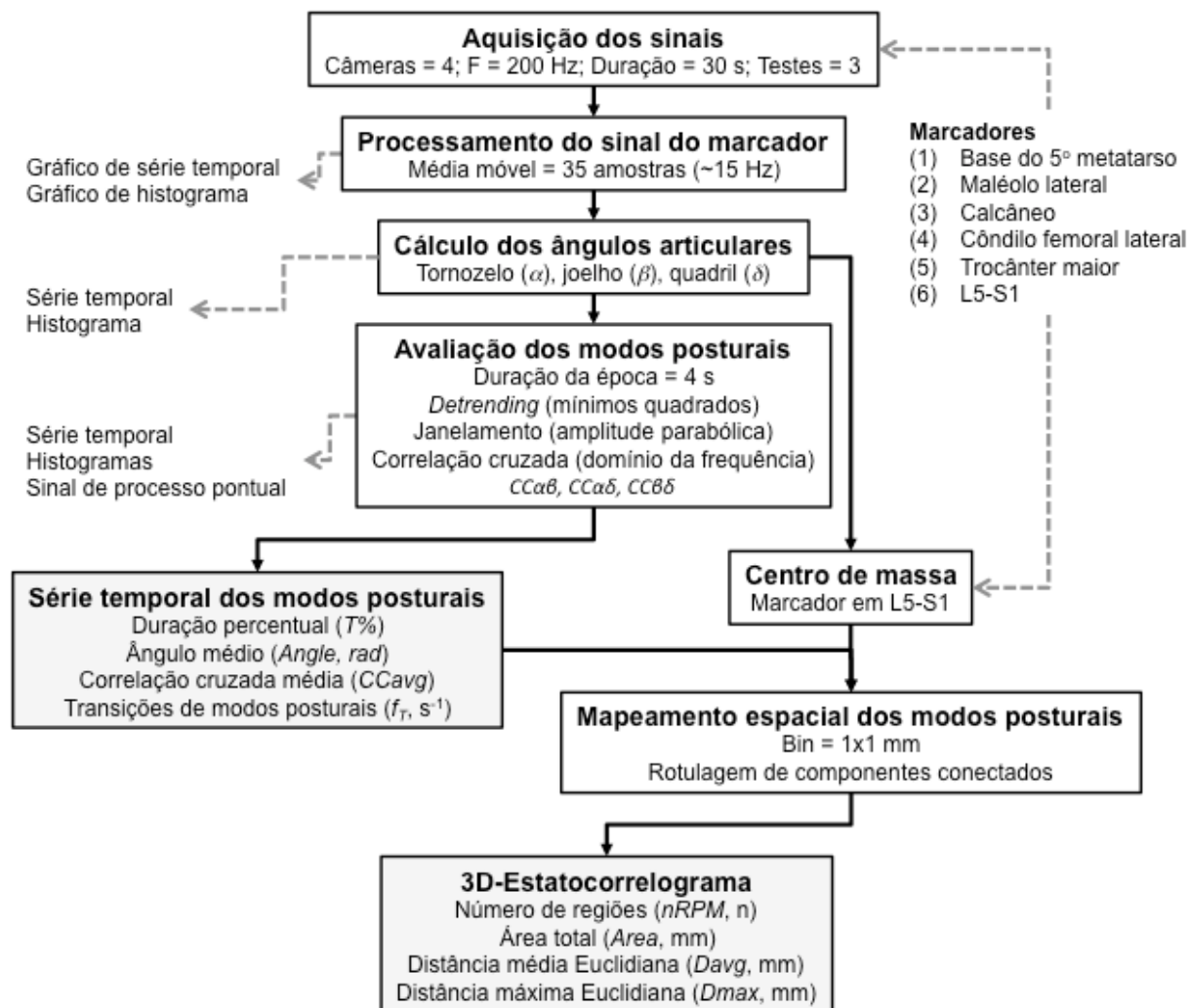


Figura 7: Fluxograma de processamento e análise dos sinais de cinemetria.

Os sinais de posição articular foram adquiridos a uma frequência de 200 Hz e processados com filtro média móvel de 35 amostras (frequência de corte ≈ 15 Hz) (Figura 8). Os ângulos articulares foram calculados pelo método geométrico a partir das coordenadas espaciais dos marcadores seguindo o mesmo autor (SCHOLZ et al., 2012). Para os processamentos subsequentes, os sinais de angulação foram janelados em períodos de quatro segundos conforme trabalhos anteriores (GÜNTHER et al., 2009; GÜNTHER et al., 2011).

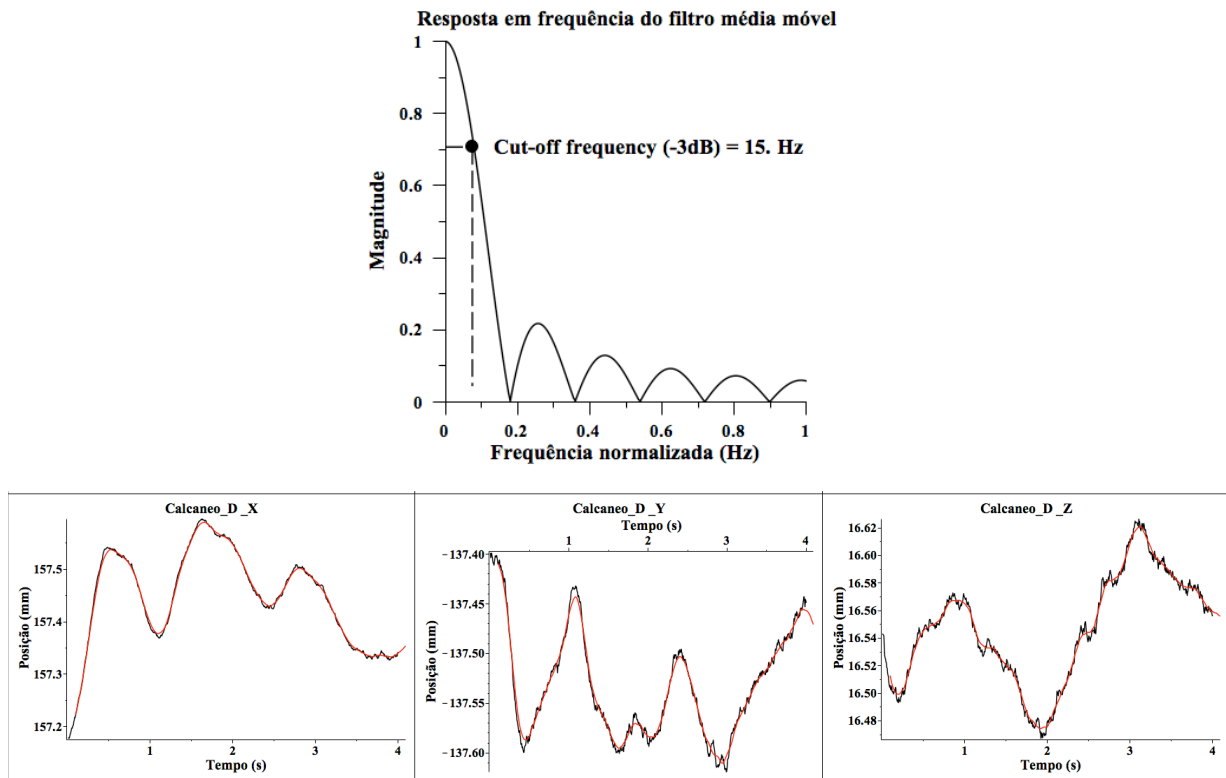


Figura 8: Superior: Resposta do filtro média móvel. Inferior: Processamento do sinal do marcador do calcâneo direito nos três eixos XYZ com filtro de 35 amostras (linha preta: sinal bruto; linha vermelha: sinal filtrado).

Em sequência, os sinais de angulação tiveram suas médias e tendências removidas (método de mínimos quadrados), foram janelados e multiplicados por uma função parabólica (Figura 9) em épocas de quatro segundos cada sobrepostas (incremento = uma amostra) para análise da correlação cruzada (CC) no domínio da frequência (Figura 10).

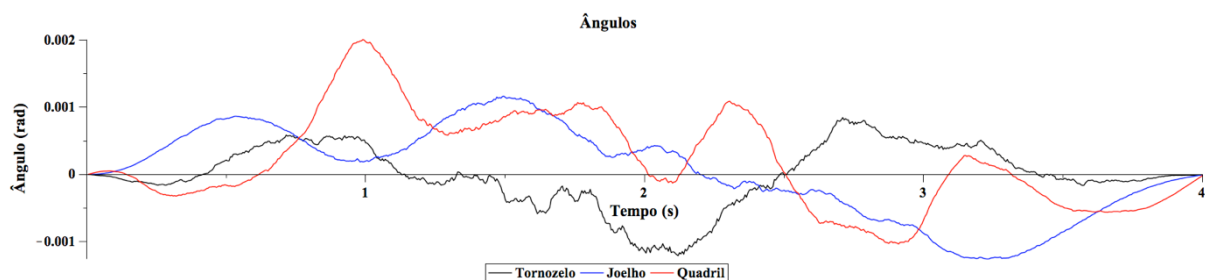


Figura 9: Trecho de quatro segundos da série temporal dos ângulos (preto: tornozelo; azul: joelho; vermelho: quadril) após *detrending* e janelamento com amplitude parabólica.

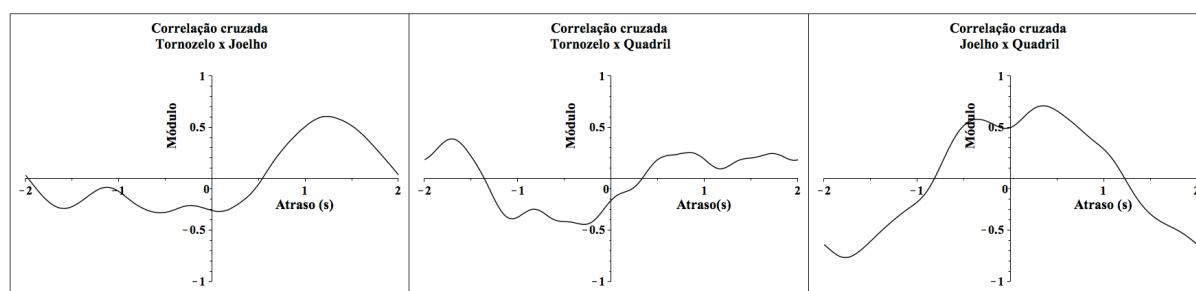


Figura 10: Função de correlação cruzada do trecho de quatro segundos da série temporal de ângulos processada Esquerda: Tornozelo e joelho. Centro: Tornozelo e quadril. Direita: Joelho e quadril.

Os valores de CC ao longo do exame constituíram uma série temporal dos padrões posturais. Essa série foi posteriormente convertida em uma série temporal de modos posturais dicotômicos (positivo: em fase; negativo: antifase) (Figura 11).

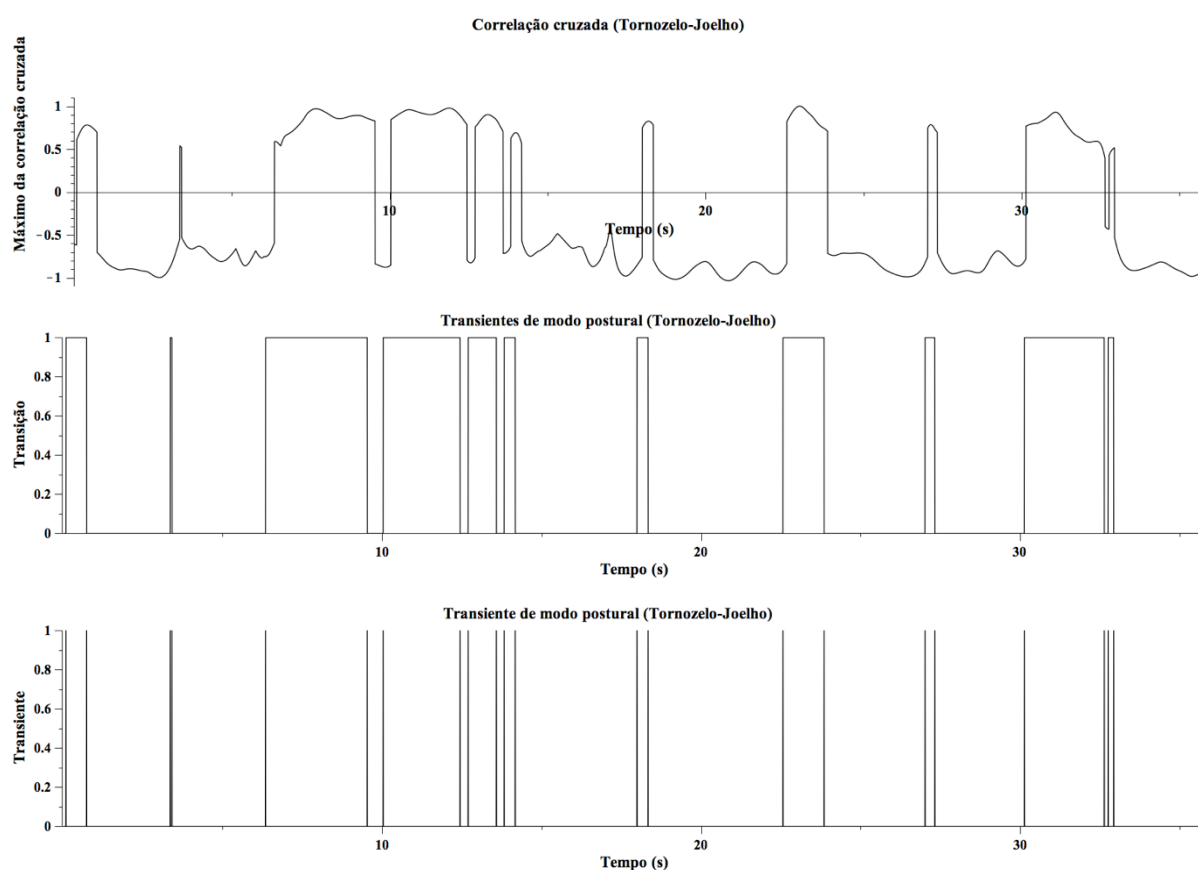


Figura 11: Superior: Série temporal do valor máximo absoluto da correlação cruzada. Centro: Série temporal dicotômica do modo postural (positivo: em fase; negativo: antifase). Inferior: Série temporal de processo pontual de transição de modos posturais.

As coordenadas do COM – com localização aproximada para a posição do marcador L5-S1 (WINTER, 2009) – foram então utilizadas como referência espacial para mapeamento na BOS do modo de coordenação interarticular das articulações dos membros inferiores, dando origem ao 3D-estatocorrelograma. Tal mapeamento seguiu os processamentos utilizados em estudos anteriores de mapeamento cinemático utilizando as coordenadas do COP como referência espacial (BARACAT & SÁ FERREIRA, 2013; PORTELLA & FERREIRA, 2014; PORTELLA et al., 2014). O primeiro sinal de cada participante foi considerado para análise entre grupos, enquanto que as medidas repetidas foram utilizadas para avaliação da confiabilidade teste-reteste.

2.5.1 Variáveis de controle

Idade, sexo, massa corporal, altura, grau de obesidade e estilo de vida.

2.5.2 Variáveis de desfecho primário

Histogramas, séries temporais de ângulos articulares e de correlação cruzada (usando dados contínuos e binários) foram gerados para inspeção visual na busca por artefatos de movimento. A partir da série temporal de ângulos, foram calculadas a média e a amplitude (máximo - mínimo) para cada participante por grupo e para o modelo estático. Utilizando as séries temporais de correlação cruzada, foram calculadas, para cada par de articulações e para cada modo postural, as seguintes variáveis:

- Duração percentual da tarefa ($T\%$): intervalo de tempo em que o indivíduo permaneceu no mesmo modo postural em relação à duração total da tarefa postural; é o tempo total que o sujeito permaneceu em fase ou antifase.
- Correlação cruzada média (CC_{avg} adimensional): valor médio da correlação cruzada máxima do sinal janelado ao longo da série temporal; é a medida de similaridade entre dois sinais, utilizado para a busca de um sinal de curta duração na busca de um padrão, sendo interpretado como proporcional ao movimento concomitante de duas articulações.
- Frequência de transição entre modos posturais (f_T , ciclos/s): quantidade de mudanças de modo postural por segundo.

Partindo dos mapas 3D-estatocorrelogramas, foram calculadas, para cada par de articulações e para cada modo postural, as seguintes variáveis:

- Número de regiões ($nRPM$, n): quantidade de regiões independentes, isto é, que não compartilham bordas; é o número de vezes que o sujeito modificou o seu modo postural mapeados no deslocamento do COM.
- Área total de deslocamento ($Area$, mm^2): somatório da área de cada região independente na área de deslocamento do COM.
- Distância média Euclidiana (D_{avg} , mm): valor médio da distância Euclidiana entre o centro da área de mapeamento e o centro de cada uma das regiões do respectivo modo postural; representando as distâncias esperadas do deslocamento da área do COM nos momentos dos modos posturais em fase e antifase.
- Distância máxima Euclidiana (D_{max} , mm): valor máximo da distância Euclidiana entre o centro da área de mapeamento e o centro de cada uma das regiões do respectivo modo postural; representando a distância máxima do deslocamento da área do COM nos momentos dos modos posturais em fase e antifase.

2.5.3 Variáveis de desfecho secundário

Tempo de doença (PAA e SPP separadamente), localização das sequelas motoras (membros superiores ou inferiores), sintomas (fadiga, atrofia muscular, dor, dificuldades para realizar atividades de vida diária, intolerância ao frio, distúrbios do sono, disfonia e/ou disfagia, dificuldades respiratórias), pontuação MRC para força muscular, pontuação EEB para estabilidade postural, pontuação FES-I Brasil sobre medo de queda.

2.5.4 Análise estatística

Os valores são descritos como média $\pm$ SD e mediana [mínimo; máximo] ou frequência (n , %) para variáveis contínuas e categóricas, respectivamente. A análise estatística foi conduzida com o SPSS versão 22 (IBM Corp., USA). Os dados clínicos e funcionais foram comparados utilizando-se o teste t de Student para duas amostras com variância desigual ou teste exato de Fisher para variáveis contínuas e categóricas, respectivamente. A significância estatística foi estabelecida em $P < 0,05$ (bicaudal). Não foram realizados testes de distribuição de variáveis dados (1) o poder desses testes em amostras pequenas (<30 participantes) e (2) a robustez do modelo estatístico empregado abaixo quanto a possíveis violações nas suposições paramétricas.

O modelo misto generalizado (SCHIELZETH & NAKAGAWA, 2013) foi utilizado para testar os efeitos dos fatores fixos grupo (níveis: controle; pacientes), lado corporal

(níveis: direito; esquerdo), par articular (níveis: tornozelo Joelho; tornozelo-quadril; joelho-quadril) e modo postural (níveis: fase; antifase) em cada uma das variáveis calculadas (delineamento cruzado completo: $[15 \text{ pacientes} + 18 \text{ controles}] \times 2 \text{ lados} \times 3 \text{ pares} \times 2 \text{ modos} = 396 \text{ observações}$). A função linear foi utilizada para as variáveis *CCavg* (valores absolutos para cada modo postural), *f_T* e *Area* e a função gama para as variáveis *T%*, *nRPM*, *Davg* e *Dmax* (valores positivos e com distribuição assimétrica para valores maiores). O fator ‘grupo’ foi considerado hierárquico e os fatores ‘lado corporal’, ‘par articular’ e ‘modo postural’ como medidas repetidas utilizando-se a matriz de média móvel autoregressiva (ARMA11). Os participantes foram incluídos como fator aleatório. Os graus de liberdade foram ajustados pela aproximação de Satterthwaite adequada para amostras pequenas e dados não balanceados, e o modelo foi ajustado com estimação robusta da variância para lidar com possíveis violações das suposições dos modelos. O critério de informação de Akaike (AIC) foi utilizado para representar a qualidade de ajuste do modelo misto, sendo que valores menores são interpretados como melhores ajustes do modelo com quantidades diferentes de variáveis.

A associação entre dados clínicos, funcionais e coordenação interarticular dentre os pacientes com PAA/SPP foi calculada pelo coeficiente de correlação de Spearman (ρ). A força da associação foi considerada ausente (0,00), negligível (0,01 a 0,20), fraca (0,21 a 0,40), moderada (0,41 a 0,70), forte (0,71 a 0,99) ou perfeita (1,00) (WHO, 2001).

A confiabilidade teste-reteste foi avaliada pelo coeficiente de correlação intraclass *two-way* de efeitos aleatórios utilizando uma definição de consistência e intervalo de confiança de 95% (95%CI). Foram apresentados os valores para medidas únicas (ICC_{2,1}) e médias (ICC_{2,k}, *k* = número de repetições) para *T%*, *CCavg*, *f_T*, *Area*, *Davg* e *Dmax*, separadamente por fator (grupo, lado, par articular e modo postural). A seguinte classificação de confiabilidade foi adotada para uma descrição qualitativa (FLEISS, 1986): ‘excelente ou aceitável’ se $ICC \geq 0,75$, ‘razoável a boa’ se $0,40 \leq ICC < 0,75$ e ‘fraca’ se $ICC < 0,40$. Os valores de ICC foram comparados estatisticamente a 0,40 como valor mínimo de confiabilidade.

Capítulo 3 Resultados

3.1 Participantes

Vinte e nove pacientes com PAA foram contatados, dos quais 16 (63% mulheres) foram incluídos após a triagem dos critérios de inclusão. O grupo controle foi composto por 18 participantes (83% mulheres). Não foram observadas diferenças significativas ($P>0,05$) na idade, altura, massa corporal e índice de massa corporal dos grupos ou estilo de vida. Todos os participantes incluídos completaram a avaliação clínica. Todos os pacientes e controles completaram o 1º teste de cinemetria, sendo o sinal de um paciente excluído devido à dificuldade de permanecer em posição ortostática sem o auxílio de assistência. No 2º teste, 8 (50%) pacientes e 15 (83%) controles tiveram sinais com qualidade para análise. No 3º teste, 3 (19%) pacientes e 8 (44%) controles apresentaram sinais para análise.

Tabela 2: Características demográficas dos participantes estudados

Variáveis	Grupos		P-valor ^{A,B}
	Pacientes	Controles	
Tamanho da amostra, N (%)	16	18	NT
Sexo, N (%)			
Mulheres	10 (63%)	15 (83%)	0,250 ^B
Homens	6 (38%)	3 (17%)	0,250 ^B
Idade, anos	54 ± 10	55 ± 10	0,834 ^A
Altura, m	1,58 ± 0,10	1,62 ± 0,10	0,253 ^A
Massa corporal, kg	68 ± 16	71 ± 12	0,454 ^A
Índice de massa corporal, kg/m²	26,9 ± 4,9	27,2 ± 4,3	0,820 ^A
Obesidade, N (%)			
Magro	1 (6%)	0 (0%)	0,471 ^B
Eutrófico	4 (25%)	6 (33%)	0,715 ^B
Sobrepeso	8 (50%)	6 (33%)	0,487 ^B
Obesidade, grau I	1 (6%)	6 (33%)	0,090 ^B
Obesidade, grau II	2 (13%)	0 (0%)	0,214 ^B
Obesidade, grau III	0 (0%)	0 (0%)	1,000 ^B
Estilo de vida, N (%)			
Fumante	1 (6%)	0 (0%)	0,471 ^B
Ex-fumante	6 (38%)	6 (33%)	1,000 ^B
Etilista	12 (75%)	13 (72%)	1,000 ^B
Ex-etilista	13 (81%)	10 (56%)	0,152 ^B

^A Teste *t* de Student para duas amostras, variância desigual (bicaudal). ^B Teste exato de Fisher. ^{NT} Não testado.

Dentre o grupo de pacientes, o diagnóstico de PAA foi obtido há uma média de 52 ± 7 anos; 10 (63%) pacientes apresentaram diagnóstico de SPP com uma média de 6 ± 10 anos desde o diagnóstico. Quanto à localização das sequelas motoras, 10 (63%) apresentaram sequela no membro inferior direito, 9 (56%) apresentaram sequela no membro inferior esquerdo, 4 (25%) apresentaram sequelas no membro superior esquerdo e 4 (25%) apresentaram sequelas no membro superior direito. No que se refere aos sintomas, 14 (88%) relataram fadiga, 13 (81%) relataram atrofia muscular, 12 (75%) relataram dor, 12 (75%) relataram dificuldades para realizar suas atividades de vida diária, 11 (69%) relataram intolerância ao frio, 11 (69%) relataram distúrbios do sono, 9 (56%) relataram disфонia e/ou disfagia e 10 (63%) relataram dificuldades respiratórias. Na avaliação da força muscular, os pacientes estudados apresentaram força muscular grau 3 [0; 5] no gastrocnêmio direito e 4 [0; 5] no gastrocnêmio esquerdo, grau 4 [0; 5] tanto nos isquiotibiais e quadríceps bilateralmente. Na avaliação do grupo controle, todos os participantes apresentaram força muscular grau 5 [0; 5] nos músculos gastrocnêmio, isquiotibiais e quadríceps bilateralmente.

Foram observadas diferenças estatisticamente significativas (todas $P < 0,001$) na avaliação funcional (Tabela 3). Os pacientes apresentaram média de 17 ± 7 pontos na escala manual de força muscular (MRC), enquanto o grupo controle apresentou uma média de 30 ± 0 pontos.

Tabela 3: Características funcionais dos participantes estudados

Variáveis	Grupos		P-valores
	Pacientes	Controles	
Escala Manual de Força Muscular (MRC)	17 ± 7	30 ± 0	$<0,001^A$
Escala de Equilíbrio de Berg (BBS)	41 ± 11	55 ± 1	$<0,001^A$
<i>Alto risco de queda</i>	1 (6%)	0 (0%)	NT
<i>Moderado risco de queda</i>	5 (31%)	0 (0%)	NT
<i>Baixo risco de queda</i>	11 (61%)	18 (100%)	NT
Escala de Eficácia de Quedas (FES-I-Brasil)	34 ± 12	19 ± 4	$<0,001^A$

^{NT} Não testado. ^A Teste *t* de Student para duas amostras, variância desigual (bicaudal). ^B Teste exato de Fisher.

O grupo paciente apresentou uma média de 41 ± 11 pontos na escala de equilíbrio de Berg (BBS), enquanto o grupo controle apresentou uma média de 55 ± 1 pontos. Observa-se

ainda que a maioria dos pacientes (61%) apresenta baixo risco para quedas, enquanto que poucos apresentam risco moderado (31%) ou alto (6%); todos os participantes saudáveis apresentaram baixo risco de queda. O grupo paciente apresentou uma média de 33 ± 12 pontos na escala de eficácia de quedas (FES-I), enquanto o grupo controle apresentou uma média de 19 ± 4 pontos.

3.2 Análise da cinemetria

3.2.1 Calibração do sistema

Os resultados do manequim estático (Tabela 4) mostraram uma variabilidade da posição dos marcadores $<0,24$ mm.

Tabela 4: Variabilidade ($\pm$ DP [amplitude], mm) dos marcadores em modelo estático

Eixo	Rótulo	Esquerda	Central	Direita
X	5º Metatarso	± 0.09 [0.80]	-	± 0.09 [0.63]
	Maléolo lateral	± 0.04 [0.36]	-	± 0.11 [0.84]
	Calcâneo	± 0.07 [0.82]	-	± 0.03 [0.23]
	Côndilo lateral	± 0.07 [0.44]	-	± 0.04 [0.31]
	Trocânter maior	± 0.05 [0.43]	-	± 0.03 [0.32]
	L5-S1	-	± 0.04 [0.29]	-
Y	5º Metatarso	± 0.24 [2.30]	-	± 0.19 [1.34]
	Maléolo lateral	± 0.08 [0.63]	-	± 0.22 [1.73]
	Calcâneo	± 0.13 [1.23]	-	± 0.07 [0.52]
	Côndilo lateral	± 0.15 [0.95]	-	± 0.08 [0.55]
	Trocânter maior	± 0.11 [0.88]	-	± 0.07 [0.64]
	L5-S1	-	± 0.08 [0.64]	-
Z	5º Metatarso	± 0.10 [0.83]	-	± 0.11 [0.82]
	Maléolo lateral	± 0.08 [1.04]	-	± 0.11 [1.05]
	Calcâneo	± 0.06 [0.65]	-	± 0.05 [0.55]
	Côndilo lateral	± 0.04 [0.44]	-	± 0.05 [0.48]
	Trocânter maior	± 0.06 [0.42]	-	± 0.04 [0.37]
	L5-S1	-	± 0.06 [0.45]	-

A calibração do sistema (Tabela 5) para o grupo PAA/SPP mostrou erros absolutos de medida <1 mm (DP do comprimento da varinha: $0,933 \pm 0,266$ mm). Os resultados da calibração do sistema foram similares para o grupo controle, com erros absolutos de medida <1 mm (DP do comprimento da varinha: $1,036 \pm 0,283$ mm). A calibração da sessão de

coleta do manequim mostrou erros de medida $<0,9$ mm (DP do comprimento da varinha: 780 mm).

Tabela 5: Erro absoluto de medida da calibração do sistema de aquisição organizados por grupo

Grupo	Pacientes	Controles	Manequim
Câmera #1	$0,723 \pm 0,062$ mm	$0,709 \pm 0,084$ mm	0,704 mm
Câmera #2	$0,798 \pm 0,122$ mm	$0,800 \pm 0,093$ mm	0,760 mm
Câmera #3	$0,805 \pm 0,087$ mm	$0,744 \pm 0,051$ mm	0,832 mm
Câmera #4	$0,761 \pm 0,077$ mm	$0,673 \pm 0,083$ mm	0,682 mm

3.2.2 Coordenação interarticular

A Tabela 6 apresenta os resultados descritivos dos ângulos dos grupos. Observou-se diferenças estatisticamente significativas ($P < 0,05$) na medida angular do tornozelo bilateral e na medida angular do joelho esquerdo, onde os pacientes apresentaram uma média angular maior do que do grupo controle. As medidas angulares do joelho direito e do quadril bilateral não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($P > 0,05$).

Tabela 6: Medidas angulares obtidas da série temporal organizadas por grupo

Grupo	Pacientes		Controles		P-valor
	Esquerda	Direita	Esquerda	Direita	
Tornozelo, rad	$1,92 \pm 0,10$	$1,92 \pm 0,14$	$1,84 \pm 0,08$	$1,80 \pm 0,08$	0,002^A; $<0,001^B$
Joelho, rad	$3,32 \pm 0,13$	$3,30 \pm 0,13$	$3,26 \pm 0,06$	$3,28 \pm 0,08$	0,015^A; 0,546^B
Quadril, rad	$4,23 \pm 0,15$	$4,16 \pm 0,16$	$4,26 \pm 0,11$	$4,23 \pm 0,11$	0,368^A; 0,054^B

Dados apresentados como média $\pm$ DP. ^A Lado esquerdo: Teste t de Student para duas amostras, variância desigual (bicaudal). ^B Lado direito: Teste t de Student para duas amostras, variância desigual (bicaudal).

Observou-se que nas séries temporais de ângulos a transição entre os modos posturais em fase (valores positivos) e antifase (valores negativos) para cada par de articulações. Observa-se ainda que, para todos esses pares de articulações, as transições entre os modos posturais ocorrem de forma abrupta, com pequenas variações em cada fase de duração também variável.

As Tabelas 7 e 8 mostram os resultados descritivos da série temporal da coordenação interarticular dos grupos e da modelagem estatística e a Figura 12 ilustra as diferenças significativas encontradas para as variáveis da série temporal. Para a variável CC_{avg} observou-se efeito significativo para o fator modo postural ($F_{1,62} = 6,017$, $P = 0,017$) com valores absolutos menores no modo em fase comparados ao modo antifase, mas não para os fatores lado corporal ($F_{1,41} = 3,647$, $P = 0,063$), par articular ($F_{2,123} = 2,943$, $P = 0,082$) e grupo ($F_{1,28} = 1,050$, $P = 0,314$). Para a variável $T\%$ também se observou efeito significativo para o fator modo postural ($F_{1,166} = 4,882$, $P = 0,029$) com valores maiores para o modo em fase em comparação ao modo antifase, e não para os fatores grupo ($F_{1,1148} = 0,061$, $P = 0,806$), par articular ($F_{2,378} = 0,003$, $P = 0,997$) e lado corporal ($F_{1,89} = 0,002$, $P = 0,967$). Assim como para as duas variáveis anteriores, para a variável f_T observou-se efeito significativo para o fator modo postural ($F_{1,29} = 2.439,758$, $P < 0,001$) com valores menores no modo em fase comparados ao modo antifase, e não para os fatores par articular ($F_{2,58} = 1,939$, $P = 0,153$), lado corporal ($F_{1,39} = 1,897$, $P = 0,176$) e grupo ($F_{1,22} = 0,706$, $P = 0,410$).

Tabela 7: Análise da série temporal de correlação cruzada

Grupo Modo postural		Pacientes		Controles	
		Fase	Antifase	Fase	Antifase
Tornozelo-Joelho					
CC_{avg}	Lado				
	Esquerda	$0,749 \pm 0,072$	$-0,765 \pm 0,065$	$0,712 \pm 0,079$	$-0,771 \pm 0,078$
	Direita	$0,720 \pm 0,085$	$-0,750 \pm 0,058$	$0,733 \pm 0,072$	$-0,726 \pm 0,086$
$T\%$	Esquerda	$45,2 \pm 17,4$	$54,9 \pm 17,4$	$38,5 \pm 20,5$	$61,5 \pm 20,5$
	Direita	$44,9 \pm 20,3$	$55,1 \pm 20,3$	$55,0 \pm 22,2$	$45,0 \pm 22,2$
f_T	Esquerda	$0,319 \pm 0,103$	$0,681 \pm 0,201$	$0,269 \pm 0,119$	$0,594 \pm 0,227$
	Direita	$0,334 \pm 0,110$	$0,718 \pm 0,210$	$0,354 \pm 0,108$	$0,742 \pm 0,228$
Joelho-Quadril					
CC_{avg}	Esquerda	$0,735 \pm 0,106$	$-0,733 \pm 0,084$	$0,745 \pm 0,062$	$-0,729 \pm 0,075$
	Direita	$0,710 \pm 0,079$	$-0,710 \pm 0,085$	$0,728 \pm 0,092$	$-0,730 \pm 0,091$
$T\%$	Esquerda	$48,9 \pm 26,5$	$51,1 \pm 26,5$	$52,9 \pm 23,1$	$47,1 \pm 23,1$
	Direita	$51,4 \pm 20,0$	$48,6 \pm 20,0$	$51,1 \pm 27,0$	$48,9 \pm 27,0$
f_T	Esquerda	$0,271 \pm 0,131$	$0,567 \pm 0,254$	$0,300 \pm 0,117$	$0,634 \pm 0,221$
	Direita	$0,304 \pm 0,70$	$0,655 \pm 0,155$	$0,288 \pm 0,134$	$0,612 \pm 0,262$
Tornozelo-Quadril					
CC_{avg}	Esquerda	$0,711 \pm 0,065$	$-0,750 \pm 0,108$	$0,748 \pm 0,073$	$-0,793 \pm 0,068$
	Direita	$0,699 \pm 0,069$	$-0,719 \pm 0,087$	$0,729 \pm 0,066$	$-0,781 \pm 0,098$
$T\%$	Esquerda	$41,3 \pm 17,4$	$58,7 \pm 17,4$	$37,9 \pm 17,5$	$62,1 \pm 17,5$
	Direita	$44,9 \pm 17,1$	$55,1 \pm 17,1$	$39,2 \pm 17,3$	$60,8 \pm 17,3$
f_T	Esquerda	$0,337 \pm 0,105$	$0,712 \pm 0,215$	$0,304 \pm 0,101$	$0,641 \pm 0,197$
	Direita	$0,357 \pm 0,100$	$0,744 \pm 0,203$	$0,320 \pm 0,106$	$0,692 \pm 0,206$

CC_{avg} : correlação cruzada média (adimensional). $T\%$: duração (percentual). f_T : frequência de mudança de modo postural (ciclos/s).

Tabela 8: Análise da série temporal de correlação cruzada

Variável	Fatores	Níveis	Coefficiente β [95%CI]	P-valor
CC_{avg} (abs) AIC = -832 n = 384	Grupo	Pacientes ^A	-0,014 [-0,043; 0,014]	0,314
	Lado	Direito ^B	-0,017 [-0,034; 0,001]	0,063
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	0,016 [-0,001; 0,032]	0,062
		Tornozelo Joelho ^C	0,012 [-0,000; 0,024]	0,055
	Modo postural	Fase ^D	-0,020 [-0,037; -0,004]	0,017
$T\%$ AIC = 471 n = 384	Grupo	Pacientes ^A	0,010 [-0,070; 0,090]	0,806
	Lado	Direito ^B	-0,002 [-0,106; 0,102]	0,967
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	-0,003 [-0,097; 0,092]	0,957
		Tornozelo Joelho ^C	0,001 [-0,089; 0,091]	0,980
	Modo postural	Fase ^D	-0,089 [-0,169; -0,009]	0,029
f_T AIC = -320 n = 384	Grupo	Pacientes ^A	0,019 [-0,027; 0,065]	0,410
	Lado	Direito ^B	0,039 [-0,018; 0,096]	0,176
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	0,061 [-0,001; 0,122]	0,053
		Tornozelo Joelho ^C	0,041 [-0,028; 0,109]	0,238
	Modo postural	Fase ^D	-0,352 [-0,366; -0,377]	<0,001

^A Referência: grupo controle. ^B Referência: lado esquerdo. ^C Referência: joelho-quadril.; ^D Referência: antifase.

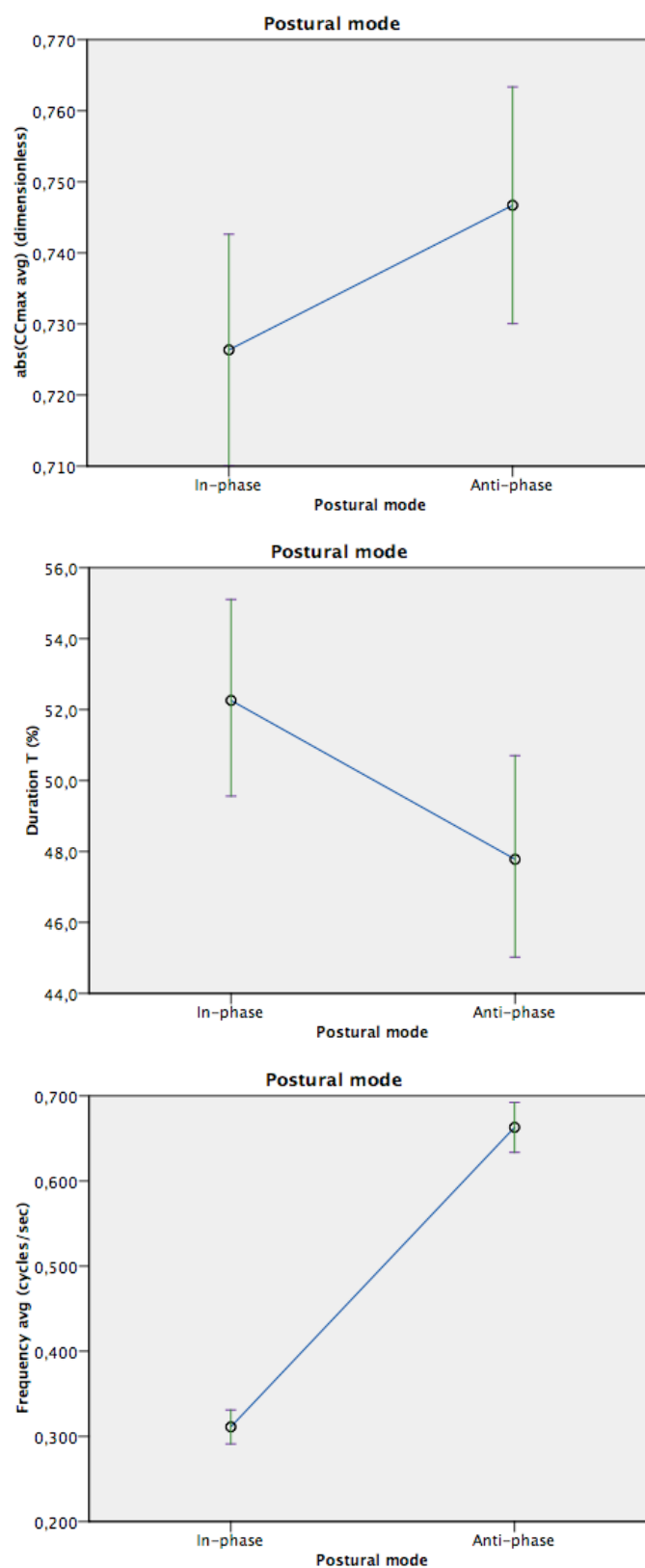


Figura 12: Gráficos de efeitos principais do fator modo postural nas variáveis correlação cruzada máxima (painel superior), duração (painel central) e frequência de transição de modos posturais (painel inferior).

A Figura 13 mostra os estatocinematogramas 3D dos modos em fase e antifase. Observa-se o mapeamento da posição do marcador L5-S1 (1ª coluna), utilizado como localização aproximada do COM e como área de referência para o mapeamento de todos os pares de articulações analisados. Na linha superior tem-se os valores médios do mapeamento dos modos posturais nas estratégias de fase (tons claros de cinza) e antifase (tons escuros de cinza) e na linha inferior a distribuição dicotômica desse mesmo mapeamento. Em ambas as representações pode-se perceber a ocorrência de regiões distintas em fase e antifase para todos os pares de articulação, em quantidade e tamanhos variados.

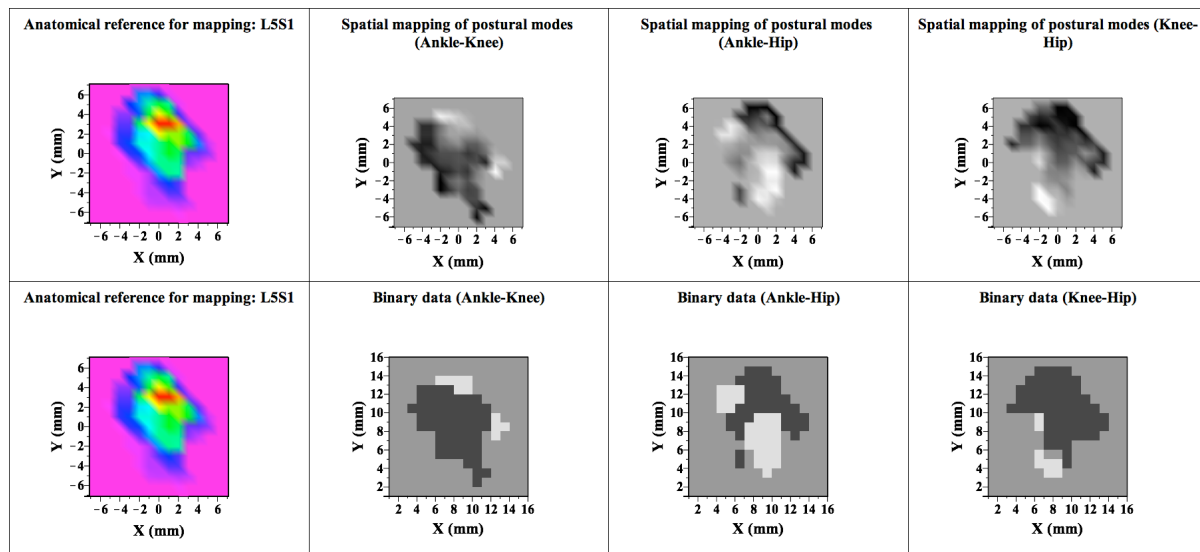


Figura 13: Mapeamento dos modos em fase (correlação positiva) e antifase (correlação negativa) obtidas na sequência de processamento dos sinais de cinemetria para avaliação da coordenação interarticular das extremidades inferiores.

As Tabelas 9 e 10 mostram os resultados descritivos do mapeamento espacial da coordenação interarticular dos grupos e da modelagem estatística, enquanto que a Figura 14 ilustra as diferenças significativas encontradas para as variáveis do mapeamento cinemático. Para a variável *nRPM* observou-se efeito significativo para o fator modo postural ($F_{1,119} = 6,037$, $P = 0,015$) com valores maiores no modo em fase comparados ao modo antifase, mas não para os fatores grupo ($F_{1,21} = 0,281$, $P = 0,602$), lado corporal ($F_{1,23} = 1,336$, $P = 0,259$) e par articular ($F_{2,145} = 0,189$, $P = 0,916$). Para a variável *Area* também foi observado efeito significativo para o fator modo postural ($F_{1,74} = 9,820$, $P = 0,002$) com valores maiores no modo antifase comparados ao modo em fase, e não para os fatores grupo ($F_{1,8} = 0,415$, $P = 0,539$), lado corporal ($F_{1,376} = 0,020$, $P = 0,888$) e par articular ($F_{2,6} = 4,126$, $P = 0,080$). Para

a variável D_{avg} não foi observado efeito significativo para nenhum fator, grupo ($F_{1,1} = 0,020$, $P = 0,909$), lado corporal ($F_{1,0} = 3,803$, $P = 0,538$), par articular ($F_{2,376} = 0,326$, $P = 0,722$) e modo postural ($F_{1,7} = 0,003$, $P = 0,958$), assim como para a variável D_{max} , onde os fatores também não apresentaram efeito significativo para grupo ($F_{1,16} = 0,204$, $P = 0,658$), lado corporal ($F_{1,2} = 0,086$, $P = 0,800$), par articular ($F_{2,5} = 0,547$, $P = 0,612$) e modo postural ($F_{1,111} = 2,473$, $P = 0,119$).

Tabela 9: Análise do mapeamento cinemático da série temporal de correlação cruzada

Grupo Modo postural			Pacientes		Controles	
			Fase	Antifase	Fase	Antifase
Tornozelo-Joelho						
		<i>Lado</i>				
	<i>nRPM</i>	<i>Esquerda</i>	4 [1; 6]	2 [1; 6]	4 [1; 9]	2 [1; 7]
		<i>Direita</i>	4 [1; 6]	3 [2; 6]	3 [2; 7]	2 [1; 10]
	<i>Area</i>	<i>Esquerda</i>	31 ± 16	56 ± 36	36 ± 26	69 ± 42
		<i>Direita</i>	40 ± 23	48 ± 30	38 ± 33	66 ± 44
	<i>D_{avg}</i>	<i>Esquerda</i>	18,5 ± 9,4	18,3 ± 9,2	17,9 ± 6,4	18,1 ± 6,3
		<i>Direita</i>	17,9 ± 8,1	19,0 ± 9,3	18,5 ± 7,4	17,7 ± 5,9
	<i>D_{max}</i>	<i>Esquerda</i>	21,6 ± 9,9	20,3 ± 10,5	22,0 ± 8,7	21,1 ± 8,0
		<i>Direita</i>	21,1 ± 10,0	22,0 ± 10,9	23,7 ± 9,8	20,2 ± 7,3
Joelho-Quadril						
	<i>nRPM</i>	<i>Esquerda</i>	2 [1; 9]	2 [0; 5]	4 [1; 9]	3 [0; 8]
		<i>Direita</i>	3 [1; 8]	3 [1; 9]	3 [1; 9]	3 [1; 7]
	<i>Area</i>	<i>Esquerda</i>	41 ± 26	46 ± 37	56 ± 49	49 ± 34
		<i>Direita</i>	43 ± 30	44 ± 29	57 ± 58	47 ± 41
	<i>D_{avg}</i>	<i>Esquerda</i>	18,8 ± 9,6	18,6 ± 9,4	18,6 ± 7,0	19,1 ± 7,2
		<i>Direita</i>	18,6 ± 8,5	17,5 ± 9,2	17,7 ± 6,6	18,6 ± 7,7
	<i>D_{max}</i>	<i>Esquerda</i>	21,8 ± 13,1	20,6 ± 11,1	22,7 ± 9,1	24,1 ± 10,8
		<i>Direita</i>	21,2 ± 9,3	21,0 ± 11,2	20,5 ± 7,9	21,6 ± 9,1
Tornozelo-Quadril						
	<i>nRPM</i>	<i>Esquerda</i>	3 [1; 7]	2 [1; 5]	3 [1; 7]	2 [1; 9]
		<i>Direita</i>	3 [1; 7]	3 [1; 8]	3 [1; 5]	4 [1; 10]
	<i>Area</i>	<i>Esquerda</i>	38 ± 25	49 ± 30	46 ± 46	58 ± 32
		<i>Direita</i>	43 ± 36	45 ± 20	62 ± 49	43 ± 29
	<i>D_{avg}</i>	<i>Esquerda</i>	18,2 ± 8,9	19,0 ± 9,4	18,9 ± 7,0	18,3 ± 6,5
		<i>Direita</i>	18,3 ± 8,5	18,3 ± 8,6	17,7 ± 6,0	18,0 ± 6,7
	<i>D_{max}</i>	<i>Esquerda</i>	21,4 ± 11,8	21,5 ± 10,2	23,3 ± 8,6	21,2 ± 8,7
		<i>Direita</i>	21,9 ± 10,8	20,6 ± 9,6	21,1 ± 7,1	23,4 ± 9,6

nRPM: número de regiões do modo postural (n). *Area*: área total (mm²). *D_{avg}*: distância média. *D_{max}*: distância máxima.

Tabela 10: Análise do mapeamento cinemático da série temporal de correlação cruzada

Variável	Fatores	Níveis	Coefficiente β [95%CI]	P-valor
<i>nRPM</i> AIC = 471 n = 382	Grupo	Pacientes ^A	-0,054 [-0,265; 0,158]	0,602
	Lado	Direito ^B	0,064 [-0,051; 0,179]	0,259
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	-0,005 [-0,140; 0,093]	0,916
		Tornozelo-jelho ^C	0,025 [-0,070; 0,120]	0,598
	Modo postural	Fase ^D	0,152 [0,029; 0,274]	0,015
<i>Area</i> AIC = 576 n = 382	Grupo	Pacientes ^A	-0,190 [-0,504; 0,285]	0,539
	Lado	Direito ^B	-0,002 [-0,029; 0,025]	0,888
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	-0,022 [-0,068; 0,024]	0,346
		Tornozelo-jelho ^C	0,030 [-0,064; 0,123]	0,275
	Modo postural	Fase ^D	-0,205 [-0,335; -0,075]	0,002
<i>D_{avg}</i> AIC = -540 n = 384	Grupo	Pacientes ^A	-0,019 [-1,415; 1,378]	0,909
	Lado	Direito ^B	-0,018 [-18,591; 18,555]	0,538
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	-0,008 [-0,794; 0,778]	0,660
		Tornozelo-jelho ^C	-0,004 [-0,028; 0,021]	0,756
	Modo postural	Fase ^D	-0,001 [-0,026; 0,025]	0,958
<i>D_{max}</i> AIC = -250 n = 382	Grupo	Pacientes ^A	-0,062 [-0,353; 0,229]	0,658
	Lado	Direito ^B	-0,005 [-0,083; 0,074]	0,800
	Par articular	Tornozelo-quadril ^C	-0,002 [-0,042; 0,037]	0,880
		Tornozelo-jelho ^C	0,010 [-0,020; 0,040]	0,468
	Modo postural	Fase ^D	0,021 [-0,006; 0,048]	0,119

^A Referência: grupo controle. ^B Referência: lado esquerdo. ^C Referência: joelho-quadril.; ^D Referência: antifase.

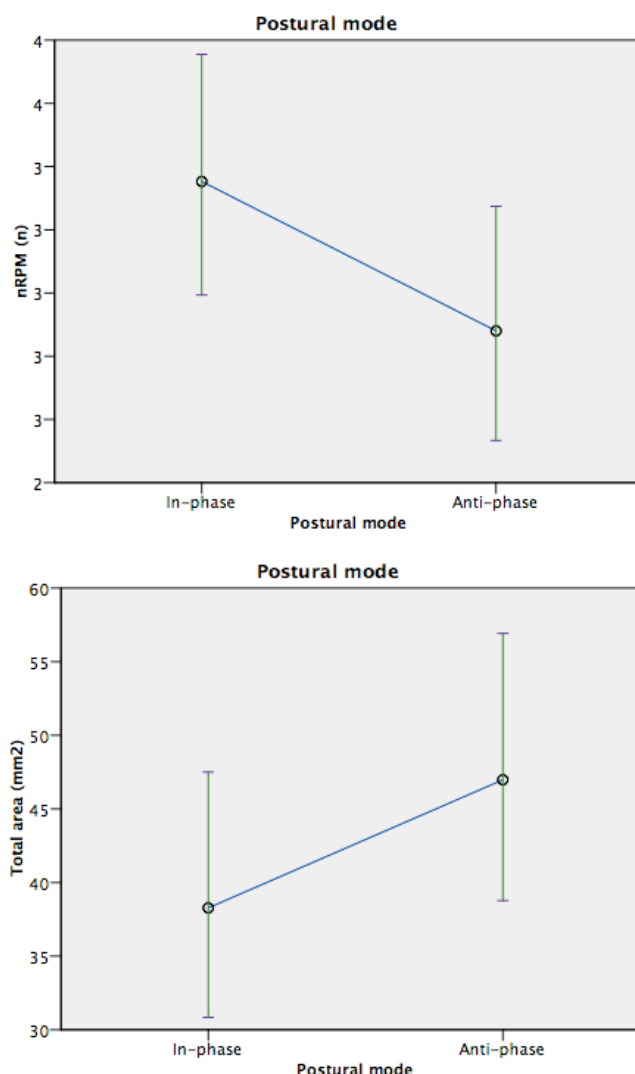


Figura 14: Gráficos de efeitos principais do fator modo postural nas variáveis quantidade de regiões (painel superior) e área total (painel inferior) do modo postural.

3.3 Associação entre dados clínicos e funcionais em PAA/SPP

Dentre os pacientes portadores de PAA/SPP, observaram-se correlações fortes a moderadas entre pontuação no **MRC** e: pontuação na BBS ($\rho=0,760$, $P=0,001$); dificuldades na realização de AVD ($\rho=-0,661$, $P=0,005$); mas não para a pontuação no FES-I-Brasil ($\rho=-0,432$, $P=0,095$). Correlação forte também foi observada entre pontuação **BBS** e dificuldades na realização de AVD ($\rho=-0,502$, $P=0,048$), mas não com a pontuação FES-I-Brasil ($\rho=-0,277$, $P=0,299$). Correlação moderada foi observada entre a pontuação **FES-I-Brasil** e dificuldades de realização de AVD ($\rho=0,581$, $P=0,018$). Tempo para o diagnóstico de PAA, fadiga, atrofia muscular e IMC não apresentaram correlações moderadas e significativas com nenhum desfecho funcional (todos $P>0,05$).

3.4 Confiabilidade das variáveis de coordenação interarticular

A análise da confiabilidade teste-reteste foi limitada à avaliação de 2 testes consecutivos. A confiabilidade das variáveis da análise de coordenação interarticular, separadamente por grupo, está apresentada na Tabela 12. A confiabilidade para medida única ($ICC_{2,1}$) foi excelente para a variável CC_{avg} , razoáveis a boas das variáveis D_{avg} , D_{max} e f_T e fraca das variáveis $Area$ e $nRPM$ no grupo de pacientes. Similarmente, a confiabilidade foi excelente para a variável CC_{avg} , razoáveis a boas das variáveis f_T e $Area$, e fraca das variáveis $nRPM$, D_{max} e D_{avg} no grupo controle. A confiabilidade para média de 2 medidas ($ICC_{2,2}$) foi excelente para as variáveis CC_{avg} , D_{avg} e D_{max} , razoáveis a boas das variáveis f_T e $Area$, e fraca da $nRPM$ no grupo de pacientes. No grupo controle, a confiabilidade foi excelente para a variável CC_{avg} , razoáveis a boas para f_T , $Area$, e $nRPM$ e fraca para D_{max} e D_{avg} .

Tabela 11: Confiabilidade teste-reteste das variáveis da análise de coordenação interarticular

Tipo	Variável	Pacientes		Controles	
		ICC [95%CI]	P-valor ^A	ICC [95%CI]	P-valor ^A
ICC _{2,1}	CC_{avg}	0,991 [0,987; 0,994]	<0,001	0,992 [0,990; 0,994]	<0,001
	D_{avg}	0,674 [0,537; 0,776]	<0,001	0,212 [0,067; 0,348]	0,997
	D_{max}	0,628 [0,477; 0,742]	0,002	0,264 [0,122; 0,395]	0,979
	f_T	0,558 [0,391; 0,689]	0,031	0,573 [0,466; 0,664]	0,001
	$Area$	0,406 [0,211; 0,570]	0,474	0,513 [0,397; 0,614]	0,028
	$nRPM$	0,084 [-0,131; 0,292]	0,999	0,267 [0,125; 0,397]	0,978
	$T\%$	*	*	*	*
ICC _{2,2}	CC_{avg}	0,996 [0,993; 0,997]	<0,001	0,996 [0,995; 0,997]	<0,001
	D_{avg}	0,805 [0,699; 0,874]	<0,001	0,349 [0,125; 0,516]	0,705
	D_{max}	0,771 [0,646; 0,852]	<0,001	0,417 [0,217; 0,566]	0,424
	f_T	0,716 [0,562; 0,816]	<0,001	0,729 [0,635; 0,798]	<0,001
	$Area$	0,577 [0,348; 0,726]	0,056	0,678 [0,568; 0,761]	<0,001
	$nRPM$	0,156 [-0,302; 0,452]	0,939	0,421 [0,223; 0,568]	0,407
	$T\%$	*	*	*	*

* Valores negativos de covariância entre os itens, violando as suposições do modelo de confiabilidade. ^A Comparados ao valor mínimo de 0,40.

Capítulo 4 Discussão

Este trabalho avaliou o controle postural ortostático de adultos com PAA/SPP utilizando o mapeamento cinemático da coordenação interarticular dos membros inferiores, e sua associação com o perfil clínico e funcional da doença. Especificamente, este estudo descreveu a coordenação interarticular dos membros inferiores (tornozelo, joelho e quadril) em paciente com PAA/SPP, comparou a descrição dessa coordenação com a coordenação interarticular dos membros inferiores de um grupo de indivíduos saudáveis, e correlacionou as variáveis de coordenação interarticular com as variáveis descritoras do quadro clínico e funcional de adultos com PAA/SPP, incluindo a análise da confiabilidade do método de mapeamento cinemático.

A comparabilidade das amostras pode ser observada pelos valores similares das informações pessoais – idade, altura, massa corporal, classificação de obesidade, IMC e estilo de vida –, os quais não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. O grupo de paciente foi composto por 63% de mulheres, enquanto o grupo controle foi composto por 83% de mulheres, mostrando razoável homogeneidade entre os grupos estudados em relação a essa variável. Esses resultados sugerem uma maior relação entre o sexo feminino e a PAA/SPP, corroborando o estudo de ORSINI et al. (2009). A presença do sexo feminino em maior proporção também pode ser explicada pela maior preocupação das mulheres com a saúde e o bem-estar, e também por uma certa aversão dos homens em expor questões relacionadas à sua saúde (GOMES et al., 2007). Desse modo, considera-se a amostra representativa de pacientes com PAA/SPP.

O diagnóstico de PAA mostrou a ocorrência da doença na infância dos pacientes, conforme esperado e descrito por BARBOSA e STEWIEN (1980), enquanto que o diagnóstico da SPP mostrou uma variação dentro de uma faixa etária esperada de adultos, conforme referenciada por ORSINI et al. (2010). Os pacientes apresentaram uma maior localização das sequelas motoras em membros inferiores; esses resultados estão de acordo com a literatura (PLUM, 1956; FOLEY, 1974; SHEPHERD et al, 1976, MAYNARD, 1985, WINDERBANK et al., 1987, PERRY et al., 1987). No que tange aos sintomas, a queixa mais frequentemente relatada pelos pacientes foi a fadiga, conforme também observou OLIVEIRA et al. (2008), seguido pela atrofia muscular conforme descrito por AURLEIN et al. (1999), ORSINI et al. (2009) e ORSINI et al. (2010) em seus estudos, dor e dificuldades para realizar atividades de vida conforme descrito por LEHMANN et al. (2006), intolerância ao frio e

distúrbios do sono, disfonia e/ou disfagia e dificuldades respiratórias conforme também observado por OLIVEIRA et al. (2008) em seu estudo.

Em consonância com a queixa mais frequentemente relatada pelos pacientes – fadiga muscular – evidenciou-se um déficit significativo na pontuação do MRC dos músculos avaliados, gastrocnêmios, isquiotibiais e quadríceps, com os pacientes apresentando aproximadamente 57% da força observada no grupo controle. Na avaliação da estabilidade pela BBS foi observado uma alteração significativa nos pacientes, sendo aproximadamente 74% do valor observado no grupo controle. Similarmente, observou-se nos pacientes maior medo de queda pela pontuação da escala FES-I-Brasil, com valores 73% maiores em comparação ao grupo controle. Estes resultados eram esperados, dada a história natural da PAA e SPP (DALAKAS, 1995; ORSINI et al., 2010), e reforçam o relatado por Legters et al. (2006) que relataram que 95% dos pacientes com PPS queixam-se de medo de cair.

Um estudo anterior sobre coordenação interarticular em indivíduos saudáveis (HSU et al., 2007) reforçou a necessidade calibração com alta precisão para captura dos marcadores a fim de realizar a análise cinemática da postura ortostática, enquanto outros estudos com o mesmo propósito (PINTER et al., 2008; GÜNTHER et al., 2009; GÜNTHER et al., 2011; SCHOLZ et al., 2012) não investigaram esse aspecto metodológico. A precisão da calibração mostrou erros absolutos de medida pequenos (<1 mm) e similares entre os grupos. A calibração do manequim apresentou erros de medida também pequenos ($<0,9$ mm) e uma pequena variabilidade ($<0,24$ mm) da posição dos marcadores. Estes resultados ratificam que as medidas de posição dos marcadores retroreflexivos foi obtida de modo satisfatoriamente preciso, conferindo confiança à análise dos dados necessária para condições de tão pouco movimentação articular quanto a posição ortostática. Conforme também sinalizado por outros autores (DURWARD et al., 2001; ROBERTSON et al., 2004), estes resultados confirmam a cinemática como uma ferramenta adequada para avaliação dos parâmetros cinemáticos dos segmentos corporais e interpretação clínica, incluindo a coordenação interarticular das extremidades inferiores.

As medidas avaliadas pela série temporal dos ângulos do tornozelo bilateralmente e do joelho esquerdo mostraram maiores valores dentre os pacientes, mas não para o quadril. Embora não tenha sido realizada a avaliação de alinhamentos e ângulos articulares na postura estática, tais resultados são sugestivos de que a postura estática dos membros inferiores dos pacientes é diferente do grupo controle, com adaptações em graus de liberdade mais distais (tornozelo e joelho) e menos nos proximais (quadril). Estudos anteriores (HSU et al., 2007; CREATH et al., 2005), em que o corpo usa principalmente a articulação do tornozelo para

alcançar a estabilidade do corpo no espaço, porém o mesmo estudo realizado por Creath et al. (2005) mostrou que ocorrem movimentos na articulação do quadril durante a postura em pé, porém eles podem ser compensados por alterações em outros segmentos corporais, o que pode justificar a similaridade para essa articulação. Outra possibilidade para a baixa significância nos resultados encontrados para o quadril e para a significância estatística do joelho esquerdo do grupo paciente é que, conforme Creath et al. (2005), os movimentos em ambas as articulações se fazem presente, mas que o movimento em uma das quais pode predominar, dependendo das informações sensoriais, das características tarefa ou da perturbação sofrida. Estudos adicionais utilizando a avaliação postural com medidas quantitativas nessa população faz-se necessária para confirmar essas hipóteses.

A análise do sinal da série temporal das correlações cruzadas mostrou resultados interessantes e inesperados, para todos os pares articulares, oriundos dos métodos propostos neste estudo para processamento e análise dos sinais de cinemetria (Figura 6). Primeiro, observam-se a ocorrência de ambos os modos posturais em fase e antifase – denominadas por Creath et al. (2005) como a coexistência dos modos posturais – mas não relatadas em estudos anteriores que empregaram cinemática (HSU et al., 2007; PINTER et al., 2008; GÜNTHER et al., 2009; GÜNTHER et al., 2011; SCHOLZ et al., 2012), possivelmente devido aos métodos empregados conforme explicitados na Tabela 1. Segundo, os modos posturais ocorrem em intensidade pouco variável (valor de CC_{avg}) mas com transições abruptas entre os modos (fase $\rightarrow$ antifase e vice-versa). O motivo para tais variações abruptas não pode ser definido neste estudo com base na fisiologia e/ou fisiopatologia da PAA/SPP. É possível que tais transições abruptas sejam resultado do método empregado, que utiliza iterações amostra-a-amostra para aumentar a resolução da série temporal.

Na análise da série temporal de correlação cruzada foram encontrados para todas as variáveis (CC_{avg} , $T\%$, f_T ; Tabelas 7 e 8) um efeito significativo para o modo postural, não mostrando efeito significativo para os fatores grupo, lado e par articular. As razões para as diferenças entre os modos posturais não estão elucidadas na literatura. Por sua vez, a similaridade entre os pares articulares corrobora os estudos realizados por Hsu et al. (2007), Günther et al. (2009) e Günther et al. (2011), que mostraram que os pares articulares do tornozelo, joelho e quadril contribuem para manutenção da postura ortostática devido também à presença de músculos bi-articulares que mantém o movimento coordenado e sincrônico entre o joelho e tornozelo, assim como entre joelho e quadril.

Adicionalmente, estes resultados refutam a hipótese original deste estudo de diferença entre os grupos, que se embasava nos fatores clínico-funcionais relacionados à PAA/SPP.

Madigan et al. (2006) observaram em adultos saudáveis um aumento, pós-fadiga muscular do extensor lombar, da variabilidade do ângulo de várias articulações, incluindo articulações distais à musculatura fadigada. Porém, esse mesmo estudo mostra que o ângulo do tornozelo teve correlação com a posição do COM, sugerindo que o corpo ainda se comportou semelhante a um pêndulo invertido, porém com base no balanço do COM e COP não eram indicativas de mudanças na cinemática articular individuais. Contrariamente, os resultados sugerem que adultos com PAA/SPP possuem coordenação interarticular preservada nos membros inferiores apesar principalmente da fraqueza muscular e maior instabilidade postural. Com base nos resultados deste estudo, hipotetiza-se então que o controle da coordenação interarticular, realizado ao nível do sistema nervoso central, esteja adaptado à situação clínica longa duração de fraqueza muscular e cuja ativação das UM preservadas nos músculos dos membros inferiores ocorra de modo a manter a estabilidade postural.

Similarmente, a avaliação do mapeamento espacial da coordenação interarticular mostrou diferença significativa somente entre os modos posturais para as variáveis *nRPM* e *Area*, mas não para as distâncias *D_{avg}* e *D_{max}*. Nenhum outro fator (grupo, lado e par articular) apresentou diferença significativa para as variáveis estudadas. Estudos anteriores (BARACAT & SÁ FERREIRA, 2013; PORTELLA & FERREIRA, 2014; PORTELLA et al., 2014; FERREIRA & BARACAT, 2014) propuseram essas variáveis que se mostraram diretamente correlacionadas com a estabilidade postural avaliada pela plataforma de força. Como o modo postural em fase mostrou menor *Area* e maior *nRPM*, sugere-se que os pares articulares atuem de modo agonista em condições de maior estabilidade postural e que esse fenômeno ocorre em uma quantidade maior de regiões da base de suporte – sendo o oposto válido para o modo antifase.

Na avaliação das características funcionais dos adultos com PAA/SPP observou-se uma correlação forte direta do MRC com a BBS, o que sugere que quanto mais preservada a força muscular melhor a estabilidade postural nessa população. Similarmente, a correlação moderada inversa entre MRC e a dificuldade na realização de AVD sugere que quanto mais preservada a força muscular menor é a dificuldade de realização de AVD. Entretanto, a correlação fraca e não significativa entre MRC e FES-I Brasil indica que o medo de quedas está pouco relacionado à força muscular dos membros inferiores. Coletivamente, esses resultados confirmam a hipótese inicial deste estudo e ressaltam a importância da precocidade do diagnóstico da doença a fim de elaborar propostas terapêuticas para manutenção da força muscular e por consequência a manutenção estabilidade dessa população. O FES-I Brasil apresentou correlação direta moderada com a dificuldade de realização de AVD; este achado

sugere que o medo de queda dificulta a realização de AVD ou vice-versa – dado o delineamento transversal deste estudo não é possível determinar a relação causa-efeito, se existente. Em contrapartida, a força muscular não mostrou correlação com o medo de queda, o que poderia ser explicado pelo medo de queda ser inerente a essa população com idade um pouco mais avançada e agravada pelas sequelas da PAA/SPP.

A confiabilidade do método de mapeamento cinemático da coordenação interarticular mostrou resultados similares aos métodos de mapeamento do COP em indivíduos saudáveis (FERREIRA & BARACAT, 2014), confirmando assim a hipótese inicial deste estudo. Conforme esperado, a confiabilidade teste-reteste foi maior para as medidas repetidas em comparação às medidas únicas. As variáveis CC_{avg} e f_T apresentaram confiabilidade acima da mínima aceitável ($ICC_{2,k} > 0,40$) consistentemente para ambos os grupos e ambas as medidas únicas e repetidas. Dada a exclusão de alguns participantes não foi possível analisar a confiabilidade para três repetições da tarefa postural, que pode ser investigada em estudos futuros. A partir desses resultados, sugere-se que sejam realizadas pelo menos duas avaliações e que a média das duas avaliações sejam considerada como os valores representativos para análise.

A principal limitação deste estudo compreende o número de pacientes. Após contato com 29 pacientes, apenas 16 atenderam aos critérios de inclusão. De fato, grandes amostras de são pouco viáveis em estudos com abordagem experimental e em doenças de baixa prevalência tais como PAA/SPP. Um dos fatores contribuintes é a dificuldade de identificar indivíduos com PAA/SPP, pois não há uma organização ou entidade no Rio de Janeiro que aglutine esses indivíduos a fim de buscar orientá-los acerca da doença e de possíveis tratamento, sendo esse uma das maiores queixas dos pacientes com PAA/SPP avaliados. Outra dificuldade foi, uma vez identificados esses indivíduos, levá-los ao laboratório, principalmente em virtude da dificuldade de locomoção impostas pelos sintomas da doença, ou pelas dificuldades financeiras impostas a esses pacientes, em virtude da grande dificuldade de comprovação da doença para realocação no mercado de trabalho ou uma possível aposentadoria, de acordo com o estágio da doença. O pequeno número de trabalhos realizados estudando a coordenação interarticular dos membros inferiores na postura ortostática e, o pequeno número de trabalhos estudando a estabilidade postural em adultos com PAA/SPP, mostra a necessidade da continuidade das pesquisas nessa área e população.

Capítulo 5 Conclusões

Este estudo mostrou 1) diferenças significativas no perfil funcional – menor força muscular, menor estabilidade postural e maior medo de queda – entre adultos com PAA/SPP e adultos saudáveis com perfil clínico similar, 2) diferenças significativas – maiores ângulos – do tornozelo e joelho entre os grupos, 3) diferenças no controle da coordenação interarticular modos posturais – em modos posturais em fase/antifase – porém semelhantes entre grupos, lados corporais e pares articulares, 4) associação entre a força muscular, estabilidade postural e a dificuldade em realizar atividades da vida diária, e desta com o medo de queda, e 5) confiabilidade teste-reteste excelente para duas variáveis – CC_{avg} e f_T – desenvolvidas neste trabalho.

Este estudo mostrou a possibilidade da cinemetria como instrumento para avaliação da coordenação interarticular dos membros inferiores, se fazendo necessário mais estudos ou talvez um maior quantitativo de indivíduos estudados. A comparação com outro instrumento de medida poderia ser complementada pela avaliação da estabilidade postural (exemplo: plataforma de força) e da força muscular (exemplo: eletromiografia de superfície e célula de carga).

Referências

- AGRE JC, GRIMBY G, RODRIGUEZ AA, EINARSSON G, SWIGGUM ER, FRANKE TM. A comparison of symptoms between Swedish and American post-polio individuals and assessment of lower limb strength- a four-year cohort study. *Scan J Rehab Med.*, 27:183-92, 1995.
- AHLSTRÖM G & KARLSSON U. Disability and quality of life in individuals with postpolio syndrome. *Disability and Rehabilitation*, 22(9):416-422, 2000.
- AURLEIN D, STRANDJORD RE, HELGLAND O. The postpolio syndrome - a critical comment to the diagnosis. *Acta Neurol. Scand.*, 100: 76-80, 1999.
- BALASUBRAMANIAM R, RILEY MA, TURVEY MT. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait Posture*, 11: 12-24, 2000.
- BANDY WD, SANDERS B. Exercícios Terapêuticos: técnicas para intervenção. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003.
- BARACAT PJF, FERREIRA AS. Postural tasks are associated with center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young and elderly healthy subjects. *Human Movement Science*, 32(6):1325-1338, 2013.
- BARBOSA V, STEWIEN KE. Aspectos de importância para a vigilância epidemiológica da poliomielite na cidade de São Paulo, *Rev. Saúde Pública* [online], vol.14, n.4, pp.557-568, 1980.
- BARBOSA V. Estado atual do problema da poliomielite no município de São Paulo. *Rev. Saúde Pública* [online], vol.40, n.4, pp.579-591. ISSN 1518-8787, 2006.
- BIENFAIT M. Os desequilíbrios estáticos: fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico. 4 ed. São Paulo: Summus; 1995.
- BOBBERT MF, VAN INGEN SCHENAU GJ. Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21, 249-262, 1988.
- BODIAN D. Poliomyelitis: pathological anatomy. In: *Poliomyelitis: Papers and Discussions Presented at the First International Poliomyelitis Conference*, Lippincott, Philadelphia; 62, 1949.
- BODIAN D. Poliomyelitis. In Minekler J. ed. *Pathology of the nervous system*. New York: McGraw-Hill; 2323-2394, 1972.
- BORG K, BORG J, EDSTROM L, GRIMBY L. Effects of excessive use of remaining muscle fibers in prior polio and LV lesion. *Muscle Nerve*; 11, 1219-1230, 1988.

- BORG K, BORG LL, EDSTROM ET AL. Excessive use of remaining anterior tibial motor units during locomotion and absence of type II muscle fibers in antecedent polio. *Birth defects* 23; S.285-292, 1987.
- BOSCH X. Post-polio syndrome recognised by European Parliament. *Lancet Neurol*; 3:4. 2004.
- BRICOT, B. *Posturologia*. 2º ed. São Paulo: Ícone, 2004.
- CAMARGOS FFO, DIAS RC, DIAS JMD, FREIRE MTF. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES-I-BRASIL). *Rev Bras Fisioter*. 14(3):237-43, 2010.
- CASHMAN NR, MASELLI R, WOLLMAN RL, ROOS R, SIMOMN R, ANTEL JP. Late denervation in patients with antecedent paralytic poliomyelitis. *N Engl J Med*. 317:7-12, 1987.
- COLLINS JJ, DE LUCA CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 95:308-318, 1993.
- CORRIVEAU H, HERBERT R, RAICHE M, DUBOIS MF, PRINCE F. Postural stability in the elderly: empirical confirmation of a theoretical model. *Arch Gerontol Geriatrics* 39: 163–177, 2004.
- CREATH R, KIMEL T, HORAKC F, PETERK, R, JEKA J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, v. 377, n. 2, p. 75-80, 2005.
- CVE. Poliovírus/Poliomielite. In: Informe NET DTA. 2000. <http://www.cve.saude.sp.gov.br>.
- DALAKAS MC, ELDER G, HALLETT M, RAVITS J, BAKER M, PAPADOPOULOS N, ALBRECHT P, SEVER J. A long term follow-up study of patients with post-poliomyelitis neuromuscular symptoms. *N Engl J Med*. 314:959-963, 1986.
- DALAKAS MC, ILLA I. Post-polio syndrome: concepts in clinical diagnosis, pathogenesis and etiology. *Adv Neurol*; 56: 495-511, 1991.
- DALAKAS MC. Morphological changes in the muscles of patients with post poliomyelitis neuromuscular symptoms. *Neurology*; 38, 99-104, 1988.
- DALAKAS MC. The Post-Polio Syndrome: Advances in the Pathogenesis and Treatment, *Annals of the New York Academy of Sciences*; 753, 11-18, 60, 322-333, 1995.
- DANGELO GJ, FATTINI AC. *Anatomia básica dos sistemas orgânicos: com a descrição dos ossos, juntas, músculos, vasos e nervos*. São Paulo: Atheneu, 2000.

- DE NUNZIO AM, NARDONE A, SCHIEPPATI M. Head stabilization on a continuously oscillating platform: the effect of a proprioceptive disturbance on the balancing strategy. *Exp Brain Res* 165: 261, 2005.
- DELIGNIÈRES D, TORRE K, BERNARD PL. Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control. *PLoS Comput Biol*. 7(2):e1001089, 2011.
- DURWARD BR, BAER GD, ROWE PJ. Movimento funcional humano: mensuração e análise. São Paulo: Manole; p. 159-79, 2001.
- FERREIRA AS, BARACAT PJ. Test–retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. *Journal of Biomechanics*, 2014.
- FLEISS, JL. The Design and Analysis of Clinical Experiments. Wiley, NewYork, pp. 1–32, 1986.
- FOLEY KM, BERESFORD RH. Acute poliomyelitis beginning as transverse myelopathy. *Arch Neurol*; 30: 182-183, 1974.
- FREITAS PB, FREITAS SMSF, DUARTE M, LATASH ML, ZATSIORSKY VM. Effects of joint immobilization on standing balance. *Human Movement Science*; 4, 515–528, 2009.
- GAGE WH, WINTER DA, FRANK JS, ADKIN AL, Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture*; 2, 124-132, 2004.
- GAWNE AC, HALSTEAD LS. Post-polio syndrome: pathophysiology and clinical management. *Crit Rev Phys Rehabil Med*; 7, 147-188, 1995.
- GEAR JH. Nonpolio causes of polio-like paralytic syndromes. *Rev Infect Dis*; 6 (suppl2): S 379-84, 1984.
- GOLDMAN L, AUSIELLO D. CECIL - Tratado de Medicina Interna. 22.ed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, 2005.
- GOMES R, NASCIMENTO EF, ARAUJO FC. Por que os homens buscam menos os serviços de saúde do que as mulheres? As explicações de homens com baixa escolaridade e homens com ensino superior. *Cad. Saúde Pública* [online]. vol.23, n.3, pp.565-574. ISSN 1678-4464, 2007.
- GRIMBY G, EINARSSON G, HEDBERG M, ANIASON A. Muscle adaptive changes in post-polio subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*; 21(1):19-26, 1989.

- GRIMBY G. Symptoms, disability, muscular structure and function, and electromyographic evaluation of post-polio individual at 4-5 years of follow-up. *Disability and Rehabilitation*; 6, 306-307, 1996.
- GÜNTHER M, GRIMMER S, SIEBERTA T, BLICKHANA R. All leg joints contribute to quiet human stance: A mechanical analysis. *Journal of Biomechanics*; 16, 2739-2746, 2009.
- GÜNTHER M, PUTSCHE P, LEISTRITZ L, GRIMMER S. Phase synchronisation of the three leg joints in quiet human stance. *Gait & Posture*. 33: 412-417, 2011.
- GUYTON AC, HALL JE. *Tratado De Fisiologia Médica*. 10º ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2002.
- HALL CM, BRODY LT. *Exercício terapêutico: na busca da função*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; p171, 2007.
- HALSTEAD LS, GAWNE AC, and PHAM BT, National Rehabilitation Hospital Limb Classification for Exercise, Research and Clinical Trials in Post-Polio Patients, in *The Post-Polio Syndrome: Advances in the Pathogenesis and Treatment*, *Annals of the New York Academy of Sciences*, 753, 343-354, 1995.
- HALSTEAD LS, ROSSI CD. New problems in old polio patients: results of a survey of polio survivors. *Orthopedics*. 8:845–50, 1985.
- HALSTEAD LS, WIECHER DO, Late effects of poliomyelitis, a national survey. in: LS Halstead, DO Wiechers (Eds.) *Late Effects of Poliomyelitis*. Symposia Foundation, Miami; 11-32, 1983.
- HALSTEAD LS. Assessment and differential diagnosis for post-polio syndrome, *Orthopedics*, 14(11), 1209-1217, 1991. in GAWNE AC, HALSTEAD LS. *Post-Polio Syndrome: Pathophysiology and Clinical Management*, *Critical Reviews In: Phys Rehabil Med*; 7 (2):147-188, 1995.
- HALSTEAD LS. Late complications of poliomyelitis. In: *Rehabilitation Medicine Goodgold J. Ed., CV. Mosby, Washington, D.C.*; 328-340, 1988.
- HISLOP H, MONTGOMERY J. *Provas de função muscular: técnicas de exame manual*, 6.ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1996.
- HOOGVLIET P, VAN DUYL WA, de BAKKER JV, MULDER PGH, and STAM HJ. A model for the relation between the displacement of the ankle and the center of pressure in the frontal plane, during one-leg stance. *Gait and Posture*; 6, 39-49, 1997.
- HOWARD RS. Poliomyelitis and the postpolio syndrome. *BMJ*; 330: 1314-8, 2005.

- HSU WL, SCHOLZ JP, SCHÖNER G, JEKA JJ, KIEMEL T. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. *Journal of Neurophysiology*; 97: 3024-3035, 2007.
- HULL HF, BIRMINGHAM ME, MELGAARD B, LEE JW. Progress toward global polio eradication. *J Infect Dis.*;175 Suppl 1: S4-9, 1997.
- HULL HF, WARD NA, HULL PB, MILSTIEN JB, QUADROS C. Paralytic poliomyelitis: seasoned strategies, disappearing disease. *Lancet*; 343:1331-7, 1994.
- JOHNSON, CB, MIHALKO, SL, NEWELL, KM. Aging and time needed to reacquire postural stability. *J. Aging Phys. Act.* 11, 459–469, 2003.
- JUBELT B, CASHMAN NR. Neurological manifestations of the post-polio syndrome. *Crit Rev Neurobiol.*; 3(3):199-220, 1987.
- JUBELT B, DRUCKER J. Poliomyelitis and the post-polio syndrome, *Motor Disorders*. Edited by Younger DS. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins; chapter 34, pp 381–95, 1999.
- JÚNIOR, CMP; HECKMANN, M. Distúrbios da postura, marcha e quedas. In: FREITAS, EV.; PY, L. *Tratado de geriatria e gerontologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; p. 624-634, 2002.
- JURAS G, STOMKA K, FREDYK A, SOBOTA G, BACIK B. Evaluation of the Limits of Stability (LOS) Balance Test. *J Human Kinet*; 19:39-52, 2008.
- KENDALL F, MCCREARY E, PROVANCE P, RODGERS M, ROMANI W. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- KISNER C, COLBY LA. *Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas*. 4ª ed. São Paulo: Manole; 2005.
- KRISHNAMOORTHY V, YANG J-F, SCHOLZ JP. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Exp Brain Res* 164: 1–17, 2005.
- LEGTERS K, VERBUS N, KITCHEN S, TOMECSKO J, URBAN N. Fear of falling, balance confidence and health-related quality of life in individuals with postpolio syndrome. *Physiother Theory Pract* 22(3): p. 127-35, 2006.
- LEHMANN K, SUNNERHAGEN KS, WILLE'N C. Postural control in persons with late effects of polio. *Acta Neurol Scand* 2006; 113: 55–61, 2006.
- MACHADO A. *Neuroanatomia funcional*. 2ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2003.
- MADIGAN M, DAVIDSON B, NUSSBAUM M. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. *Human Movement Science* 25; 788–799, 2006.

- MAGEE JD. Avaliação musculoesquelética. 3ed. Barueri: Manole, 2002.
- MAYNARD FM, HEADLEY JS. Manual Acerca dos Efeitos Tardios da Poliomielite para Médicos e Sobreviventes. Maynard FM & Headley JL (eds.). Associação Póspolio de Portugal, ed. Gráfica Eborense, 2000.
- MAYNARD FM. Post-polio sequelae: differential diagnosis and management, Orthopedics, 7, 857-861, 1985.
- MCKEON P, HERTEL J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: Can deficits be detected with instrumented testing. J Athl Train; 43(3):293-304, 2008.
- MELNICK JL, PAUL JK, WALTON M. Serologic epidemiology of poliomyelitis. Am J Public Health; 45: 429-437, 1955.
- MITSCUCHI, M. L.; JAMUSSI, G. S.; MARTINS, F. E. Intervenções fisioterapêuticas e podológicas nos pés de idosos podem proporcionar marcha mais segura: Saúde do idoso: A Arte de Cuidar. Revista Fisio Brasil, v. 6, n. 1, p. 36-40. 2004.
- MIYAMOTO ST, LOMBARDI J, BERG KO, RAMOS LR, NATOUR J. Brazilian Version of Berg Balance scale. Brazilian Journal of Medical and Biological Research; 37:1411-21, 2004.
- MUNSAT TL. Post-polio syndrome. Boston, MA: Butterworth-Heinemann; p. 23-28, 1991.
- NETTER, FH. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- NOLLET F, IVANI B, BEELEN A, HAAN RJ, LANKHORST GJ, VISSER M. Perceived health in a population based sample of victims of the 1956 polio epidemic in the Netherlands. J Neurol Neurosurg Psychiatry; 73:695-700, 2002.
- OLIVEIRA ASB, GABBAI A. Doenças Neuromusculares, in Atualização Terapêutica 2001. XX Editora Artes Médicas, SP – seção II p – 815-817, 2001.
- OLIVEIRA ASB, QUADROS AAJ, SILVA HCA, CONDE MTRP, SILVA TM, FONTES SV et al. Síndrome Pós-Poliomielite (SPP) - Orientações para profissionais de saúde: UNIFESP 2008.
- OLIVEIRA ASB; MAYNARD FM. Síndrome Pós-Poliomielite: Aspectos Neurológicos, Rev Neurociências; 10 (1): 31-34, 2002.
- OPS – Organización Panamericana de la Salud. Erradicación de la transmission autoctona del vírus selvaje de la poliomyelites em las Americas. In: 1. Reunion del Grupo Tecnico Asesor del Programa Ampliado de Immunización, Washington; P.1-27, 1985.
- ORSINI M, DE FREITAS MRG, REIS CHM, MELLO M, PORTO F, VAZ AC, SILVEIRA VC, CATHARINO AMS, QUINTANILHA G, EIGENHEER JF, CARVALHO LBC,

- NASCIMENTO OJM. Guia de Reabilitação Neurológica na Síndrome Pós-Poliomielite: Abordagem Interdisciplinar. Rev. Neurocienc;18(2):204-213, 2010.
- ORSINI M, NASCIMENTO OJ, et al. Perfil clínico e funcional de pacientes com síndrome pós poliomielite: uma análise de 18 casos, Rev. Brasileira de Neurologia, 2009.
- ORSINI M, SOUZA JA, LEITE MAA, TEIXEIRA, FERREIRA AS, BASTOS VH. Previous acute polio and post-polio syndrome: recognizing the pathophysiology for the establishment of rehabilitation programs. Neurology International; volume 7:5452, 2015.
- PAI YC, PATTON J. Center of mass velocity-position predictions for balance control, J. Biomech. 30; 347-354, 1997.
- PARSONS PE. Dysphagia in the post-polio syndrome [letter]. N Engl J Med; 325:1108, 1991.
- PEDROCCHI A, BARONI G, MOUCHNINO L, FERRIGNO G, PEDOTTI A, MASSION J. Absence of center of mass control for leg abduction in long-term weightlessness in humans. Neurosci Lett 319: 172–176, 2002.
- PERRY J, BARNES C, GRANLEY JK. Post-polio muscle function, In: Research and Clinical Aspects of the Late Effects of Poliomyelitis, Halstead LS, Weichers DO. Eds, March of Dimes Birth Defects Foundation, White Plains, NY, 23(4): 315-328, 1987.
- PERRY J, BARNES G, GRONLEY JK. The Postpolio Syndrome an overuse phenomenon. Clinical Orthopedics and Related Research, 233:145-161,1988.
- PETERKA RJ. Sensorimotor integration in human postural control. J Neurophysiol 88: 1097–1118, 2002.
- PINTER IJ, VAN SWIGCHEM R, VAN SOEST AJK, ROZENDAAL LA. The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: a PCA on segment rotations during unperturbed stance. Journal of Neurophysiology; 100: 3197-3208, 2008.
- PLUM F, SWANSON AG. Central neurogenic hyperventilation in man. Arch Neurol Psych; 81: 531-549, 1959.
- PLUM F. Sensory loss with poliomyelitis. Neurology, 6:166-172, 1956.
- PORTELLA FP, RODRIGUES EC, SÁ FERREIRA, AA. A critical review of position and velocity based concepts of postural control during upright stance. Human movement. v.15, n. 4, p. 227-233, 2014.
- PORTELLA FM, FERREIRA AS. Kinematic Mapping Reveals Different Spatial Distributions of Center of Pressure High-Speed Regions Under Somatosensory Loss. Journal of Motor Behavior; 46(5):369-379, 2014.

- QUADROS AAJ, OLIVEIRA ASB, PEREIRA RDP, SILVA TM, RAMOS PG, TILLI MPR, SILVA HCA. Muscle and Joint Pain in MND/Post-poliomyelitis (PPS). 16th International Symposium on ALS/MND, 2005, Dublin - Irland. Abstracts from Theme 5 – Improving Diagnosis and Prognosis in Motor Neuron Diseases. Amyotrophic Lateral Sclerosis and other Motor Neuron Disorders 2005.
- QUADROS AAJ, OLIVEIRA ASB, SILVA HSA. Síndrome Pós-Poliomielite: Uma nova doença velha. Dissertação mestrado UNIFESP, 2005.
- RAGONESE P, FIERRO B, SALEMI G, RANDISI G, BUFFA D, D'AMELIO M, et al. Prevalence and risk factors of post-polio syndrome in a cohort of polio survivors. *J Neurol Sci.*, 236:31-5, 2005.
- RAMLOW J, ALEXANDER M, LAPORTE R, KAUFMAN C, KULLER L. Epidemiology of the post- polio syndrome. *Am J Epidemiol*, 136: 769-786, 1992.
- RAVAIOLI E, OIE KS, KIEMEL T, CHIARI L, JEKA JJ. Nonlinear postural control in response to visual translation. *Exp Brain Res* 160: 450–459, 2005.
- REDFERN MS, YARDLEY L, BRONSTEIN AM. Visual influences on balance. *J Anx Dis* 2001;15:81-94. OLIVEIRA ASB, GABBAI A. Doenças Neuromusculares, in *Atualização Terapêutica 2001*. XX Editora Artes Médicas, SP – seção II p – 815-817, 2001.
- REIDER B, ARCAND MA, DIEHL LH, MROCZEK K, ABULENCIA A, STROUD CC, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2003.
- ROBERTSON GE (Editor), GRAHAM C, HAMILL J, KAMEN G, WHITTLESEY SN. *Research Methods in Biomechanics*. Auckland, NZ: Human Kinetics, 2004.
- ROZENDAAL LA, VAN SOEST A. Multi-segment stance can be stable with zero local ankle stiffness. In: *Proceedings of XXIst ISB Conference*; 2007.
- RUWER SL, ROSSI AG, SIMON LF. Balance in the elderly. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 71(3)298-303, 2005.
- SCHIELZETH H, NAKAGAWA, S. Nested by design: model fitting and interpretation in a mixed model era. *Methods in Ecology and Evolution*, 4, 14-24, 2013.
- SCHOLZ JP, PARK E, JEKA JJ, SCHÖNER G, KIEMEL T. How visual information links to multijoint coordination during quiet standing. *Experimental Brain Research* 2012.
- SCHOLZ JP, SCHÖNER G, HSU WL, JEKA JJ, HORAK FB, MARTIN V. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. In: *Exp Brain Res Online First*. Berlin: Springer Berlin/ Heidelberg, 2007.

- SHEPHERD G, SIMSOLO V, VERONESI R. Enteroviroses: I – Poliomielite. In: Veronesi R. et al. Doenças Infecciosas e Parasitárias. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; p.104-124, 1976.
- SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT M. Controle Motor. Teoria e aplicações práticas. MANOLE. São Paulo. 3ª edição. 2010.
- SILVA A, ALMEIDA GJM, CASILHAS RC, COHEN M, PECCIN MS, TUFIK S, DE MELLO MT. Equilíbrio, Coordenação e Agilidade de Idosos Submetidos à Prática de Exercícios Físicos Resistido. Rev Bras Med Esporte, Vol. 14; No 2: 88-93, 2006.
- SUTTER RW, COCHI SL, MELNICK JL. Live attenuated poliovirus vaccines. In: Plotkin SA, Oresteina WA. Vaccines. 3rd ed. Philadelphia, PA: WB Saunders Company; 1999.
- TAKEMURA J, SAEKI S, HACHISUKA K, ARITOME K. Prevalence of post-polio syndrome based on a cross-sectional survey in Kitakyushu, Japan. J Rehabil Med., 36:1-3, 2004.
- TROJAN DA, CASHMAN NR, SHAPIRO S, TANSEY C, ESDAILE JR. Predictive factors for post-poliomyelitis syndrome. Arch Phys Med Rehabil., 75: 770-777, 1994.
- TROJAN DA; CASHMAN NR. Post-poliomyelitis syndrome. Muscle & Nerve, 31: 6-19, 2005.
- TROPP H. & ODENRICK, P. Postural control in single limb stance. Journal of Orthopaedic Research, 6, 833-839, 1988.
- VAN INGEN SCHENAU GJ, BOBBERT MF, and ROZENDAL RH. The unique action of biarticular muscles in complex movements. Journal of Anatomy, 155, 1-5, 1987.
- VAN INGEN SCHENAU GJ. From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. Human Movement Science 8, 301-337, 1989.
- VINOTE LS, BESERRA AS, FELÍCIO LR, FERREIRA AS. Associação entre o sinergismo articular das extremidades inferiores e o controle postural na posição ortostática não perturbada. Trabalho do Projeto de Iniciação Científica. Rio de Janeiro, 2013.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. Health Research Methodology: A Guide for Training in Research Methods. 2ed. Geneva, 2001.
- WINDEBANK AJ, DAUBE JR, LICHTY WJ, CODD M, CHAO EY, KURLAND LT, IVERSON R. Late sequelae of paralytic poliomyelitis in Olmsted County, Minnesota, In: Research and Clinical Aspects of the Late Effects of Poliomyelitis, Halstead LS, Weichers DO. Eds. March of Dimes Birth Defects Foundation, White Plains, NY, 23(4): 27-38, 1987.

- WINDEBANK AJ, LITCHY WJ, DAUBE JR, KURLAND LT, CODD MB, IVERSON R.
Late effects of paralytic poliomyelitis in Olmsted County, Minnesota. *Neurology* 41:501-7, 1991.
- WINTER DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4ed, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, 2009.
- WINTER DA, PRINCE F, FRANK JS, POWELL C, ZABJEK KF. "A Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance During Quiet Standing," *J. Neurophysiol.* 75:2334–2343, 1996.
- WINTER DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*; 4, p193-214, 1995.

Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido

Título do Projeto: Coordenação interarticular dos membros inferiores para estudo do controle postural de pacientes com síndrome pós-poliomielite. **Objetivo:** As informações contidas neste termo foram elaboradas para sua participação neste estudo que objetiva investigar a relação entre o movimento das articulações do pé, joelho e quadril a sua capacidade de permanecer de pé. **Procedimentos:** Você será solicitado a responder a questionários e será filmado com câmeras infravermelhas que registram somente marcadores colocados no seu tornozelo, joelho, quadril e coluna, dos dois lados do corpo. O exame terá duração aproximada de 20 minutos. **Potenciais riscos:** e você poderá ficar um pouco cansado por permanecer em pé durante trinta segundos, por três vezes. Se você sentir cansaço, e poderá repousar entre as três repetições. O exame não tem qualquer procedimento invasivo que possa colocá-lo em risco, ou registro da sua imagem que possa identificá-lo. **Potenciais benefícios:** Os benefícios para você incluem o conhecimento de como suas articulações contribuem para o seu equilíbrio de pé. **Contato:** Os resultados dos seus exames estarão disponíveis para você. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável, Egídio Sabino de Magalhães Júnior (CREFITO-2 164233-F) que pode ser encontrado no telefone (21) 96925-2832. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, telefone (21) 3882-9797 (ramal 1015), e-mail: comitedeetica@unisua.edu.br. Se desejar desistir do estudo em qualquer momento, você tem toda liberdade de fazê-lo, garantindo que a recusa de participação não acarretará penalização no seu cuidado. **Sigilo:** As informações a serem recebidas durante o estudo foram analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante. **Informações complementares:** Tais informações foram utilizadas pelos pesquisadores envolvidos no projeto para fins científicos e não será permitido o acesso a terceiros, garantindo assim proteção contra qualquer tipo de discriminação. Se desejar, você pode ser informado sobre os resultados parciais da pesquisa. Os resultados foram submetidos à publicação em revistas científicas. Não haverá despesas pessoais para você em qualquer fase do estudo, nem haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos propostos neste estudo, você terá direito a tratamento médico, bem como às indenizações legalmente estabelecidas. Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. **Declarações:** Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar se necessário em decorrência desse estudo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Nome/Assinatura do participante

Data: ____/____/____

Egídio Sabino Magalhães Júnior

Data: ____/____/____

Apêndice 2 – Ficha de avaliação dos participantes

1) Critérios gerais de inclusão

Critérios de inclusão	Resposta
Você concorda em participar do estudo e assinar o termo de consentimento?	Sim 1 Não 2 Se NÃO, TERMINAR
Você é maior de 18 anos	Sim 1 Não 2 Se NÃO, TERMINAR
Nas últimas 24 horas, você fez uso substâncias tais como bebidas alcóolicas, sedativos e estimulantes?	Sim 1 Não 2 Se NÃO, TERMINAR
Você consegue permanecer de pé sem auxílio por 30 segundos ou mais?	Sim 1 Não 2 Se NÃO, TERMINAR
Nos últimos 6 meses, você apresentou dores ou lesões nas extremidades inferiores?	Sim 1 Não 2 Se NÃO, TERMINAR
Nos últimos 12 meses, você fez algum tipo de atividade física em que se treine o equilíbrio postural, tais como ginástica olímpica, <i>taijiquan</i> , <i>yoga</i> ou <i>ballet</i> ?	Sim 1 Não 2 Se SIM, TERMINAR
Para mulheres : Você está grávida?	Sim 1 Se SIM, TERMINAR Não 2

Localização e Data	Resposta	Código
Número de identificação do participante Exemplo: 0001		A1
Data de preenchimento do instrumento	dd mm ano	A2
Hora da entrevista (24 horas)	: hrs mins	A3

Identificação do participante	Resposta	Código
Nome e sobrenomes (completo)		B1
Iniciais		B2
Telefone de contato caso necessário	cód. número	B3
Sexo conforme observado	Masculino 1 Feminino 2	B4
Qual é a sua data de nascimento? <i>Desconhecida: 77 77 7777</i>	dd mm ano	B5
Nome da cidade de origem do participante		B6

NÚCLEO: Dados Clínicos		
Tempo de doença – Poliomielite anterior aguda	Em anos	C1
Tempo de doença – Síndrome pós-poliomielite	Em anos	C2
Sequela motora em membro superior esquerdo	Sim 1 Não 2	C3
Sequela motora em membro superior direito	Sim 1 Não 2	C4
Sequela motora em membro inferior esquerdo	Sim 1 Não 2	C5
Sequela motora em membro inferior direito	Sim 1 Não 2	C6
Dificuldade respiratória	Sim 1 Não 2	C7
Fadiga	Sim 1 Não 2	C8
Dor	Sim 1 Não 2	C9
Atrofia muscular	Sim 1 Não 2	C10
Dificuldade para realizar as atividades de vida diária	Sim 1 Não 2	C11
Intolerância ao frio	Sim 1 Não 2	C12
Alterações no sono	Sim 1 Não 2	C13
Disfonia ou Disfagia	Sim 1 Não 2	C14

NÚCLEO: Consumo de Tabaco		
Você fuma atualmente qualquer produto de tabaco, como cigarros, charutos ou cachimbos?	Sim 1 Não 2	D1
Você já fumou algum produto de tabaco no passado?	Sim 1 Não 2	D2

NÚCLEO: Consumo de Álcool		
Você já consumiu bebidas alcoólicas, tais como: cerveja, vinho, ou bebidas alcoólicas locais?	Sim 1 Não 2	E1
Você consumiu alguma bebida alcoólica nos últimos 12 meses?	Sim 1 Não 2	E2

NÚCLEO: História de Diabetes		
Você já fez exame de sangue para saber a sua taxa de açúcar no sangue?	Sim 1 Não 2	F1
Algun médico já lhe informou que você tem uma taxa alta de açúcar no sangue ou diabetes?	Sim 1 Não 2	F2
Nas últimas duas semanas, você tem tomado todo os remédios para os diabetes prescritos pelo médico?	Sim 1 Não 2	F3

NÚCLEO: História de Doenças Cardiovasculares		
Você já teve um ataque cardíaco ou dores no peito por doença cardíaca (angina) ou um acidente vascular cerebral (AVC)?	Sim 1 Não 2	G1
Você está atualmente tomando aspirina regularmente para prevenir ou tratar doenças do coração?	Sim 1 Não 2	G2
Você toma regularmente algum remédio à base de estatinas (Novastatina/sinvastatina/atorvastatina ou qualquer outra estatina) para prevenir ou tratar doenças	Sim 1 Não 2	G3

NÚCLEO: Antropometria		
Altura	Em centímetros (cm) <u> </u> <u> </u> <u> </u> <u> </u> , <u> </u>	H1
Massa corporal <i>Se muito alta para a balança: 666,6</i>	Em quilogramas (kg) <u> </u> <u> </u> <u> </u> <u> </u> , <u> </u>	H2

Apêndice 3 – Rotina de utilização da cinemetria

A) NO EQUIPAMENTO

1. Ligar as câmeras e computador nas tomadas;
2. Ligar a câmera 1 (atrás)
 - 2.1. Verificar o acendimento das demais câmeras;

B) NO PROGRAMA

3. Abrir o programa no ícone QTM:
 - 3.1. Clicar no ícone de chave;
 - 3.2. Ir para o item “Camera System”;
 - 3.3. Clicar no item “Connection”;
 - 3.4. Clicar no item “Locate System”;
 - 3.4.1. Verificar se foram encontradas as três câmeras: “Proreflex- Cam 1,2,3, and 4”;
 - 3.5. Calibrar o sistema:
 - 3.5.1. Colocar o “L” de calibração no chão;
 - 3.5.2. Ir para o item “Camera System”
 - 3.5.3. Digitar 200 Hz;
 - 3.5.4. Clicar no ícone com uma bola vermelha;
 - 3.5.5. Clicar no símbolo do “T” para calibrar
 - 3.5.6. Movimentar a varinha na região do exame;
 - 3.5.7. Anotar o resultado da calibração
 - 3.5.7.1. AVG res – (mm) e AVG wand length (mm)
 - 3.5.7.2. Confirmar se: $AVG\ res < 1\ mm$
 - 3.5.8. Remover o “L” de calibração do chão;

C) NO PARTICIPANTE

4. Posicionar o participante: ortostatismo de frente para a parede
5. Posicionar os marcadores:
 - 5.1.1. 5º metatarso D e E
 - 5.1.2. Maléolo lateral D e E
 - 5.1.3. Calcâneo D e E
 - 5.1.4. Côndilo femoral D e E
 - 5.1.5. Espinha ilíaca anterossuperior D e E
 - 5.1.6. L5-S1
 - 5.1.7. C7-T1
 - 5.1.8. Processo mastoide D e E
6. Orientar o voluntário quanto ao protocolo:
 - 6.1. Pés em abertura de 10º, calcanhares próximos, mãos pendentes à frente do corpo;
 - 6.2. Não se movimentar, falar ou inspirar fundo
 - 6.2.1.1. 30 segundos de aquisição
 - 6.2.1.2. 3 repetições, com 2 minutos de intervalo cada

D) NO PROGRAMA

7. Iniciar a aquisição: Clicar no ícone com a bola vermelha -> Período: 180 s -> Renomear o arquivo
8. Gravar o sinal;
9. Aplicar o modelo AIM;
10. Verificar o sinal gravado;

11. Menu File -> Export ... -> To TSV... -> 3D data -> OK

E) NO EQUIPAMENTO

12. Fechar o programa

13. Desligar o computador e a câmera.

14. Remover os plugues das tomadas.

Anexo 1 – Escala de avaliação da força muscular do *Medical Research Council*

NÚCLEO: Escala manual de força muscular do <i>Medical Research Council</i> (MRC)			
Músculos gastrocnêmios – lado DIREITO <i>*ADM = amplitude de movimento</i>	Nenhuma ADM* disponível e nenhuma contração muscular	0	MRC1
	Nenhuma ADM* disponível, mas ocorre contração muscular palpável e/ou	1	
	ADM completa sem ação da gravidade	2	
	ADM completa contra ação da gravidade	3	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra moderada resistência	4	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra resistência máxima	5	
Músculos gastrocnêmios – lado ESQUERDO <i>*ADM = amplitude de movimento</i>	Nenhuma ADM* disponível e nenhuma contração muscular	0	MRC2
	Nenhuma ADM* disponível, mas ocorre contração muscular palpável e/ou	1	
	ADM completa sem ação da gravidade	2	
	ADM completa contra ação da gravidade	3	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra moderada resistência	4	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra resistência máxima	5	
Músculos isquiotibiais – lado DIREITO <i>*ADM = amplitude de movimento</i>	Nenhuma ADM* disponível e nenhuma contração muscular	0	MRC3
	Nenhuma ADM* disponível, mas ocorre contração muscular palpável e/ou	1	
	ADM completa sem ação da gravidade	2	
	ADM completa contra ação da gravidade	3	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra moderada resistência	4	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra resistência máxima	5	
Músculos isquiotibiais – lado ESQUERDO <i>*ADM = amplitude de movimento</i>	Nenhuma ADM* disponível e nenhuma contração muscular	0	MRC4
	Nenhuma ADM* disponível, mas ocorre contração muscular palpável e/ou	1	
	ADM completa sem ação da gravidade	2	
	ADM completa contra ação da gravidade	3	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra moderada resistência	4	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra resistência máxima	5	
Músculo reto femoral – lado DIREITO <i>*ADM = amplitude de movimento</i>	Nenhuma ADM* disponível e nenhuma contração muscular	0	MRC5
	Nenhuma ADM* disponível, mas ocorre contração muscular palpável e/ou	1	
	ADM completa sem ação da gravidade	2	
	ADM completa contra ação da gravidade	3	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra moderada resistência	4	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra resistência máxima	5	
Músculo reto femoral – lado ESQUERDO <i>*ADM = amplitude de movimento</i>	Nenhuma ADM* disponível e nenhuma contração muscular	0	MRC6
	Nenhuma ADM* disponível, mas ocorre contração muscular palpável e/ou	1	
	ADM completa sem ação da gravidade	2	
	ADM completa contra ação da gravidade	3	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra moderada resistência	4	
	ADM completa contra a ação da gravidade e contra resistência máxima	5	

Anexo 2 – Escala de equilíbrio de Berg

NÚCLEO: Escala de Equilíbrio de Berg (BBS)			
1 - Posição sentada para posição em pé Instrução: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.	Necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-	0	BBS1
	Necessita de ajuda mínima para levantar-se ou	1	
	Capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas	2	
	tentativas	3	
	Capaz de levantar-se independentemente utilizando as	4	
2 - Permanecer em pé sem apoio Instrução: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar. Se o paciente for capaz de permanecer de pé por 2	Incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem	0	BBS2
	Necessita de várias tentativas para permanecer em pé	1	
	por 30 segundos sem apoio	2	
	Capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem	3	
	Capaz de permanecer em pé por 2 minutos com	4	
3 - Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou em um banquinho Instrução: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.	Incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10	0	BBS3
	segundos	1	
	Capaz de permanecer sentado por 10 segundos	2	
	Capaz de permanecer sentado por 30 segundos	3	
	Capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob	4	
4 - Posição em pé para posição sentada Instrução: Por favor, sente-se.	Necessita de ajuda para sentar-se	0	BBS4
	Senta-se independentemente, mas tem descida sem	1	
	Utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para	2	
	controlar a descida	3	
	Controla a descida utilizando as mãos	4	
5 – Transferências Instrução: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa.	Necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança	0	BBS5
	Necessita de uma pessoa para ajudar	1	
	Capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou	2	
	supervisão	3	
	Capaz de transferir-se com segurança com o uso das	4	
6 - Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados Instrução: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.	Necessita de ajuda para não cair	0	BBS6
	Incapaz de permanecer com os olhos fechados durante	1	
	3 segundos, mas mantém-se em pé	2	
	Capaz de permanecer em pé por 3 segundos	3	
	Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com	4	
7- Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos Instrução: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.	Necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de	0	BBS7
	permanecer nessa posição por 15 segundos	1	
	Necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de	2	

	Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão	3	
	Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança	4	
8- Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé Instrução: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.	Perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo Pode avançar a frente, mas necessita de supervisão Pode avançar a frente >5 cm com segurança Pode avançar a frente >12,5 cm com segurança Pode avançar a frente >25 cm com segurança	0 1 2 3 4	BBS8
9 - Apanhar um objeto no chão a partir da posição em pé Instrução: Pegar um objeto localizado a frente de seus pés	Incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda Incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto Incapaz de apanhar o objeto mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do objeto e mantém o equilíbrio de maneira independente Capaz de apanhar o objeto mas necessita supervisão Capaz de apanhar o objeto facilmente e com segurança	0 1 2 3 4	BBS9
10 - Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé Instrução: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.	Necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair Necessita de supervisão para virar Vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio Olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso Olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso	0 1 2 3 4	BBS10
11 - Girar 360 graus Instrução: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.	Necessita de ajuda enquanto gira Necessita de supervisão próxima ou orientações verbais Capaz de girar 360 graus com segurança, mas Capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos Capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos	0 1 2 3 4	BBS11
12 - Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio Instrução: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.	Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair Capaz de completar >2 movimentos com o mínimo de ajuda Capaz de completar 4 movimentos sem ajuda Capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em >20 segundos Capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos	0 1 2 3 4	BBS12
13 - Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente Instrução: Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha, se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.	Perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé Necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos Capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos Capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos Capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos	0 1 2 3 4	BBS13
14 - Permanecer em pé sobre uma perna	Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair Tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé	0 1	BBS14

Instrução: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.	Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por ≥ 3 segundos	2	
	Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos	3	
	Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por >10 segundos	4	

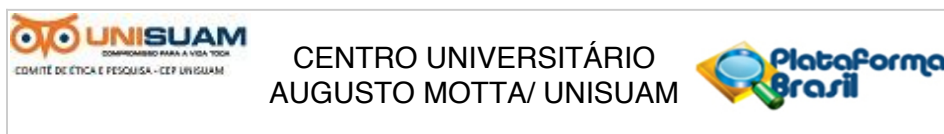
Anexo 3 – Escala de medo de queda (*Fall Efficacy Scale-I*)

NÚCLEO: Escala de Eficácia de Quedas (FES-I-Brasil)			
Instruções: Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade. Para cada uma das seguintes atividades, por favor, marque o quadradinho que mais se aproxima de sua opinião sobre o quão preocupado você fica com a possibilidade de cair, se você fizesse esta atividade.			
1. Limpando a casa (ex.: passar pano, aspirar ou tirar a poeira)	Nem um pouco preocupado	1	FES1
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
2. Vestindo ou tirando a roupa	Nem um pouco preocupado	1	FES2
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
3. Preparando refeições simples	Nem um pouco preocupado	1	FES3
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
4. Tomando banho	Nem um pouco preocupado	1	FES4
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
5. Indo às compras	Nem um pouco preocupado	1	FES5
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
6. Sentando ou levantando de uma cadeira	Nem um pouco preocupado	1	FES6
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
7. Subindo ou descendo escadas	Nem um pouco preocupado	1	FES7
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
8. Caminhando pela vizinhança	Nem um pouco preocupado	1	FES8
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
9. Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão	Nem um pouco preocupado	1	FES9
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
10. Indo atender o telefone antes que pare de tocar	Nem um pouco preocupado	1	FES10
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	

	Extremamente preocupado	4	
11. Andando sobre superfície escorregadia (ex.: chão molhado)	Nem um pouco preocupado	1	FES11
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
12. Visitando um amigo ou parente	Nem um pouco preocupado	1	FES12
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
13. Andando em lugares cheios de gente	Nem um pouco preocupado	1	FES13
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
14. Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacada)	Nem um pouco preocupado	1	FES14
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
15. Subindo ou descendo uma ladeira	Nem um pouco preocupado	1	FES15
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	
16. Indo a uma atividade social (ex.: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube)	Nem um pouco preocupado	1	FES16
	Um pouco preocupado	2	
	Muito preocupado	3	
	Extremamente preocupado	4	

NÚCLEO: Cinemetria		
Câmera 1 - Avg res.	Em milímetros (mm) ,	E1
Câmera 2 - Avg res.	Em milímetros (mm) ,	E2
Câmera 3 - Avg res.	Em milímetros (mm) ,	E3
Câmera 4 - Avg res.	Em milímetros (mm) ,	E4
Câmera 5 - Avg res.	Em milímetros (mm) ,	E5
Standard deviation of wand length	Em milímetros (mm) ,	E6

Anexo 4 – Carta de aprovação do comitê de ética em pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: COORDENAÇÃO INTERARTICULAR DOS MEMBROS INFERIORES PARA ESTUDO DO CONTROLE POSTURAL DE PACIENTES COM SÍNDROME PÓS-POLIOMIELITE

Pesquisador: Egídio Sabino de Magalhães Júnior

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 46373915.0.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: FUN CARLOS CHAGAS F. DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO - FAPERJ

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.133.659

Data da Relatoria: 01/07/2015

Apresentação do Projeto:

Este estudo será do tipo observacional transversal, controlado, pareado por sexo, idade, altura e massa corporal, com admissão prospectiva de casos. Os pacientes com poliomielite anterior aguda (PAA) e síndrome pós-poliomielite (SPP) serão recrutados no Hospital Universitário Antônio Pedro (HUAP) da Universidade Federal Fluminense (UFF) e em contato com a Associação Brasileira de Síndrome Pós-Poliomielite (ABRASPP). Os participantes saudáveis serão compostos pela comunidade acadêmica da UNISUAM. O recrutamento para este projeto será divulgado por meio de cartazes fixados nos murais da Instituição e por apresentação oral para os alunos da graduação.

O projeto está apresentado de forma clara, contendo o embasamento científico necessário para a realização da pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar o controle postural ortostático de pacientes com síndrome pós-poliomielite utilizando o mapeamento cinemático da coordenação interarticular dos membros inferiores e sua associação com o perfil clínico da SPP.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram descritos no projeto e no TCLE atendendo a Resolução 466/12 do

Endereço: Av. Paris, 304 TEL: (21)3882-9797 (Ramal : 1015)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisum.edu.br



CENTRO UNIVERSITÁRIO
AUGUSTO MOTTA/ UNISUAM



Continuação do Parecer: 1.133.659

Conselho Nacional de saúde.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O título do projeto é claro e objetivo. Há embasamento científico que justifique a pesquisa. O projeto explica claramente os exames e testes que serão realizados, a justificativa, os critérios de inclusão e exclusão, a forma de recrutamento, o orçamento financeiro, o cronograma, a justificativa do tamanho da amostra e os critérios de suspensão da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está escrito em linguagem acessível aos participantes da pesquisa, apresenta o objetivo e a justificativa, explica os procedimentos, garante anonimato, privacidade e indenização. Cita os possíveis desconfortos e riscos previstos em relação aos procedimentos. Cita os benefícios esperados. Tem garantia de esclarecimento a qualquer momento. Explica a forma de recusa em participar do projeto, sem prejuízo para o participante. Traz compromisso de divulgação dos resultados em meio científico. Faz referência a forma de ressarcimento de despesas. Informa o nome dos responsáveis e o telefone e endereço para contato em caso de necessidade.

Recomendações:

Não há recomendações a fazer.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está aprovado.

Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM <http://www.unisuam.edu.br/index.php/introducao-comite-etica-em-pesquisa>).

Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil.

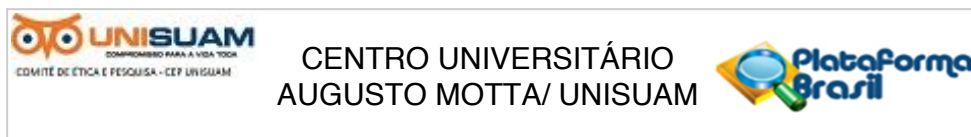
Endereço: Av. Paris, 304 TEL: (21)3882-9797 (Ramal : 1015)

Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010

UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)3882-9797

E-mail: comitedeetica@unuam.edu.br



Continuação do Parecer: 1.133.659

RIO DE JANEIRO, 01 de Julho de 2015

Assinado por:
SUSANA ORTIZ COSTA
(Coordenador)

Endereço: Av. Paris, 304 TEL: (21)3882-9797 (Ramal : 1015)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisuum.edu.br

Anexo 5 – Manuscrito

Functional outcomes and postural stability in adults with poliomyelitis and post-polio syndrome: A case-control study

Authors: Thaiana Santos Galvão¹, Egídio Sabino Magalhães Júnior¹, Marco Orsini¹, Arthur de Sá Ferreira¹

Citation names: Galvão TS, Magalhães Jr. ES, Orsini M, Ferreira AS

Affiliations: ¹Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Corresponding author: Arthur de Sá Ferreira, D.Sc., Praça das Nações 34, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, Brazil, CEP 21041-010, phone: +5521 38829797 (extension 2012), e-mail: arthurde@unisuamdoc.com.br

1 Introduction

Acute anterior poliomyelitis (AAP) is an inflammatory disease resulting from loss of motor neurons in the anterior horn of the spinal cord by poliovirus [Boyer et al., 2010]. Most cases of AAP occur in the pediatric population and approximately 70% of adults with AAP develop the postpolio syndrome (PPS). PPS is characterized by new set of symptoms such as excessive central and peripheral fatigue, muscle pain, and new muscle weakness [SESSP, 2006]. PPS begins suddenly such that some cases with minor symptoms are mistaken for other minor health issues [Dalakas, 1995]. Patients at higher risk of developing new symptoms are those who experienced a severe onset of AAP, though patients with typical symptoms of PPS may have a mild AAP history with excellent clinical recovery. Difficulties in activities of daily living (ADL) are common functional impairments in AAP/PPS patients [Grimby & Jönsson, 1994; SESSP, 2006]. The therapeutic approach of patients with AAP/PPS demands enrolling a rehabilitation team for the interdisciplinary assessment and intervention of physical disabilities [Gonzalez et al., 2010].

Postural stability is a major requirement to perform ADL, particularly in older subjects [Lajoie & Gallagher, 2004]. There is evidence that major disabilities in AAP/PPS are in mobility-related activities [Grimby & Jönsson, 1994], but information regarding postural stability in AAP/PPS adults is scarce. Lower limb muscle weakness was associated with increased postural balance and increased numbers of falls in patients with previous poliomyelitis [Lord et al., 2002]. A systematic review did not assess the postural stability in patients with late-onset sequelae of AAP [Stolwijk-Swüste et al., 2005]. A national study assessed static posture of PPS adults and reported the frequency of postural misalignments, though no exploration on stability was performed [Carmona et al., 2005]. Positive, moderate correlations of the walked distance in the six-minute walk test with the Functional Reach Test and the Activities-Specific Balance Confidence Scale in PPS patients, but no quantitative

assessment of postural stability was conducted [Gylfadottir et al., 2006]. International [Tiffreau et al., 2010] and national [Orsini et al., 2010; Orsini et al., 2015] updates in rehabilitation of PPS patients discussed the positive effects of muscle strengthening, cardiorespiratory endurance and fatigue but did not assess therapeutic recommendations regarding postural stability.

Force platform stabilometry is used since the late 1950s for research on postural stability [Thomas & Whitney, 1959]. Quantitative variables are used to quantify postural stability as achieved by the adopted control strategies to maintain a given postural task [Portela et al., 2014]. Systematic reviews on the reliability of force platform measures show acceptable test-retest reliability for several quantitative variables evaluated under postural tasks characterized by different visual input and support bases, which are executed to explore the role of those conditions for maintaining postural stability [Ruhe et al., 2010; Ferreira & Baracat, 2014]. Nonetheless, no study quantified the dependency of postural stability to visual and support base conditions in AAP/PPS adult patients nor investigated its association to functional outcomes in this population. Therefore, this study aims to describe the postural stability of patients with AAS/PPS and compare it to healthy subjects and to correlate postural stability to clinical and functional outcomes in AAP/PPS patients.

2 Patients and Methods

The Institutional Ethics Committee approved this study protocol (CAAE No. 39251714.9.0000.5235) prior to its execution. All participants signed a written informed consent form after full verbal explanation about the study aims and protocol.

2.1 Study design and participants admission

This case-control study was conducted using a nonprobabilistic (convenience) sampling scheme. Patients diagnosed with AAP/PPS attending at the Division of Neuromuscular Diseases from August to December 2015 (Hospital Universitário Antônio Pedro/HUAP-UFF, RJ, Brazil) were invited to participate in this study.

General inclusion criteria in this study comprised age ≥ 18 years and availability for participating in this study. AAP/PPS patients had their clinical diagnosis confirmed by acute denervation of the motor units using electromyography. Healthy participants were invited amongst the patient's relatives and friends who accompanied them during examination [Grimes & Schulz, 2005]. Exclusion criteria comprised any physical limitations precluding them to remain in the upright position (*e.g.* amputations) or the need for assistive devices to maintain the upright posture (*e.g.* standers, orthotic devices). Participants were asked not to use medications that might affect postural control 12 hours prior to examination.

2.2 Clinical assessment of functional outcomes

Clinical data was collected regarding inclusion criteria, time since AAP/SPP diagnosis, self-reported signs and symptoms, and lifestyle. Body mass and height were measured using a analog scale and stadiometer, respectively. Functional assessment comprised lower limbs muscle strength, ADL-related postural stability, and fear of falling.

Muscle strength was assessed using the Medical Research Council (MRC) scale [Hislop & Montgomery, 1996] in three muscle groups bilaterally: gastrocnemius, hamstring, and rectus femoris muscles. MRC applies a 6-point scale from 0 (no contraction) to 5 (full contraction through complete range of motion against resistance). The representative score is the total sum of points given for each muscle group.

The Portuguese (Brazil) version of the Berg balance scale (BBS) [Berg et al., 1992; Miyamoto et al., 2004] was used to assess ADL-related postural stability. BBS applies a 5-

point scale from 0 (unable to perform) to 4 (normal performance). The representative score is the total sum of scores for all 14 items.

The Brazilian Fall Efficacy Scale (FES-I-Brazil) [Yardley et al., 2005; Camargos et al., 2010] was used to assess fear of falls when performing 16 activities. FES-I-Brazil applies a 5-point scale from 1 (no concern of falling) to 4 (extreme concern of falling). The representative score is the total sum.

2.3 Assessment of postural stability

Postural stability assessment followed general recommendations [Scoppa et al., 2013] with minor adaptations. Postural tasks were characterized by combinations of feet apart/together (FA/FT) with eyes open/closed (EO/EC). In FA tasks feet were positioned with heels 5-cm apart, whilst in FT heels were touching each other; in both tasks fingers were pointing out at a 10° angle from the sagittal plane. In EO tasks participants were instructed to focus on a spot at eye-level, 1.5 m ahead, whereas in EC no further instruction was given to the participants. Tasks were performed in random sequence as established a priori [Snow, 2013; R Core Team, 2016] considering first the support base followed by visual input. Each task was repeated twice and the average of trials was used as representative value to increase test-retest reliability [Ferreira & Baracat, 2014].

Participants stepped up on the platform barefooted with arms relaxed at their body sides at a silent room. They were instructed to maintain the upright posture ‘as still as possible’. Signal acquisition started after a 20-s period to minimize transient adaptations due to stepping up to the platform and lasted 30 s. One researcher (T.S.G.) was positioned behind the participants during all trials for safety.

Raw signals from the force platform (AccuSwayPlus, AMTI) were acquired from the analog output channels and used to calculate center-of-pressure (CoP) coordinates according

to the manufacturer's recommendations. Signals were sampled at 1000 Hz and digitized by a 16-bit converter (NI USB-6210, National Instruments, USA) controlled by custom software written in LabVIEW 8.0 (National Instruments, USA) for Windows (Microsoft Corporation, USA) and stored in ASCII files for processing offline. CoP coordinates in each axis were average-subtracted and filtered with a 2nd order, low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 2.5 Hz in the forward and reverse directions (Baracat & Sá Ferreira, 2013; Ferreira & Baracat; 2014; Portela & Ferreira, 2014).

Elliptical area (*Area*) was calculated using principal component analysis [Oliveira et al., 1996], whereas average velocity (*Veg*) was calculated using standard formula [Raymakers et al., 2005]. Variables from 3D-statokinesigram and 3D-statokinesiogram were computed: the number of high-density regions (*nHDR*) [Baracat & Sá Ferreira, 2013], the number of high-speed regions (*nHSR*), and the maximum (*Dmax*) and averaged (*Davg*) distances from the center of the 3D-statokinesigram to each HSR [Portela & Ferreira, 2014].

2.4 Statistical analysis

Stabilometry variables were exported from LabVIEW into an electronic worksheet (Excel for Mac 2011, Microsoft Corporation, USA). Clinical data was typed into the same worksheet and then imported to SPSS version 22 (IBM Corporation, USA) for statistical analysis. Statistical significance was set to $p < 0.05$ (two-tailed). Descriptive analysis is exhibited as mean $\pm$ SD, median [minimum; maximum], or n (%) for continuous and categorical variables, respectively.

Between-group comparisons on clinical and functional data were performed using two-sample Student's t-test or Fishers's exact test as indicated. Confidence intervals (CI_{95%}) are displayed for functional outcomes as estimates of effect size. A multivariate analysis-of-variance (MANOVA) with repeated measures was conducted for evaluating main and

interaction effects for *group* (between-group: patients, controls), *support base* (within-group: FA, FT), and *visual input* (within-group: EO, EC) on stabilometry variables (*Area*, *Vavg*, *nHDR*, *nHSR*, *Davg*, *Dmax*). Wilks' λ , Fisher's exact test along respective *p*-value, and estimates of effect size (partial eta square, η_p^2) were reported [Maher et al., 2013].

Within AAP/PPS adults, Spearman's ρ was calculated to test for univariate correlation of clinical, functional, and stability variables under the most demanding postural task, *i.e.* FTEC. Strength of association was considered as absent (0.00), negligible (0.01 to 0.20), weak (0.21 to 0.40), moderate (0.41 to 0.70), strong (0.71 to 0.99), or perfect (1.00) [WHO, 2001].

3 Results

3.1 Participants: Clinical and functional outcomes

Twenty-nine patients with AAP/PPS were contacted. Sixteen patients met the inclusion criteria and were admitted for participation in this study. Twelve healthy participants were enrolled in this study. No significant differences in clinical, lifestyle, or anthropometric data were observed between groups (Table 1). All participants concluded the clinical assessment; three patients (19%) missed the stabilometry analysis section and were not included in quantitative postural assessment of postural stability.

Average time since AAP diagnosis was 52 ± 7 years; 10 (63%) patients had PPS diagnosis for 10 ± 11 years. The majority of patients presented with lower limb motor sequelae (left: 9 [56%]; right: 10 [63%]); upper limbs motor sequelae were less frequent (4 [25%] each body side). Most common symptoms were fatigue (14 [88%]), followed by muscle atrophy (13 [81%]), pain (12 [75%]), difficulties in ADL (12 [75%]), intolerance to cold or sleep disturbances (11 [69%]), respiratory difficulties (10 [63%]) and dysphonia or dysphagia (9 [56%]).

PLEASE INSERT TABLE 1

MRC scores showed low muscle strength in gastrocnemius (right: 3 [0; 5]; left: 4 [0; 5]), hamstrings (4 [0; 5], both body sides), and quadriceps (4 [0; 5], both body sides). Total MRC, BBS, and FES-I-Brazil scores were statistically different between groups (all $p < 0.001$), with low MRC, low BBS, and high FES scores observed in AAP/PPS patients (Table 2).

PLEASE INSERT TABLE 2

3.2 Quantitative postural stability under different postural tasks

MANOVA analysis revealed significant multivariate main effects for visual input [Wilks' $\lambda = 0.239$, $F_{(6,13)} = 6.891$, $p = 0.001$, $\eta_p^2 = 0.761$], support base [Wilks' $\lambda = 0.273$, $F_{(6,13)} = 5.784$, $p = 0.004$, $\eta_p^2 = 0.727$], and group [Wilks' $\lambda = 0.324$, $F_{(6,13)} = 4.512$, $p = 0.011$, $\eta_p^2 = 0.676$] (Figure 1). In general, increased body sway values were observed without visual input, smaller support base, and in AAP/PPS patients. Two-way interaction effects for support base by group [Wilks' $\lambda = 0.446$, $F_{(6,13)} = 2.698$, $p = 0.064$, $\eta_p^2 = 0.554$], visual input by group [Wilks' $\lambda = 0.530$, $F_{(6,13)} = 1.918$, $p = 0.153$, $\eta_p^2 = 0.470$], and vision input by support base [Wilks' $\lambda = 0.821$, $F_{(6,13)} = 0.472$, $p = 0.817$, $\eta_p^2 = 0.179$] were not significant. Likewise, three-way interaction effect for support base by visual input by group was not significant [Wilks' $\lambda = 0.715$, $F_{(6,13)} = 0.864$, $p = 0.545$, $\eta_p^2 = 0.285$].

PLEASE INSERT FIGURE 1

Univariate main effects for visual input were significant for V_{avg} [$F_{(1,18)}=38.061$, $p<0.001$] and $Area$ [$F_{(1,18)}=7.145$, $p=0.016$], but not for $nHDR$ [$F_{(1,18)}=0.006$, $p=0.939$], $nHSR$ [$F_{(1,18)}=0.378$, $p=0.546$], D_{max} [$F_{(1,18)}=1.480$, $p=0.239$], and D_{avg} [$F_{(1,18)}=3.295$, $p=0.086$].

Univariate main effects for support base were significant for all variables: V_{avg} [$F_{(1,18)}=21.554$, $p<0.001$], $Area$ [$F_{(1,18)}=13.284$, $p=0.002$], $nHDR$ [$F_{(1,18)}=11.863$, $p=0.003$], $nHSR$ [$F_{(1,18)}=6.503$, $p=0.020$], D_{max} [$F_{(1,18)}=9.703$, $p=0.006$], and D_{avg} [$F_{(1,18)}=4.459$, $p=0.049$]. Univariate main effects for group was not significant for any variable: V_{avg} [$F_{(1,18)}=2.719$, $p=0.117$], $Area$ [$F_{(1,18)}=1.776$, $p=0.199$], $nHDR$ [$F_{(1,18)}=0.641$, $p=0.434$], $nHSR$ [$F_{(1,18)}=0.019$, $p=0.892$], D_{max} [$F_{(1,18)}=0.152$, $p=0.701$], and D_{avg} [$F_{(1,18)}=0.153$, $p=0.701$].

3.3 Association of clinical data, functional outcomes, and postural stability in AAP/PPS patients

Strong-to-moderate correlations were observed for MRC total score and: BBS score ($\rho=0.760$, $p=0.001$); stabilometry variables $Area$ ($\rho=0.749$, $p=0.005$), $nHDR$ ($\rho=0.765$, $p=0.002$), D_{avg} ($\rho=0.640$, $p=0.025$), and D_{max} ($\rho=0.647$, $p=0.023$); difficulties in ADL ($\rho=-0.661$, $p=0.005$); but not FES-I-Brazil scores ($\rho=-0.432$, $p=0.095$).

Strong-to-moderate correlations were also observed for BBS score and: stabilometry variables $Area$ ($\rho=0.844$, $p=0.001$), $nHDR$ ($\rho=0.839$, $p<0.001$), D_{avg} ($\rho=0.757$, $p=0.004$), and D_{max} ($\rho=0.781$, $p=0.003$); difficulties in ADL ($\rho=-0.502$, $p=0.048$); but not FES-I-Brazil scores ($\rho=-0.277$, $p=0.299$).

Moderate correlation was observed for FES-I-Brazil and difficulties in ADL ($\rho=0.581$, $p=0.018$) and none of the stabilometry variables (all $p>0.05$).

Strong-to-moderate correlations were observed for difficulties in ADL and $nHDR$ ($\rho=-0.665$, $p=0.013$); right lower limb sequelae and: $nHSR$ ($\rho=-0.619$, $p=0.024$), D_{max} ($\rho=-0.661$, $p=0.019$), and D_{avg} ($\rho=-0.661$, $p=0.019$). Time since AAP diagnosis, fatigue, muscle

atrophy, and body mass index were not significantly correlated with any functional or stabilometry variable (all $p>0.05$).

4. Discussion

This study described postural stability of AAS/PPS patients as compared to healthy subjects and its association to clinical and functional outcomes in those patients. Major novelties of this study comprise: AAP/PPS adult patients exhibit high postural instability and fear of falling, being more pronounced under no visual input; and both clinical and functional outcomes, markedly lower limb muscle strength, are associated to postural stability in this population. To the best of our knowledge, this is the first study to show that AAP/PPS adult patients, in particular using quantitative (e.g. force platform) alongside qualitative (e.g. questionnaires) data.

Our results showed a significant, strong effect size ($\eta_p^2=0.40$) for visual input, support base, and group on surrogate measures of postural stability – being larger in patients. Those effects were all expected since limited sensory information from either visual or somatosensory systems are known to negatively affect postural stability. The strong effect for visual input suggests that vision played a major role for maintaining postural stability, explaining ~76% of the total variability. Likewise, support base showed a strong effect explaining ~72% of the total variability. Finally, group also showed a strong effect explaining ~67% of the total variability.

Lower limb muscle strength was strongly associated to qualitative (BBS) and quantitative measures (stabilometry) of postural stability; lower muscle strength is related to poor postural stability in AAP adults [Lord et al., 2002]. Muscle paresis is more common in the lower than in upper extremities [Grimby & Jönsson, 1994]. Thus, it was an expected outcome due to the role of the motor system of lower limbs to generate momentum and

stabilize the body, the large effect was unanticipated. Likewise, muscle strength was moderately associated to difficulties in performing ADL ($\rho=-0.661$, $p=0.005$). Interestingly, lower limb muscle strength was weakly associated to FES-I-Brazil scores, suggesting that lower limb strength is not a major factor related to the fear of falling in AAP/PPS adults.

This study is not without limitations. First, being a cross-sectional design it is not possible to infer causal relationships for the observed effects. Second, no subgroup analysis between AAP and PPS was performed due to sample size restrictions; because our sample presented with both AAP and PPS adults it would be interest to test whether subgroup differences exist. Finally, some patients with more severe sequelae were contacted for admission but not included because they were not able to visit our laboratory for full clinical assessment (possible selection bias).

5. Conclusions

AAP/PPS adult patients exhibit high postural instability and fear of falling, being more pronounced under no visual input; and both clinical and functional outcomes, markedly lower limb muscle strength, are associated to postural stability in this population.

Acknowledgements

This study was supported by a grant from the Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

References

Baracat PJF, Sá Ferreira A. Postural tasks are associated with center^{[[SEP]]}of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young and elderly^{[[SEP]]}healthy subjects. Hum Mov Sci 2013; 32:1325–38.

- Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JJ, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health* 1992; 83(Suppl 2): S7–11.
- Boyer FC, Tiffreau V, Rapin A, Laffont I, Percebois-Macadré L, Supper C, Novella JL, Yelnik AP. Post-polio syndrome: Pathophysiological hypotheses, diagnosis criteria, drug therapy. *Ann Phys Rehabil Med* 2010; 53(1):34–41.
- Camargos FFO, Dias RC, Dias JMD, Freire MTF. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES-I-BRASIL). *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(3):237–43.
- Dalakas MC. The Post-Polio syndrome as an evolved clinical entity: definition and clinical description. *Ann New York Academy Sci* 1995; 753:68–80.
- Ferreira AS, Baracat PJF. Test-retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. *J Biomech* 2014; 47:2919–24.
- Gonzalez H, Olsson T, Borg K. Management of postpolio syndrome. *Lancet Neurol* 2010; 9(6):634–42.
- Grimby G, Joönsson ALT. Disability in poliomyelitis sequelae. *Phys Ther* 1994; 74:415–24.
- Grimes DA, Schulz KF. Compared to what? Finding controls for case-control studies. *Lancet* 2005; 365:1429–1433.
- Gylfadottir S, Dallimore M, Dean E. The relation between walking capacity and clinical correlates in survivors of chronic spinal poliomyelitis. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87:944–52.
- Hislop HJ, Montgomery J. Daniels & Worthingham Provas de função muscular, 6a. ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1996, 211-224.

- Jette AM, Davies AR, Cleary PD, Calkins DR, Rubenstein LV, Fink A, Kosecoff J, Young RT, Brook RH, Delbanco TL. The Functional Status Questionnaire: reliability and validity when used in primary care. *J Gen Intern Med* 1986; 1(3):143–9.
- Lajoie Y, Gallagher SP. Predicting falls in the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. *Arch Gerontol Geriatr* 2004; 38:11–26.
- Lord S, Allen G, Williams P, Gandevia S. Risk of falling: predictors based on reduced strength in persons previously affected by polio. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 757–63.
- Maher JM, Markey JC, Ebert-May D. The other half of the story: Effect size analysis in quantitative research. *CBE Life Sci Educ* 2013; 12:345–51.
- Miyamoto ST, Lomberdi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg Balance Scale. *Braz J Med Biol Res* 2004; 37:1411–21.
- Oliveira, L.F., Simpson, D.M., Nadal, J., 1996. Calculation of area stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol. Meas.* 17, 305–12.
- Orsini M, Freitas MRG, Reis CHM, Mello M, Porto F, Vaz AC, Silveira VC, Catharino AMS, Quintanilha G, Eignheer JF, Carvalho LBC, Nascimento OJM. Neurological rehabilitation guideline for Post-Polio Syndrome: Interdisciplinary approach [In Portuguese]. *Rev Neurocienc* 2010; 18(2):204–13.
- Orsini M, Souza JA, Leite MAA, Teixeira S, Ferreira AS, Bastos VH, Freitas MRG, Oliveira AB. Previous acute polio and post-polio syndrome: recognizing the pathophysiology for the establishment of rehabilitation programs. *Neurol Int* 2015; 7:5452.
- Portela FM, Ferreira AS. Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss. *J Mot Behav* 2014; 46:369–79.

- Portela FM, Rodrigues EC, Ferreira AS. A critical review of position- and velocity-based concepts of postural control during upright stance. *Hum Mov* 2014; 15(4):227–33.
- R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. 2015. URL <http://www.R-project.org/>
- Raymakers, J.A., Samson, M.M., Verhaar, H.J.J., 2005. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture* 21, 48–58.
- Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture* 2010; 32:436–45.
- Scopa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions – Acquisition interval – Sampling frequency. *Gait & Posture* 2013; 37:290–92.
- Silva A, Almeida GJM, Casilhas RC, Cohen M, Peccin MS, Tufik S, de Mello MT. Equilíbrio, Coordenação e Agilidade de Idosos Submetidos à Prática de Exercícios Físicos Resistido. *Rev Bras Med Esporte*, 2006; 14(2):88–93.
- Snow G. blockrand: Randomization for block random clinical trials. R package version 1.3. 2013. <http://CRAN.R-project.org/package=blockrand>
- Stolwijk-Swüste JM, Beelen A, Lankhorst GJ, Nollet F, for the CARPA Study Group. The course of functional status and muscle strength in patients with late-onset sequelae of poliomyelitis: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:1693–701.
- Tiffreau V, Rapin A, Serafi R, Percebois-Macadré L, Supper C, Jolly D, Boyer FC. Post-polio syndrome and rehabilitation. *Ann Phys Rehabil Med* 2010; 53(1):42–50.
- World Health Organization. Health Research Methodology: a Guide for Training in Research Methods. 2 edition. Geneva, 2001.

Yardley L, Beyer N, Hauer K, Kempen G, Piot-Ziegler C, Todd C. Development and initial validation of the falls efficacy scale-international (FES-I). *Age Ageing* 2005; 34(6):614–9.

Figure captions

Figure 1: Boxplots summarizing stabilometry variables clustered by support base ‘feet apart’ (FA) or ‘feet together’ (FT), visual input ‘eyes open’ (EO) or ‘eyes closed’ (EC), and group.

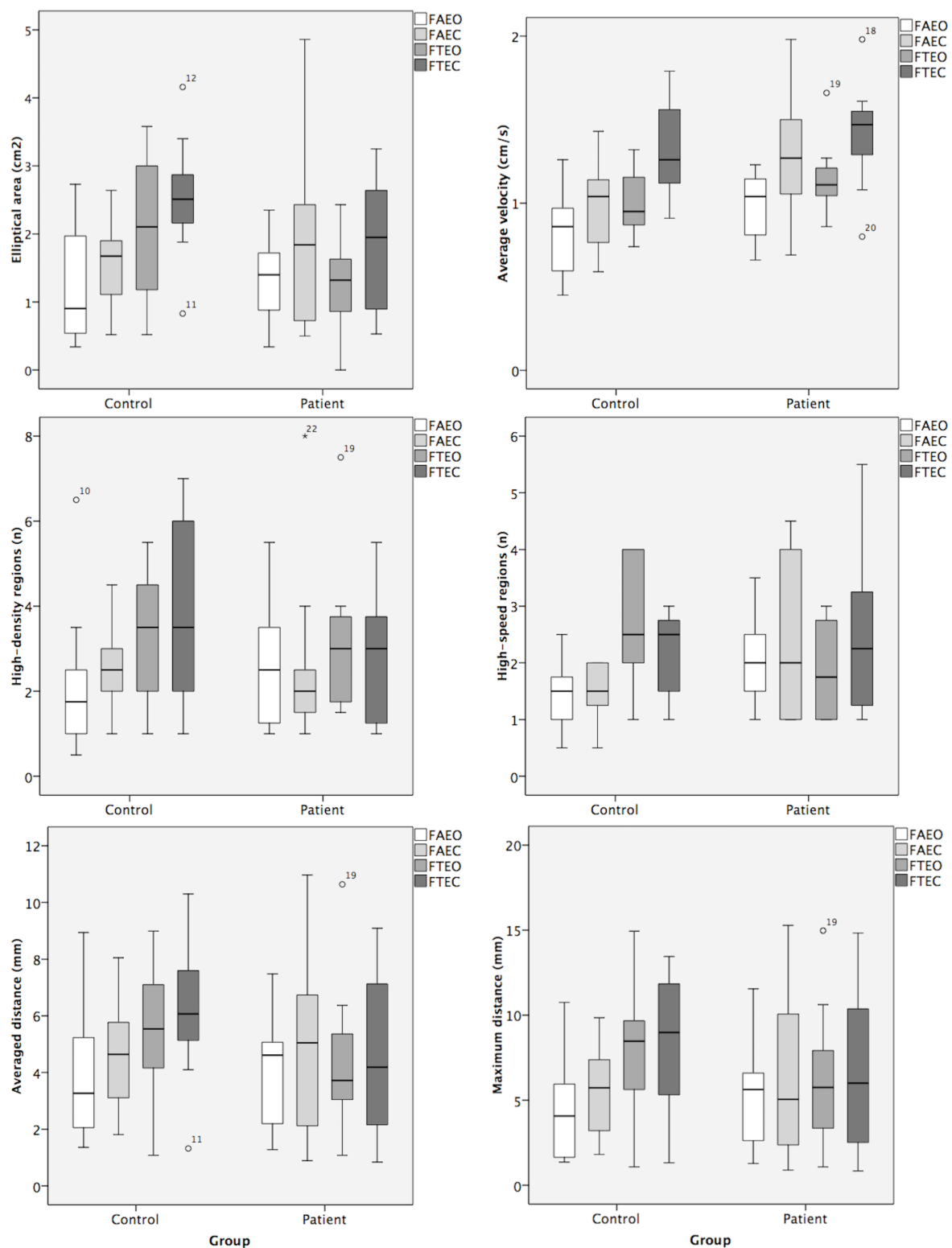


Table 1: Demographic and clinical data of the studied samples.

Variables	Groups		P-values^{A,B}
	Patient	Control	
Sample size, N (%)	16	12	NT
Sex (Female:Male), N (%)	10:6 (63:38)	11:1 (92:8)	0.184 ^B
Age, years	54±10	56±11	0.627 ^A
Body height, m	1.58±0.10	1.61±0.10	0.486 ^A
Body mass, kg	67.7±15.9	71.5±11.2	0.460 ^A
Body mass index, kg/m²	26.9±4.9	27.6±3.3	0.647 ^A
Obesity, N (%)			
Eutrophic	4 (25%)	3 (25%)	0.907 ^B
Overweight	8 (50%)	6 (50%)	1.000 ^B
Obesity, grade I	1 (6%)	3 (25%)	0.113 ^B
Obesity, grade II	2 (13%)	0 (0%)	0.175 ^B
Obesity, grade III	0 (0%)	0 (0%)	1.000 ^B
Lifestyle, N (%)			
Smoking, current	1 (6%)	0 (0%)	0.429 ^B
Smoking, past year	6 (38%)	4 (33%)	0.995 ^B
Alcohol, current	12 (75%)	10 (83%)	0.673 ^B
Alcohol, past year	13 (81%)	7 (58%)	0.231 ^B

^A Two-sample Student's t-test, unequal variance (two-tailed). ^B Fishers's exact test. Values displayed as mean±SD [CI_{95%}] or n (%).

Table 2: Motor and clinical performance of the studied samples.

Variables	Groups		P-values^A
	Patient	Control	
Muscle strength, score	17±7 [14; 21]	30±0 [30; 30]	<0.001^A
Berg balance scale, score	41±11 [36; 47]	55±2 [54; 56]	<0.001^A
Fall efficacy scale, score	34±12 [28; 39]	19±5 [17; 22]	<0.001^A

^A Two-sample Student's t-test, unequal variance (two-tailed). Values displayed as mean±SD [CI_{95%}].