UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

ALINE BIGONGIARI

O efeito do treinamento aeróbio em piscina e esteira rolante no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral: Ensaio Clínico Randomizado

SÃO PAULO
2013

ALINE BIGONGIARI

O efeito do treinamento aeróbio em piscina e esteira rolante no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral: Ensaio Clínico Randomizado

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo como requisito para o título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Biodinâmica do movimento humano.

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

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

Bigongiari, Aline

O efeito do treinamento aeróbio em piscina e esteira rolante no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral / Aline Bigongiari. – São Paulo: 2013, 149 páginas.

Tese (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Profº. Dr. Luis Mochizuki

1. Postura, 2. Coordenação, 3. Exercício, 4. Biomecânica, 5. Acidente Vascular Cerebral

Nome: BIGONGIARI, Aline

Título: O efeito do treinamento aeróbio em piscina e esteira rolante no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Profº. Dr._____ Instituição:_____
Julgamento:_____ Assinatura:_____

Profº. Dr._____ Instituição:_____
Julgamento:_____ Assinatura:_____

Profº. Dr._____ Instituição:_____
Julgamento:_____ Assinatura:_____

Profº. Dr._____ Instituição:_____
Julgamento:_____ Assinatura:_____

Profº. Dr._____ Instituição:_____
Julgamento:_____ Assinatura:_____

“Nasceste no lar que precisavas;
Vestiste o corpo físico que merecias;
Moras onde melhor Deus te proporcionou
De acordo com teu adiantamento
Possui os recursos financeiros coerentes com as tuas necessidades,
Nem mais, nem menos, mas o justo para as tuas lutas terrenas,
Teu ambiente de trabalho é o que elegeste espontaneamente para tua realização
Teus parentes e amigos são as almas que atraíste, com tua própria afinidade
Portanto, teu destino está constantemente sob teu controle”

CHICO XAVIER

AGRADECIMENTOS

Sem o auxílio destas pessoas essa tese não poderia estar pronta. A todos vocês deixo aqui algumas palavras da minha eterna gratidão.

Ao meu orientador Professor **Dr. Luis Mochizuki** por toda sua paciência em transmitir seu conhecimento desde o mestrado até o último dia do doutorado, pelas muitas horas de trabalho, disciplinas e congressos e por toda contribuição na minha formação profissional: "Olha no help do Matlab"

Ao querido Professor **Dr. Rubens Correa Araujo** por ter acreditado em mim desde a graduação, meu exemplo de fisioterapeuta, professor e ser humano, seu conhecimento e bondade me fazem acreditar na minha profissão: "Você tira de letra"

Ao Professor **Dr. Luis Augusto Teixeira** pela enorme contribuição na qualificação do projeto desta tese: "Mais uma pergunta".

A amiga e companheira de mestrado e doutorado **Patrícia Martins Franciulli** por somar comigo todos esses anos de alegrias, tristeza, trabalhos, coletas, desesperos, risadas, choros, impressões, artigos, aulas, congressos, viagens, dicas, prazos: "Aline você entendeu o que ele falou?"

A minha querida e doce amiga **Flávia de Andrade e Souza** pelo auxílio acadêmico e disposição em sempre ajudar, mas principalmente pela amizade e confiança: "Amiga vai dar tudo certo"

A minha nega querida **Juliana Valente Francica** pela amizade sincera e auxílio inestimável nas coletas e confecção desta tese: "Nega vamos que vamos"

A minha querida companheira e amiga de TCC, mestrado e doutorado **Rejane Ferreira Cotta** pela amizade, passeios, desabafos e cumplicidade essencial. "Calma que estamos acabando, querida".

A minha querida aluna amiga ou amiga aluna **Dayane Nunes Rodrigues** pelo carinho, competência, companheirismo, pelas horas perdidas comigo e pela formatação desta tese: "Querida você já é doutora".

Aos amigos queridos da São Judas, **Jeronimo, Cris Magaldi, Marcio Tubaldini, Michelle, Semaan, Moisés, Carol, Ulysses, Alex e Márcia** pelos anos de trabalhos juntos e amizade: "ehhhhhh".

Aos queridos estudantes de fisioterapia, hoje fisioterapeutas, **Lívia**, **Carol, Aluane, Elen, Dario, Karine, Bruna, Nathalia, Cynthia, Jaqueline, Lucimara** e **Douglas** que trabalharam muito nas avaliações e intervenções desta tese: "Ai professora... nós estamos atrasados?"

A minha baiana preferida **Andréa Oliva**, pelo carinho, incrível afinidade e maravilhosa companhia: "E aí vamos pra onde neste carnaval"?

Aos meus irmãos **Fábio** e **Fernanda**, e sobrinhos **Julia** e **Gustavo**, pelo amor, pelas horas de alegria, ócio e cumplicidade e por sempre me trazerem para a realidade: "Você não aprendeu ainda que não pode ficar estressada com esse trabalho?"

Aos meus pais **Edna** e **Hélio** por me cobrarem e me acolherem nas horas certas, pela confiança cega e por me mostrarem o que realmente é importante na vida: "Filha acaba logo esse trabalhinho"

Aos meus **pacientes** por toda confiança, carinho e respeito, pessoas mais que especiais que me permitem trabalhar, ser útil e feliz!!!

Muito Obrigada!!!

RESUMO

Bigongiari, A. O efeito do treinamento aeróbio em piscina e esteira rolante no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral.

O acidente vascular cerebral (AVC) é umas das afecções mais prevalentes e incidentes no mundo. O objetivo geral desta tese foi avaliar as variáveis biomecânicas e clínicas do controle postural em sujeitos com sequelas crônicas de acidente vascular encefálico isquêmico após o treinamento aeróbio realizado em piscina e esteira ergométrica. Participaram 12 adultos que sofreram um acidente vascular cerebral e eram capazes de andar com independência que foram divididos aleatoriamente nos grupos esteira e piscina. Para avaliação clínica foram usadas as escalas: avaliação postural para pacientes pós-AVC, equilíbrio de *Berg*, avaliação sensório-motora *Fugl-Meyer*, *Medical Outcomes Study 36,* teste de caminhada de seis minutos e *Timed up and go.* Para a avaliação biomecânica, foram analisadas as séries temporais da atividade eletromiográfica de 10 músculos do membro inferior em duas tarefas: alcance funcional e flexão do ombro não parético a 90°. A frequência de aquisição foi 2 kHz. O acelerômetro foi usado para indicar o início e término de movimento e o *footswitch* foi usado para indicar o término da tarefa de alcance funcional. O protocolo de treinamento aeróbico foi feito após a avaliação ergométrica determinar a aptidão cardiorrespiratória e da intensidade de exercício individual. Após 27 sessões de treino, os sujeitos realizaram novamente as avaliações clínicas e biomecânica. As variáveis biomecânicas durante o ajuste postural antecipatório, compensatório e *online,* e do movimento voluntário foram: pico de aceleração e de velocidade, *root mean square*, sinal eletromiográfico integrado, frequência mediana, sinergia, variabilidade, latência e resíduo. A análise de variância mostrou o aumento dos escores da *Fugl-Meyer, Medical Outcomes Study 36, Timed up and go e* equilíbrio de *Berg* pós treinamento. Houveram mudanças no *root mean square*, sinal eletromiográfico integrado, frequência mediana, sinergia, variabilidade, latência e resíduo após treinamento aeróbio, entre os grupos e os hemicorpos. O treino aeróbio melhorou a agilidade, equilíbrio e qualidade de vida de pessoas com AVC e modificou a sinergia postural de forma diferente entre os grupos piscina e esteira e para os ajustes posturais. A segunda análise foi feita com a regressão linear múltipla para conhecer as relações entre variáveis biomecânicas e clínicas. Houve relação forte entre as variáveis biomecânicas e clínicas na tarefa de alcance funcional.

Palavras-chave: postura, coordenação, exercício, biomecânica.

ABSTRACT

Bigongiari, A. The effect of aerobic training on a treadmill and into the water for the postural control of people with chronic sequelae of stroke.

Stroke is one of the most prevalent and incident diseases in the world. In this study, we evaluated the clinical and biomechanical variables of postural control in subjects with chronic of ischemic stroke after exercise training performed in a pool and a treadmill. The participants were 12 adults with stroke that were able to walk without any external device. The clinical evaluation scales were applied: postural assessment for post-stroke patients, Berg balance test, sensorimotor assessment Fugl-Meyer test, the medical outcomes study 36 test, the six-minute walk test and the timed up and go test. For biomechanical evaluation, we analyzed the electromyographic activity of 10 muscles of the lower limb during two tasks: functional reach and shoulder flexion. The sampling frequency was 2 Hz. We attached a accelerometer at the wrist to have the information about the start and end of the movement and we use a footswitch to get the information about the end of the functional reach test. The training protocol was planned after ergometric evaluation for the cardiorespiratory condition and individual exercise load. After 27 training sessions, subjects underwent clinical and biomechanical analyses again. The biomechanical variables from the anticipatory postural adjustment, compensatory and online, and voluntary movement were: peak acceleration and velocity, root mean square, integrated electromyographic signal, median frequency, synergy, variability, and residual latency. Analysis of variance showed increased scores of Fugl-Meyer, The medical outcomes study 36 test, the timed up and go test and the Berg balance scale test after the training. The changes in the root mean square, integrated electromyographic signal, median frequency, synergy, variability, latency and residue after aerobic training, between groups and hemicorpos were observed. The aerobic training caused an improvement in agility, balance and quality of life of people with stroke and modified the basic mechanisms and synergy postural differently between groups, pool and treadmill, and postural adjustments. The second analysis was performed using the multiple linear regression model to understand the relationships between biomechanical and clinical variables. There was a strong relationship between the biomechanical and clinical variables in the task of functional reach

Key-words: posture, coordinatio, exercise, biomechanics.

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1: Fatores de risco em AVC.....35
Tabela 2: Avaliações clínicas divididas em três níveis de funcionalidade do ser humano. 44
Tabela 3: Descrição do protocolo de Naugthon para predição da freqüência cardíaca submáxima.....47
Tabela 4: Especificações do protocolo de treinamento aeróbio para o grupo piscina e para o grupo esteira.....49
Tabela 5: Média (desvio padrão) das comparações entre os grupos esteira (GE) e piscina (GP) para caracterização da amostra 56
Tabela 6: Média (desvio padrão) da comparação estatística entre fases (pré e pós) e grupo (GP e GE) da escala de avaliação *Fugl-Meyer* (EFM), *p <0,05. 57
Tabela 7: Média (desvio padrão) das escalas de avaliação da atividade corporal durante as fases pré e pós treinamento e para os grupos piscina (GP) e esteira (GE), *p<0,05. ...58
Tabela 8: Média (desvio padrão) dos escores das dimensões do teste SF-36 de qualidade de vida, para as fases pré e pós treinamento e os grupos piscina e esteira (GP e GE). 59
Tabela 9: Média e erro padrão do sinal eletromiográfico integrado durante os ajustes posturais e a pré atividade para a tarefa de alcance funcional (ALC).....60
Tabela 10: Média e erro padrão da latência da atividade muscular para os fatores lado, grupo e fase. 60
Tabela 11: Média e erro padrão da variabilidade do sinal eletromiográfico (RMS) durante os ajustes posturais e a pré atividade para a tarefa de alcance funcional (ALC) 61
Tabela 12: Média e erro padrão da FM do sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de alcance funcional (ALC) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP). 61
Tabela 13: Média e erro padrão da velocidade e aceleração médias durante o movimento de alcance funcional nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nas fases de treinamento dos grupos Esteira (GE) e piscina (GP).....63
Tabela 14: Média e erro padrão da participação percentual na variância contabilizada dos quatro primeiros componentes principais (CP) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante a tarefa de alcance

funcional (ALC) dos grupos esteira (GE) e piscina (GP). 64
Tabela 15: Média e erro padrão do resíduo normalizado da regressão linear multivariada entre os componentes independentes e o movimento focal durante o APA, nas fases pré e pós treinamento e para os grupos esteira (GE) e piscina (GP) com dois (GL2), três (GL3) e quatro (GL4) graus de liberdade. 65
Tabela 16: Média e erro padrão das variabilidades boa e ruim nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC), para as fases pré e pós treinamento, grupos esteira e piscina (GE e GP) e graus de liberdade (2, 3, 4) durante o movimento de alcance funcional (ALC) 66
Tabela 17: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de TUG durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 67
Tabela 18: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de BERG durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 68
Tabela 19: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste da EAPA durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 69
Tabela 20: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste TC6 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 70
Tabela 21: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente capacidade funcional do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 73
Tabela 22: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto físico do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 73
Tabela 23: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente dor do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 74
Tabela 24: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis

biomecânicas e o componente estado geral da saúde do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 74
Tabela 25: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente vitalidade do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 75
Tabela 26: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspectos sociais do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 75
Tabela 27: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto emocional do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 76
Tabela 28: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente saúde mental do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 76
Tabela 29: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e a escala Fugl- Meyer durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). ... 77
Tabela 30: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados aos testes funcionais no teste de alcance funcional. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC). 78
Tabela 31: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados a cada componente da SF-36 no teste de alcance funcional. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC). 78

Tabela 32: Média e erro padrão do sinal eletromiográfico integrado durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento. 80
Tabela 33: Média e erro padrão da latência da atividade muscular para os fatores lado, grupo e fase. 80
Tabela 34: Média e erro padrão da variabilidade do sinal eletromiográfico (RMS) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento. 80
Tabela 35: Média e erro padrão da FM do sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento. 80
Tabela 36: Média e erro padrão da aceleração durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento. 82
Tabela 37: Média e erro padrão da participação percentual na variância contabilizada dos quatro primeiros componentes principais (CP) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante a tarefa de alcance flexão do ombro (FLX) dos grupos esteira (GE) e piscina (GP). 82
Tabela 38: Média e erro padrão da participação percentual na variância contabilizada dos quatro primeiros componentes principais (CP) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante a tarefa de flexão do ombro (FLX) dos grupos esteira (GE) e piscina (GP). 84
Tabela 39: Média e erro padrão das variabilidades boa e ruim nos ajustes posturais, para as fases pré e pós treinamento, grupos esteira e piscina (GE e GP) e graus de liberdade (2, 3, 4) durante o movimento de flexão do ombro (FLX) 85
Tabela 40: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de TUG durante o movimento de flexão do ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 86
Tabela 41: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de BERG durante o movimento de flexão do ombro (FLX) nas

fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 87
Tabela 42: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste da EAPA durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 88
Tabela 43: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste TC6 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 88
Tabela 44: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente capacidade funcional do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 91
Tabela 45: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto físico do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 92
Tabela 46: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente dor do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 92
Tabela 47: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente estado geral da saúde do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 93
Tabela 48: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente vitalidade do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 93
Tabela 49: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspectos sociais do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 94
Tabela 50: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto emocional do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e

piscina (GE e GP). 94
Tabela 51: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente saúde mental do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 95
Tabela 52: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e a escala Fugl- Meyer durante o movimento de flexão do ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP). 96
Tabela 53: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados aos testes funcionais no teste de flexão do ombro. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC). 96
Tabela 54: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados a cada componente da SF-36 no teste de flexão do ombro. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC). 97

LISTA DE FIGURAS

Página

Figura 1 – Laboratório de hidroterapia da Universidade São Judas Tadeu. 41

Figura 2 - Laboratório de Reabilitação Cardiorrespiratória da Universidade São Judas Tadeu 42

Figura 3: (A) Eletromiógrafo –vista frontal; (B) Eletromiógrafo – vista posterior; (C) *Footswitch;* (D) Acelerômetro. 43

Figura 4- Fluxograma da sequência de procedimentos que serão realizados neste estudo. 45

Figura 5- Tarefa motora de flexão do ombro (FLX) não parético com carga de 2 kg. 46

Figura 6- Tarefa motora de alcance funcional (ALC). 46

Figura 7- Marcha estacionária com flutuadores na piscina terapêutica. 48

Figura 8- Marcha em esteira ergométrica com equipamento de segurança. 49

Figura 9- Varáveis biomecânicas e clínicas (baseada na classificação internacional de funcionalidade – CIF) analisadas neste estudo. EMG= eletromiografia; RMS = root mean square; iEMG= elemiografia integrada; DP= desvio padrão, EAPA= escala de avaliação postural em pacientes pós AVC, TUG= time up and go, SF36 = *Item Short Form Health Survey.* 50

Figura 10: Média e erro padrão durante a pré atividade, ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural *online* (APO) e ajuste postural compensatório (APC), durante as fases de pré e pós treinamento para os grupos piscina (GP) e esteira (GE) ($p<0,01$) durante a atividade de alcance funcional (ALC). 62

Figura 11: Média e erro padrão durante a pré atividade, ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural *online* (APO) e ajuste postural compensatório (ACP), durante as fases de pré e pós treinamento para os grupos piscina (GP) e esteira (GE) ($p<0,004$), durante a tarefa de flexão do ombro (FLX). 81

LISTAS DE SIGLAS

ADM	Amplitude de movimento
ALC	Alcance funcional
APA	Ajuste postural antecipatório
APC	Ajuste Postural Compensatório
APO	Ajuste Postural *Online*
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades de vida diária
AVE	Acidente vascular encefálico
BB	Bíceps braquial
BERG	Escala de equilíbrio Berg
BF	Bíceps femoral
BOS	Base de suporte
CI	Componente independente
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde
COM	Centro de massa
COP	Centro de pressão
CP	Componente Principal
DA	Deltóide anterior
DAC	Doença cardíaca coronariana
DATASUS	Departamento de informática do Sistema Único de Saúde
DP	Desvio padrão
EAPA	Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC
EFM	Escala de avaliação sensório-motora *Fugl-Meyer*
EMG	Eletromiografia
ESG	Estado geral de saúde
FAC	Escala de Categorias de Deambulação Funcional
FC	Frequência cardíaca
FES	Estimulação elétrica funcional
FLX	Flexão de 90º do ombro
FM	Frequência mediana
GE	Grupo Esteira

GAL	Gastrocnêmio lateral
GL	Graus de liberdade
GP	Grupo Piscina
HPLP II	*Health Promoting Lifestyle Profile II*
ICA	Análise dos componentes independentes
iEMG	Integral definida do Sinal EMG
MAP	Manutenção da postura
MEEM	Mini exame do estado mental
MF	Movimento focal
MI	Membro inferior
MS	Membro superior
MUAP	Potencial de ação de unidade motora
MUP	Mudança de postura
OMS	Organização Mundial de Saúde
PA	Pressão arterial
PAD	Pressão arterial diastólica
PAS	Pressão arterial sistólica
PASS	Postural Assessment Scale for Stroke Pacients
PCA	Análise dos Componentes Principais
PSDQ	*Physical Self-Description Questionnaire*
R	Correlação linear
R^2	Coeficiente de determinação
RF	Reto femoral
RMS	*Root Mean Square*
SF-36	*Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey*
SIS	*Stroke impact scale*
SN	Sistema nervoso
SNC	Sistema nervoso central
TA	Tibial anterior
TC6M	Teste de caminhada de seis minutos
TCLE	Termo de conscientização livre e esclarecido
TUG	*Timed up and go*
UM	Unidade motora
UMC	*Uncontrolled manifold hypothesis*

USJT	Universidade São Judas Tadeu
VL	Vasto lateral

Sumário

Página

RESUMO **6**

ABSTRACT **7**

LISTA DE TABELAS **8**

LISTA DE FIGURAS **14**

LISTAS DE SIGLAS **15**

1 INTRODUÇÃO **22**

1.1 PROBLEMA 24

1.2 OBJETIVOS 25

1.3 HIPÓTESES 25

1.4 JUSTIFICATIVA 26

1.5 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DE CONCEITOS E VARIÁVEIS 27

1.5.1 Conceitos e variáveis clínicas *27*

2 REVISÃO DE LITERATURA **33**

2.1 EXERCÍCIO AERÓBIO NO AVC 33

2.2 EXERCÍCIO AERÓBIO NO CONTROLE POSTURAL DE PESSOAS COM SEQUELA DE AVC 35

3 CASUÍSTICA E MÉTODO **39**

3.1 ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA 39

3.2 AMOSTRA 39

3.3 INSTRUMENTOS 40

3.4 PROCEDIMENTOS 43

3.4.1 Fase 1 – Triagem *43*

3.4.2 Fase 2: Avaliações Clínicas *43*

3.4.3 Fase 3: Avaliação Biomecânica do controle postural *44*

3.4.4 Fase 4: Teste de aptidão cardiorrespiratória *46*

3.4.5 Treinamento Aeróbio *47*

3.4.6 Avaliações pós-treinamento *49*

3.5 VARIÁVEIS DE ANÁLISE 49
3.5.2 Variáveis clínicas 52
3.5.2.1 Classificação da relação variáveis funcionais e parâmetros da eletromiografia .. 52
3.6 TRATAMENTO DOS SINAIS 52
3.6.1 Obtenção dos componentes principais e independentes 53
3.6.1.1 Determinação das variáveis independentes 53
3.6.1.1.1 Passo 1 53
3.6.1.1.2 Passo 2 54
3.6.1.1.3 Passo 3 54
3.6.1.1.4 Passo 4 54
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA 55
4 RESULTADOS 56
4.1 VARIÁVEIS CLÍNICAS 56
4.1.1 Estrutura e função corporal 56
4.1.2 Atividade 57
4.1.3 Participação 58
4.2 VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS 59
4.2.1 Controle do movimento e postural na tarefa de alcance funcional 59
4.2.1.1 Mecanismos do controle muscular durante a tarefa alcance funcional 59
4.2.1.2 Análise cinemática do movimento durante o movimento de alcance funcional .. 62
4.2.1.3 Ação das sinergias posturais durante o movimento de alcance funcional 63
4.2.1.3.1 Organização das sinergias no controle postural durante o movimento de alcance funcional 64
4.2.1.3.2 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de alcance funcional 65
4.2.1.4 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de alcance funcional 66
4.2.1.4.1 Time up and Go (TUG) 66
4.2.1.4.2 Escala de Equilíbrio Berg (BERG) 67
4.2.1.4.3 Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA) 68
4.2.1.4.4 Teste de caminhada de seis minutos (TC6M) 69
4.2.1.4.5 Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey (SF-36) 70
4.2.1.4.6 Escala de avaliação sensório-motora *Fugl-Meyer* (EFM) 76
4.2.2 Controle do movimento e postural durante a tarefa de flexão do ombro 79

4.2.2.1 Mecanismos do controle muscular durante a tarefa de flexão de ombro 79
4.2.2.2 Análise cinemática do movimento durante o movimento de flexão de ombro 81
4.2.2.3 Ação das sinergias posturais durante o movimento de flexão de ombro 82
4.2.2.3.1 Organização do controle postural durante o movimento de flexão de ombro..... 82
4.2.2.3.2 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de flexão de ombro..... 84
4.2.2.4 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de flexão de ombro..... 85
4.2.2.4.1 Timed up and go (TUG) 85
4.2.2.4.2 Escala de Equilíbrio Berg (BERG)..... 86
4.2.2.4.3 Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA) 87
4.2.2.4.4 Teste de caminhada de seis minutos (TC6M) 88
4.2.2.4.5 Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey (SF-36) 88
4.2.2.4.6 Escala de avaliação sensório-motora *Fugl-Meyer* (EFM)..... 95
5 DISCUSSÃO 98
5.1 CIF E AS VARIÁVEIS CLÍNICAS 98
5.2 CONTROLE DO MOVIMENTO E POSTURAL NA TAREFA DE ALCANCE FUNCIONAL... 101
5.2.1.1 Análise cinemática do movimento durante o movimento de alcance funcional 108
5.2.1.2 Ação das sinergias posturais durante o movimento de alcance funcional..... 108
5.2.1.3 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de alcance funcional..... 112
5.2.1.4 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de alcance funcional..... 113
5.2.2 Controle do movimento e postural durante a tarefa de flexão do ombro 114
5.2.2.1 Análise cinemática do movimento durante o movimento de flexão de ombro .. 117
5.2.2.2 Ação das sinergias posturais durante o movimento de flexão de ombro 117
5.2.2.3 Organização do controle postural durante o movimento de flexão de ombro.... 118
5.2.2.4 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de flexão de ombro..... 119
5.2.2.5 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de flexão de ombro..... 120
6 CONCLUSÃO..... 122
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA..... 124
ANEXO A – ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG 132
ANEXO B – ESCALA DE AVALIAÇÃO POSTURAL PARA PACIENTES PÓS-AVC

(EAPA) - POSTURAL ASSESSMENT SCALE FOR STROKE PATIENTS (PASS) .. 134

ANEXO C - ESCALA DE CATEGORIAS DE DEAMBULAÇÃO (FAC) 135

ANEXO D – ESCALA DE AVALIAÇÃO DE FULG-MEYER 136

ANEXO E - MEDICAL OUTCOMES STUDY – ITEM SHORT – FORM HEALTH SURVEY (SF-36) 139

ANEXO F - MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL 144

ANEXO G - *TIMED UP AND GO* (TUG) 145

ANEXO H – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA 146

ANEXO I - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DA SAÚDE GERAL 147

ANEXO J – ESCALA MODIFICADA DE BORG 149

1 INTRODUÇÃO

Desde o final da década de 1980, a mortalidade por Acidente Vascular Cerebral (AVC) em São Paulo e no Rio de Janeiro é maior que nos Estados Unidos, Canadá, países da Europa Ocidental e semelhante aos países do leste europeu e ao Japão (LOFUTO, 2000). No Reino Unido, metade das pessoas com alta hospitalar tem incapacidade e 30 a 40% desses sujeitos permanecem dependentes para as atividades de vida diária (AVD) (MORRIS; WILLIANS, 2009). Sposnik e Dell Bruto (2003) realizaram uma revisão sistemática sobre a incidência e prevalência de AVC na América do Sul. Foram selecionados os artigos com informações obtidas por meio de questionários padronizados e que citaram a população bruta pesquisada. Esses autores observaram a escassez de estudos sobre o assunto e menor prevalência de AVC na América do Sul em comparação aos países desenvolvidos devido à menor prevalência em comunidades rurais do que nos centros urbanos, além de fatores étnicos desconhecidos, dieta e estilo de vida. No Brasil, de 1996 a 2009, houve 627.751 óbitos por AVC (DATASUS, Departamento de informática do Sistema Único de Saúde)[1].

O AVC é composto por alterações transitórias ou definitivas em uma área encefálica afetada por isquemia e/ou sangramento (FERRI DE BARROS, 2005). O AVC tem um surgimento agudo e produz sintomas associados ao local comprometido no encéfalo (RAFII; HILLIS, 2006; O'SULLIVAN, 2004). Os indivíduos acometidos por AVC desenvolvem problemas que afetam os componentes da saúde ou relacionados à saúde, que são, de acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF): funções e estruturas do corpo, atividades e participação (OMS, 2003). As seqüelas clínicas do AVC podem ser estruturais (plegia ou paresia do hemicorpo, espasticidade, rigidez, alteração do equilíbrio e coordenação, tremor, alterações sensoriais, entre outras); comportamentais (depressão, ansiedade, agressividade), funcionais (déficit na habilidade e coordenação motora grossa e fina) e cognitivas (problemas de memória, atenção e concentração, alterações de linguagem e de funções executivas, dificuldade no planejamento de ações e déficit perceptual) (RAFII; HILLIS, 2006; CECATTO, 2005; FERRI DE BARROS, 2005; BRUST, 2003).

A ativação muscular em sujeitos pós-AVC pode estar alterada nos membros superiores e inferiores. Por exemplo, as pessoas que sofreram AVC ao movimentar um único dedo voluntariamente também movimentam os outros dedos involuntariamente (LI et al., 2003; SCHIEBER et al., 2009). Além disso, a distribuição dos torques dos dedos está alterada em

[1] http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?sim/cnv/obt10uf.def

comparação a quem não sofreu o AVC (LI et al., 2003). Nos membros inferiores, ocorre a ação concomitante, diferente e inadequada dos músculos quadríceps e adutores da coxa (KRISHNAN; DHAHER, 2011). A inabilidade em ativar a musculatura adequada em uma tarefa motora relaciona-se com a menor funcionalidade, limitação em atividades posturais e de locomoção, restringindo as AVD no trabalho ou lazer (KRISHNAN; DHAHER, 2011).

Para pessoas que sofreram AVC, a marcha é a tarefa que mais provoca quedas, devido aos déficits e desequilíbrio (VAN DUIJNHOVEN et al., 2012). Weerdesteyn et al. (2008) mostraram que no primeiro ano pós-AVC 43-70% dos sujeitos caem de uma a cinco vezes por ano. O controle postural adequado é necessário para o sucesso da tarefa motora e previne quedas. Os ajustes posturais são ações controladas pelo sistema nervoso (SN) para se contrapor às forças que perturbam a tarefa motora. As desordens motoras causadas por problemas neuromusculares (paralisia cerebral, AVC e outros) levam a deficiência do controle postural e modificam os ajustes posturais antes, durante e após a efetuação do movimento (BIGONGIARI et al., 2011; KRISHNAN et al., 2012; DICKISTEIN et al., 2004).

O ajuste postural antecipatório (APA) ocorre antes do movimento focal para preparar o corpo contra as forças de desestabilização no movimento (BIGONGIARI et al., 2011). Dickistein et al. (2004) observaram atrasos na ativação muscular do lado parético de sujeitos pós-AVC e diminuição na coativação de pares musculares do tronco na flexão do ombro.

Nem sempre a disfunção do sistema nervoso central (SNC) reflete os achados clínicos e comportamentos biomecânicos. Quando esses comportamentos são comparados com os de sujeitos saudáveis, as diferenças podem ser pequenas. Os desfechos cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos ou comportamentais podem resultar de uma anormalidade do SN, mas não esclarecem o nível neural do problema (SAFAVYNIA et al., 2011).

Uma forma de entender a relação entre os circuitos neurais e a biomecânica é o estudo das sinergias (MOCHIZUKI, 2008; BIGONGIARI et al., 2011). As sinergias musculares definem padrões de ativação por meio de múltiplos músculos e representam uma biblioteca de ações que o SN pode combinar para produzir os movimentos (TING; MCKAY, 2007, SAFAVYNIA et al., 2011). Baseado no princípio da redundância, as sinergias são associadas com ajustes nas variáveis elementais (básicas) que estabilizam (diminuem a variabilidade) a variável de desempenho (KRISHNAN et al., 2012). A identificação de mudanças no número, estrutura e recrutamento das sinergias auxilia a determinação de distúrbios e a reabilitação para melhorar as respostas do SN (SAFAVYNIA et al., 2011). A análise da sinergia muscular é uma avaliação motora.

A reabilitação é o meio inicial para a recuperação funcional de sujeitos pós-AVC. A

incidência e prevalência de AVC na população mundial promovem a necessidade da prática de atividade física para melhorar a aptidão geral. Programas de exercícios com treino de esforço, *fitness,* capacidade cardiovascular e treino de marcha são eficientes para os sistemas cardiorespiratório e para a recuperação funcional do pós-AVC, principalmente na qualidade da marcha (RAMAS et al., 2007). Os benefícios funcionais da participação de sujeitos pós-AVC em atividades físicas não são claros (RAMAS et al., 2007, MORRIS; WILLIANS, 2009). Ainda há questões sem resposta sobre a especificidade do treinamento para a melhora dos sistemas prejudicados pelo AVC: musculoesquelético, cardiorrespiratório e neurológico. O treino aeróbico específico não é o tratamento mais aplicado na reabilitação de sujeitos com seqüelas de AVC apesar dos benefícios, em outras populações, serem bem descritos (HOLT et al., 2001).

1.1 Problema

Muitas pessoas que sofrem AVC sobrevivem com sequelas motoras, sensoriais, neuromusculares e outras que interferem na qualidade de vida (SAPOSNIK; DELL BRUTO, 2003; RAMAS et al., 2007; SAFAVYNIA et al., 2011). Devido a essa demanda, é grande a preocupação com a reabilitação para o retorno desses sujeitos às atividades cotidianas. Grande também é o número de avaliações, recursos, conceitos e técnicas terapêuticas com diferentes funções e finalidades para esses sujeitos (MORRIS; WILLIANS, 2009).

É necessário desenvolver e aplicar estratégias para o suporte e participação em programas orientados de atividade física. Após a reabilitação, muitas pessoas adotam uma vida sedentária. O estilo de vida sedentário em sujeitos pós-AVC causa o descondicionamento cardiovascular, deterioração física e redução de função (MORRIS; WILLIANS, 2009).

As quedas são frequentes em pessoas com sequelas de AVC e estão associadas às disfunções motoras, sensoriais, cognitiva e aos aspectos integrativos do controle motor (VAN DUIJNHOVEN et al., 2012). Uma revisão sobre os efeitos de programas de exercício no paciente pós-AVC (RAMAS et al., 2007) encontrou que exercícios de fortalecimento muscular e o treinamento de marcha em esteira com ou sem suporte de peso melhoram o equilíbrio de sujeitos com sequela de AVC.

Além das dificuldades em determinar a melhor conduta para o tratamento de sujeitos pós-AVC, existe também a dificuldade de mensurar as mudanças no controle postural. As investigações sobre o controle da postura de sujeitos pós-AVC usam avaliações clínicas e

biomecânicas que inferem as mudanças no sistema nervoso central (SNC) (SAFAVYNIA et al., 2011). Frente ao apresentado, esta tese se pauta sobre as seguintes perguntas:

1- Qual o efeito do treinamento aeróbio realizado em dois ambientes diferentes (esteira ergométrica e piscina) no controle postural de sujeitos pós-AVC?
2- As sinergias posturais de pessoas com sequelas crônicas de AVC se modificam após o treino aeróbio?
3- Existe associação entre as escalas de avaliação clínica e a atividade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores de sujeitos hemiparéticos?

1.2 Objetivos

Para responder as questões anunciadas, esta tese de doutorado tem como objetivo geral analisar o efeito do treinamento aeróbio realizado em dois ambientes (piscina e esteira ergométrica) no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de AVC. Os objetivos específicos desta tese são:

1. Avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios nas variáveis biomecânicas em tarefas motoras específicas de pessoas com sequelas crônicas de AVC;
2. Avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios na estrutura e função corporal de pessoas com sequelas crônicas de AVC;
3. Avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios em atividades funcionais de pessoas com sequelas crônicas de AVC;
4. Avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios na qualidade de vida de pessoas com sequelas crônicas de AVC;
5. Comparar os ajustes posturais e a avaliação quantitativa da estrutura e função corporal, atividades e participação social de pessoas com sequelas crônicas de AVC.

1.3 Hipóteses

Buscaremos neste trabalho refutar as seguintes hipóteses nulas:

H_{0-1}: O controle postural de pessoas com sequelas crônicas de AVC não foi alterado após o treinamento aeróbio.

H_{0-2}: O treinamento aeróbio realizado em ambientes diferentes não promove mudanças e

benefícios na estrutura e função corporal, atividade funcional, e qualidade de vida.

$H_{0-3:}$ O treinamento aeróbio realizado em ambientes diferentes não promove mudanças nas variáveis biomecânicas durante duas tarefas motoras diferentes.

$H_{0-4:}$ O treinamento aeróbio realizados em ambientes diferentes não promove mudanças nas sinergias posturais durante duas tarefas diferentes.

$H_{0-5:}$Não existe relação entre variáveis biomecânicas e clínicas para as fases e grupos.

1.4 Justificativa

Justifica-se essa pesquisa com base em três principais fatores: 1) a grande incidência e prevalência de AVC e o grande número de sobreviventes com sequelas, prejuízos e incapacidades (LOFUTO, 2000; SPOSNIK; DELL BRUTO 2003; RAMAS et al., 2007; SAFAVYNIA et al., 2011); 2) a necessidade de se conhecer a melhor intervenção para essa população que tenha como meta a qualidade de vida e a promoção de saúde (RAMAS et al., 2007; HAMMER et al., 2008; MORRIS; WILLIANS, 2009); e 3) a falta de estudos que correlacionem variáveis clínicas (subjetivas) e biomecânicas (objetivas) para determinar os efeitos do treinamento aeróbio em pessoas com sequelas crônicas de AVC (STEMPLEWSKI et al., 2012; LO et al., 2011).

Apesar de se conhecer os benefícios do exercício físico na população em geral (ACSM, 2003 e 2004) os benefícios físicos e funcionais da participação de sujeitos com AVC em atividades físicas ainda não estão bem estabelecido (HAMMER et al., 2008; MORRIS; WILLIANS, 2009). As discrepâncias metodológicas e as dificuldades pessoais, políticas e econômicas impedem que se obtenham evidências para se determinar com certeza e rigor científico sobre a melhor intervenção para essa população (HAMMER et al., 2008; MORRIS; WILLIANS, 2009; SCIANNI et al., 2011). As pesquisas sobre o treinamento aeróbio em sujeitos com AVC não correlacionam os ganhos funcionais com resultados objetivos, fisiológicos e/ou biomecânicos (KATZ-LEURER et al., 2003; MICHAEL et al., 2009; OUTERMANS et al., 2010; GLOBAS et al., 2012) e quando essa correlação ocorre somente o efeito agudo do exercício é investigado (STEMPLEWSKI et al., 2011; Lo et al., 2011; GRAY et al., 2012).

Após o período de reabilitação muitas pessoas retornam a vida sedentária. Isso pode acarretar o declínio da função motora e das aptidões físicas, culminando em maiores riscos de doenças incapacitantes e comorbidades. Assim, os resultados desta tese poderão contribuir

para a elucidação dos efeitos funcionais e biomecânicos do controle da postura após o condicionamento aeróbio em sujeitos com sequelas crônicas de AVC.

1.5 Definição operacional de conceitos e variáveis

Neste capítulo estão definidos conceitos e variáveis para que o leitor se facilitar a leitura desta tese. As definições estão agrupadas em conceitos clínicos e biomecânicos.

1.5.1 Conceitos e variáveis clínicas

- Acidente Vascular Cerebral (AVC) - é a diminuição súbita da circulação em uma área do encéfalo que resulta na perda de função neurológica (RAFFI; HILLIS, 2006). Apesar da sigla AVC ser a mais utilizada, é preciso recordar que cérebro pertence ao encéfalo, que não inclui tronco encefálico e cerebelo. Porém, a doença vascular pode ocorrer em todo encéfalo o que torna mais correto o termo acidente vascular encefálico (AVE).
- Ajuste Postural Antecipatório (APA) – é a ação muscular que prevê o desequilíbrio postural e se contrapõe antes que este ocorra. Ele pode ser analisado por meio do deslocamento do centro de pressão (COP) prévio ao movimento inicial ou pela ativação muscular antes do início do movimento focal. Os objetivos no controle postural do APA são: a) minimizar o distúrbio postural; b) preparar o corpo para realizar o movimento focal; c) otimizar os parâmetros do movimento em relação à força e velocidade (MASSION, 1998; ARUIN, 2003). O período do APA é de 0,2 s antes do início do movimento voluntário até 0,05 s depois do início do movimento (MOCHIZUKI, 2008).
- Ajuste Postural Compensatório (APC) - é uma fase de correção após o término do movimento, na qual os músculos posturais buscam compensar a ação dos músculos focais para a estabilização do corpo (SHUMWAY–COOK; WOOLLACOTT, 2003). O período do APC inicia no término do movimento voluntário e dura 250 ms (MOCHIZUKI, 2008).
- Ajuste Postural *Online* (APO) – é a ação dos músculos posturais que ocorre durante o movimento focal, ou seja, entre o início e o final da tarefa motora realizada voluntariamente. Em termos de duração o APO foi analisado no período entre os 50 ms após o início do movimento até seu final (MOCHIZUKI, 2008).

- Berg - Escala de Equilíbrio de Berg avalia o equilíbrio funcional por meio do desempenho em 14 tarefas de AVD. O escore máximo é 56 e em cada item há uma escala ordinal de zero a quatro. O teste é simples para ser utilizado e possui confiabilidade para ser aplicado em idosos brasileiros (MIYAMOTO et al., 2004) (ANEXO A).
- Capacidade Funcional – é a eficiência que a pessoa tem em corresponder às demandas físicas do cotidiano, desde atividades básicas para uma vida independente até as ações mais complexas da rotina diária (CAMARA et al., 2008).
- Classificação Internacional de Funcionalidade (CIF) - descreve a funcionalidade e a incapacidade relacionadas às condições de saúde e a realização das AVD, considerando as funções dos órgãos, sistemas e estruturas do corpo, as limitações das atividades e da participação social no ambiente onde vive. Essa categorização da OMS proporciona a seleção adequada de classificações em vários campos da saúde mundialmente. O levantamento, consolidação, análise e a interpretação de dados estarão facilitadas e permitirão a formação de bases consistentes (FARIAS; BUCHALLA, 2005).
- Controle Postural – é definido como a coordenação e o controle dos segmentos corporais em relação ao próprio corpo e em relação ao ambiente. Uma das finalidades é manter a posição ereta contra a força da gravidade e a posição do centro de pressão dentro da base de suporte (BOS), mesmo frente às perturbações mecânicas como as geradas por movimentos voluntários (HORAK, et al., 1997; MASSION, 1998; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; SLIPJER; LATASH, 2004).
- Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA) ou *Postural Assessment Scale for Stroke Pacients* (PASS) - foi elaborada para avaliar o controle postural de pessoas que sofreram um AVC em três posturas fundamentais: deitado, sentado e em pé. Está baseada em três princípios: 1) o controle postural depende de dois domínios que podem ser avaliados (manter a postura e o equilíbrio para mover-se), 2) uma escala para ser usada para todas essas pessoas, inclusive aqueles em estado mais grave e 3) uma escala sensível com níveis progressivos de dificuldades. A escala contém 12 itens em duas subescalas (manutenção da postura, MAP, e mudança de postura, MUP). Cada tarefa pode ser pontuada de zero a três e as pontuações máximas chegam a 15 para MAP e 21 na MUP. A EAPA apresentou confiabilidade, validade e consistência na aplicação em brasileiros com sequelas de AVC (YONEYAMA et al., 2008) (ANEXO B).
- Escala de Categorias de Deambulação Funcional (*Functional Ambulation Cathegory,*

FAC) é um teste que avalia o suporte necessário para o indivíduo caminhar e segue uma escala de seis níveis: 0) o indivíduo não pode andar ou requer auxílio de duas ou mais pessoas; 1) o indivíduo precisa de suporte contínuo de alguém que ajude com seu peso e equilíbrio; 2) o indivíduo é dependente com suportes contínuos ou intermitentes com alguém auxiliando o equilíbrio ou coordenação; 3) o indivíduo apenas precisa supervisão verbal; 4) a ajuda é requerida para escadas e superfícies irregulares; 5) o indivíduo anda independentemente em qualquer lugar (KOLLEN et al., 2006) (ANEXO C).

- *Fugl-Meyer* (EFM) – Escala de avaliação sensóriomotora *Fugl-Meyer* foi desenvolvida em 1975 e foi o primeiro instrumento quantitativo para avaliar o comprometimento e a recuperação sensório-motora de pessoas com AVC. Suas medidas baseiam-se no exame neurológico e na atividade sensóriomotora dos membros superiores e inferiores, e que mostram a atividade seletiva e padrões sinérgicos existentes. A EFM é um sistema de pontuação numérica que avalia seis aspectos da pessoa: amplitude de movimento (ADM), dor, sensibilidade, função motora dos membros superior e inferior, equilíbrio, coordenação e velocidade. A avaliação motora inclui a medida do movimento, coordenação e atividade reflexa do ombro, cotovelo, punho, mão, quadril, joelho e tornozelo. O escore menor que 50 pontos indica comprometimento severo, entre 50-84 comprometimento marcante, 85-95 moderado e 96-99 leve. É alto o índice de confiabilidade para a aplicação na população brasileira (MAKI et al., 2006) (ANEXO D).

- *Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey (SF-36)* - é um questionário para avaliar a qualidade de vida de fácil compreensão e administração com 36 itens divididos em oito componentes: capacidade funcional, aspectos físicos, dor, estado geral da saúde, vitalidade, aspectos sociais, aspectos emocionais e saúde mental. A versão brasileira desse instrumento é reprodutível, validada e a mais usada em pessoas com AVC (CICONELLI et al., 1999; MOTA; NICOLATO, 2008) (ANEXO E).

- Mini exame do estado mental (MEEM) - avalia funções cognitivas específicas. É subdividido em sete categorias que abordam a orientação para tempo (cinco pontos), orientação para local (cinco pontos), registro de três palavras (cinco pontos), atenção e cálculo (cinco pontos), lembrança de três palavras (três pontos), linguagem (oito pontos) e capacidade construtiva visual (um ponto) (BERTOLUCCI et al., 1994) (ANEXO F).

- Teste de caminhada de seis minutos (TC6M) - mensura a capacidade funcional por meio de uma caminhada de seis minutos. A variável primária é a distância que a pessoa

anda em seis minutos. As medidas secundárias incluem fadiga, dispnéia, saturação de oxigênio, frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA) (ENRIGHT, 2003).

- *Timed up and go* (TUG) - é um teste que avalia o equilíbrio na postura sentada, transferências de sentado para em pé, estabilidade na deambulação e mudanças no curso da marcha. A pessoa é instruída a realizar a tarefa da forma segura e o mais rápido possível. A pessoa deve levantar-se de uma cadeira com encosto, andar três metros, virar, retornar no mesmo percurso e sentar-se na cadeira novamente. A variável desempenho é o tempo para realizar a tarefa (FIGUEIREDO et al., 2007). Houve excelente confiabilidade na aplicação deste teste em sujeitos com AVC (NG; HUI-CHAN, 2005) (ANEXO G).

1.5.2 Conceitos e variáveis biomecânicas

- Análise dos componentes independentes (*Independent Component Analysis*, ICA) - é uma análise multivariada para eliminar a semelhança entre elementos de um conjunto e definir um padrão estatisticamente independente de componentes (Hyvarinem e Oja, 2000). A transformação em componentes independentes garante que os elementos da sinergia postural sejam estatisticamente independentes e representem diferentes comandos para a sinergia postural (MOCHIZUKI, 2008).
- Análise dos Componentes Principais (*Principal Component Analysis,* PCA) - é uma análise multivariada utilizada para eliminar a semelhança entre elementos de um conjunto e definir um padrão linearmente independente de componentes principais. É o caminho para encontrar padrões e expressar dados para destacar suas semelhanças e diferenças. Há a redução do número de dimensões sem que perda de informações relevantes. As sinergias podem ser determinadas pelo conjunto de componentes principais (SMITH, 2002).
- Dimensão do sistema – número de componentes principais necessários para que a soma da variância acumulada dos componentes seja igual ou maior a 75% (MOCHIZUKI, 2008).
- EMG - é o estudo do sinal elétrico muscular associado à sua contração (eletromiograma). A EMG é uma informação importante sobre o controle e a execução de movimentos voluntários e reflexos. Muitas variáveis podem influenciar o eletromiograma: velocidade de encurtamento ou alongamento das fibras musculares, acúmulo de tensão, fadiga e atividade reflexa. A variação da taxa de transmissão (velocidade) da propagação do

potencial de ação do nervo determina muitas características do EMG. Quando uma unidade motora (UM) é ativada (um neurônio motor e as fibras musculares inervadas por ele), há a produção de um MUAP (potencial de ação de UM) seguido do silêncio elétrico até que a próxima UM dispare. Portanto, o sinal EMG é representação da soma das unidades motoras ativas captadas pelo eletrodo (WINTER, 1990; KAMEN, 2004).

- Frequência Mediana (FM) – é a frequência que divide a energia do espectro de potência do sinal EMG pela metade. As variáveis de frequência do sinal EMG indicam mudanças nas características na condução da fibra muscular e podem indicar mudanças no músculo e gerenciador neural ou central (KAMEN, 2004). A FM pode ser influenciada por três características da contração do músculo: 1) taxa de disparo da UM; 2) tempo relativo do disparo de potenciais de ação por diferentes unidades motoras; 3) e forma dos potenciais de ação (MARCHETTI; DUARTE, 2006).
- iEMG –Sinal EMG integrado. Um integrador é um equipamento (ou um algoritmo computacional) que soma a atividade em um período de tempo. Como o RMS, o iEMG também avalia o nível de atividade muscular. Ele é a área sob a curva retificada em um período, representando a atividade acumulada em um período, caso o equipamento não seja ajustado à zero (reset), os totais continuam a se acumular (KAMEN, 2004).
- Latência do músculo – intervalo entre o início da ativação muscular e o início do movimento focal para alcançar a meta da tarefa (MOCHIZUKI, 2008).
- Pico de aceleração - aceleração é a taxa de mudança da velocidade em relação ao tempo ou a mudança na taxa de mudança de posição em relação ao tempo. O pico da aceleração é a máxima aceleração em um período.
- Pico de velocidade - velocidade é a taxa de mudança de posição em relação ao tempo ou a variação no tempo (derivada) do deslocamento. O pico de velocidade é a velocidade máxima em um período.
- *Root Mean Square* (RMS) da EMG é um indicador da amplitude ou magnitude da EMG, produzido principalmente pelo aumento no número de unidades motoras ativas e sua frequência de ativação ou taxa de disparo (KAMEN, 2004).
- Sinergia – Baseada no princípio da redundância motora, a sinergia pode ser definida como os ajustes co-variados em variáveis elementares (básicas, fundamentais, essenciais) que estabilizam, ou seja, diminuem a variabilidade, de outra variável potencialmente

importante para a realização da tarefa, com a qual todas as outras variáveis elementares contribuem (KRISHNAN et al., 2012).

- Variabilidade da sinergia – participação percentual de cada componente principal na soma da variância de todos os componentes principais do conjunto de sinais (MOCHIZUKI, 2008).
- Variância acumulada – é a variância total de um conjunto de dados em relação a um conjunto de fatores ou variáveis independentes (MOCHIZUKI, 2008).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Exercício aeróbio no AVC

Com o desenvolvimento das classificações em saúde, o foco deixou de ser a doença e passou a ser a saúde. Saúde é um estado caracterizado pela capacidade de realizar AVD com vigor, ou seja, a demonstração de capacidades relacionadas com um baixo risco de surgimento das doenças hipocinéticas (ACSM, 2003).

O exercício aprimora as aptidões físicas. As aptidões são atributos que as pessoas possuem ou adquirem relacionados à capacidade de realizar uma ação motora. Existem diversos benefícios para a saúde para quem participa regularmente de um programa de atividade física intermitente de intensidade moderada (por exemplo, 30 minutos diários de caminhada). Os benefícios primários englobam as aptidões cardiovascular e respiratória. O treinamento aeróbio aprimora a captação de oxigênio, diminui PA e FC em atividades físicas com intensidade mais baixa, reduz fatores de risco para doença arterial coronariana, diminui gordura corporal, aumenta tolerância à glicose entre outros fatores importantes para a saúde cardiovascular e respiratória (RAMAS et al., 2007; ACSM, 2003). Segundo a Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte (CARVALHO et al., 1996), as principais condições evitadas pela prática regular de atividade física são: doença arterosclerótica coronariana, hipertensão arterial sistêmica, AVC, doença vascular periférica, obesidade, câncer de cólon, mama, próstata e pulmão, ansiedade e depressão. Além da aptidão cardiorrespiratória, o exercício pode modificar a aptidão muscular (força e resistência muscular) e a flexibilidade. O aprimoramento da aptidão muscular causa o menor risco a obesidade, osteoporose, osteoartrose, diabetes melito tipo II, lesões musculoesqueléticas e maior capacidade de realizar as atividades de vida diária (PEDRINELLI et al., 2009).

Em comparação com indivíduos saudáveis, os que sofreram AVC revelam déficit na resistência aeróbia durante uma atividade (TEIXEIRA-SALMELA et al., 1999). O músculo parético sofre mudanças fisiológicas referentes ao metabolismo, como menor fluxo sanguíneo, maior produção de lactato, uso do glicogênio muscular e menor capacidade oxidativa dos ácidos graxos. A diminuição do número de unidades motoras de contração rápida e a atrofia das fibras musculares do tipo II podem reduzir a velocidade de contração muscular e gerar movimentos mais lentos (GARLAND et al., 2009). O gasto energético

necessário para andar aumenta 50-100% nos indivíduos hemiplégicos comparados com indivíduos saudáveis (MACKO, 1997).

A grande incidência de AVC mobiliza os profissionais da saúde, educação e cientistas para encontrar as melhores intervenções de prevenção para os que sofrem esse problema (MORRIS; WILLIANS, 2009; RAMAS et al., 2007; ACSM, 2004; TEIXEIRA-SALMELA et al., 1999). A atividade física é eficiente na prevenção do AVC e na reabilitação de sujeitos que tiveram AVC. Os fatores de risco do AVC pertencem àqueles de qualquer doença vascular. A hipertensão, tabagismo, hiperlipidemia, diabetes e estilo de vida sedentário são fatores de causa de doença vascular, inclusive cérebro vascular, e podem ser diminuídos pela prática da atividade física, desde que essa seja bem planejada, adequada às necessidades individuais e programada a partir de uma correta avaliação. Assim, a prescrição e execução do treinamento em pessoas com AVC visam maximizar a recuperação, preservar e melhorar a aptidão, as habilidades motoras, a capacidade funcional e reduzir comorbidades durante a vida (ACSM, 2004). A Tabela 1 mostra os principais fatores de risco de AVC isquêmico e hemorrágico.

A ocorrência do AVC pode ser acompanhada de comorbidades e afecções secundárias que afetam sistemas corporais e o comportamento psicológico. São comorbidades comuns a essas pessoas a doença cardíaca coronariana (DAC), hipertensão, hiperlipidemia, diabetes tipo 2 e (ACSM, 2004). As consequências de um AVC tornam-se as causas para o segundo AVC, o que poderá acarretar ainda maiores problemas ou até a morte. As afecções secundárias incluem a maior incidência de lesões por quedas, espasticidade, perda de memória, afasia, apnéia do sono, lombalgia, estresse, depressão e isolamento social (ACSM, 2004). A baixa resistência aos exercícios decorre da menor força muscular, mobilidade articular, flexibilidade e problemas psicológicos (TEIXEIRA-SALMELA, 1999, KATZ-LEURER et al., 2003).

O desenvolvimento de intervenções específicas para AVC baseadas em evidências comportamentais e motivacionais para enfrentar os obstáculos e o engajamento em atividades é urgente (MORRIS; WILLIANS, 2009). O treino para o aumento de resistência muscular é destaque nos programas de reabilitação pós-AVC (TEIXEIRA-SALMELA, 1999).

Tabela 1: Fatores de risco em AVC.

AVC isquêmico	AVC hemorrágico
Arterosclerose Hipoteiroidismo Uso de anticoncepcionais orais Doença falciforme Distúrbios de coagulação Policitemia vera Arterite	Hipertensão Malformação arterovenosa Terapia anticoagulante Abuso de drogas (cocaína, álcool, etc)

Fonte: ACSM, 2004

Segundo Macko et al. (1997), os hemiplégicos podem melhorar o condicionamento como os idosos saudáveis. O exercício aeróbico aumenta a capacidade funcional e a qualidade de vida de pessoas que sobreviveram ao AVC (POTEMPA et al., 1995). As atividades físicas aeróbias regulares interferem beneficamente no tempo de reação, no controle da taxa de colesterol, hipertensão arterial, diminuição de fraturas ocasionadas pela osteoporose, entre outras. Muitas doenças crônico-degenerativas ou alterações fisiológicas podem resultar da inatividade física. O aumento da capacidade aeróbica permite que tais pessoas realizem as AVD de forma mais eficiente com melhora da qualidade de vida e de habilidades motoras (KATZ-LEURER et al., 2003; HOLT et al., 2001; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000).

2.2 Exercício aeróbio no controle postural de pessoas com sequela de AVC.

A habilidade de manter o equilíbrio é essencial para as tarefas diárias. Habilidade consiste na potencialidade adquirida por meio da experiência para atingir o resultado com o máximo de certeza e o mínimo de dispêndio de energia ou tempo, destreza, força. O termo aptidão ou capacidade refere-se usualmente a um conjunto hipotético, uma variável latente, inata, genética, relacionada com o rendimento em determinadas tarefas, como a força e a resistência muscular. As habilidades motoras podem ser vistas como tarefas com metas ambientais desejáveis, conscientes. Os movimentos realizados no dia-a-dia possuem objetivos e são voluntários, como o andar e chegar à algum lugar, se levantar para alcançar um objeto, se vestir, andar de bicicleta e/ou se exercitar. Todas são habilidades motoras e dependem do ambiente, da tarefa e das aptidões físicas do indivíduo (SCHMIDT; WRISBERG, 2001).

A perda das aptidões físicas pelo envelhecimento ou por uma condição não fisiológica pode limitar as AVD e diminuir a qualidade de vida. A diminuição na força, resistência

muscular e flexibilidade, por exemplo, causa a diminuição na capacidade de produzir torque articular rápido e necessário a atividades como: elevar-se da cadeira, subir escada, andar e manter o equilíbrio ao evitar obstáculos (PEDRINELLI et al., 2009). Assim, a melhora nas aptidões pode causar mudanças na aquisição das habilidades motoras relacionadas às AVD ou atividades esportivas de maior complexidade.

Para se ter sucesso nas funções do controle postural, três mecanismos são importantes: 1) as informações sensoriais dos sistemas somatossenssorial, vestibular e visual são necessárias para detectar e/ou antecipar o distúrbio postural; 2) o processamento neural é importante para selecionar o mecanismo de resposta antecipatória e/ou compensatória; e 3) o resultado motor efetuado, ou seja, os paramêtros temporais e qualitativos da contração muscular que irá produzir a força necessária para a manutenção da postura (Garland et al., 2009). Como resultado do *déficit* das aptidões físicas, força, mobilidade e flexibilidade, o controle postural de pessoas com sequelas de AVC é prejudicado, limita a independência nas AVD e prejudica a realização hábil da tarefa motora e, portanto a capacidade funcional. O impacto do déficit de equilíbrio na postura ortostática nas AVDs se relaciona diretamente com a habilidade de andar e de realizar as funções motoras grossas. Fraqueza, lentidão de movimentos, fadiga e descoordenação estão relacionadas à diminuição na quantidade de unidades motoras ativas, causado pelo déficit de estímulos das regiões supramedulares (GARLAND et al., 2009). Hammer et al. (2007) e Michael et al. (2005) observaram que o nível de atividade de deambulação e condicionamento cardiorrespiratório em sujeitos com sequelas de AVC são extremamente baixos e que as perdas na mobilidade e no equilíbrio estão relacionadas com a baixa atividade de locomoção e com o descondicionamento físico.

Indivíduos que sofreram AVC após quatro semanas de reabilitação passaram por avaliações clínicas (Berg, escala de mobilidade funcional, velocidade de marcha e nível de deficiência do controle motor) e avaliações biomecânicas (plataforma de força e EMG) para analisar a relação entre os dois tipos de avaliações. O EMG dos músculos sóleo e isquiotibiais foram coletados na flexão do ombro não parético até 90^0 e na postura ortostática. A velocidade e amplitude do COP diminuíram, houve maior aceleração do membro superior durante a tarefa, menor latência dos isquiotibiais paréticos e não paréticos, indicando melhor ação do APA após a reabilitação. Os escores de todas as avaliações clínicas e funcionais aumentaram após a intervenção. Houve correlação entre a escala de Berg e a aceleração do membro superior, e entre o nível de deficiência do controle do membro inferior e o APA após a intervenção. Os autores concluíram que a EMG e a plataforma de força puderam indicar a melhora no controle postural e nas estratégias de compensação e a relação entre esses

instrumentos e as avaliações clínicas (GARLAND, et al. 2003).

Stemplewski et al. (2012) mostraram o efeito agudo de uma sessão de exercício aeróbio no deslocamento do COP em homens idosos e a relação entre o balanço postural e os índices de constituição da massa corpórea e de lactato no sangue. O aumento da velocidade do COP foi associado ao aumento do lactato. Os indicadores mostram a fadiga causada pelo exercício intenso e indicaram a relação entre as alterações clínicas e fisiológicas.

Lo et al. (2011) encontraram o aumento na excursão máxima do COP e redução na taxa do reflexo H e a onda M após sessões de exercícios em cicloergomêtro com e sem uso de estimulação elétrica funcional (FES). Os autores relacionaram os parâmetros com o aumento da acurácia, onde aumentam os limites do deslocamento do COP e o menor tônus muscular e concluíram que o exercício pode melhorar o controle postural de sujeitos com AVC.

Os estudos mostram discrepância sobre os efeitos do treino aeróbio nas avaliações clínicas nos sujeitos com AVC. Pang et al. (2005) realizaram um ensaio clínico randomizado com dois grupos: intervenção de um programa de *fitness* e mobilidade feito para melhorar aptidão cardiorrespiratória, mobilidade, força muscular em membros inferiores, equilíbrio, por meio da escala de equilíbrio de Berg, e a densidade mineral óssea do fêmur; e intervenção com atividades para a melhora no membro superior acometido. O grupo que realizou o programa aeróbio obteve melhores resultados para todas as variáveis, com exceção do equilíbrio, que melhorou de forma semelhante em ambos os grupos. Por outro lado, Katz-Leurer et al., (2003); Michael et al., (2009); Outermans et al., (2010) e Globas et al., (2012) aplicaram diferentes protocolos de exercícios aeróbicos moderados e intensos em sujeitos pós-AVC e compararam a grupos que realizaram atividades fisioterapêuticas convencionais. Os resultados mostraram uma diferença em todos os parâmetros avaliados, com superioridade dos sujeitos que participaram do grupo de exercícios aeróbios: velocidade de marcha, condicionamento cardiorrespiratório, força muscular, mobilidade e saúde física e mental, além do equilíbrio, medido pela escala de equilíbrio de Berg e teste de alcance funcional.

A marcha e o controle postural são duas grandes metas na reabilitação das pessoas com sequelas de AVC. Uma revisão sistemática (HAMMER et al., 2008) sobre as bases científicas de intervenções que visaram a restauração do equilíbrio em pessoas pós-AVC observou grande disparidade metodológica que impossibilitou a realização de uma meta análise. Os motivos principais para a discrepância entre os estudos são: tempo pós-AVC, nível de comprometimento, intensidade e duração do tratamento, tempo de *follow-up* e instrumentos de avaliação. Segundo os autores, os artigos mostram que independente da principal intervenção ativa, a habilidade do equilíbrio é alcançada (HAMMER et al., 2008).

Outras pesquisas utilizaram o ambiente aquático para realizar treino aeróbio e de fortalecimento muscular em sujeitos com AVC e idosos (KATSURA et al., 2010; DRIVER et al., 2006; CHU et al., 2004). As propriedades físicas da água produzem resistência muscular sem impacto articular, é um ambiente agradável e pode ser eficiente para o condicionamento das aptidões físicas (KATSURA et al., 2010). Compararam-se os efeitos do treino aeróbio em uma piscina e de outra intervenção com ênfase em exercícios para o membro superior realizada no solo. As atividades aquáticas foram marcha estacionária, saltos com uma e/ou duas pernas segurando-se na borda da piscina, andar no raso, correr e marcha lateral. O grupo do solo realizou exercícios de alcance funcional, movimentos finos, fortalecimento da musculatura do membro superior. A única atividade com os membros inferiores ocorreu quando o sujeito deveria mudar de lugar para se levantar, andar e sentar em outra cadeira. O grupo do treinamento na piscina obteve melhores resultados de VO_2max, maior velocidade de marcha auto selecionada e força muscular do membro inferior parético. Porém, o escore de equilíbrio foi maior no grupo que realizou atividades com o membro superior no solo (CHU et al., 2004).

Driver et al. (2006) compararam dois grupos de intervenção em pessoas com diferentes lesões encefálicas. Um grupo realizou exercícios aeróbios e de treinamento de força na piscina e outro grupo participou de aulas para ensino, treino de leitura e escrita. Os pesquisadores utilizaram o instrumento *Health Promoting Lifestyle Profile II* (HPLP II) que mensura a frequência auto relatada da promoção de saúde em áreas de responsabilidade da saúde: atividade física, nutrição, desenvolvimento espiritual, relação interpessoal e gerenciamento do estresse. Outras seis subescalas da escala *Physical Self-Description Questionnaire* (PSDQ) foram utilizadas: força, gordura corporal, resistência, coordenação, flexibilidade e auto-estima. Os sujeitos que participaram do treino na piscina obtiveram melhores resultados para atividade física, nutrição, desenvolvimento espiritual e relação interpessoal da escala (HPLP II) e para auto-estima, gordura corporal, coordenação, força, resistência e flexibilidade. Os autores concluem que atividades aquáticas tiveram impacto positivo no comportamento de auto cuidado em saúde de sujeitos com lesão encefálica.

Apesar de existirem muitos estudos sobre o treinamento aeróbio em sujeitos com AVC existem muitos métodos e intervenções e resultados discrepantes que dificultam a comparação e a indicação das melhores intervenções. Pesquisas que relacionem dados objetivos, como os obtidos pela avaliação biomecânica, com avaliações clínicas e funcionais poderão elucidar dúvidas e encontrar novas conclusões para a melhor intervenção nessa população.

3 CASUÍSTICA E MÉTODO

3.1 Aspectos éticos da pesquisa

O projeto de pesquisa desta tese foi aprovado pelo Comitê de Ética e de Pesquisa da Universidade São Judas Tadeu (USJT) (Anexo H). Os participantes assinaram, após a leitura, um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), explicando o ingresso na pesquisa. Os custos do estudo ficaram sob responsabilidade dos pesquisadores, isentando o sujeito de qualquer custo, o qual não receberá qualquer remuneração por sua participação.

3.2 Amostra

Trata-se de um estudo experimental onde foram triados sujeitos com sequelas de mais de 1 ano pós-AVC por meio da Avaliação de Saúde Geral (Anexo I) inscritos na lista de espera da Clínica de Fisioterapia da USJT. Os sujeitos foram divididos por meio de um sorteio no grupo de treino aeróbio sobre uma esteira rolante (Grupo Esteira, GE) e no grupo de treino aeróbio em uma piscina (Grupo Piscina, GP).

Somente participaram deste estudo as pessoas que sofreram AVC com no mínimo um ano ou mais de sequela antes dessa intervenção e classificados como crônicos. Os critérios de inclusão foram: 1) Apresentar o diagnóstico médico de AVC isquêmico no lobo frontoparietal, caracterizado por exame de Tomografia Computadorizada; 2) Ter idade entre 45 a 75 anos; 3) Apresentar cognição suficiente para entender ordens simples e o objetivo do estudo (escore do Mini-Mental maior que 21); 4) Apresentar um déficit de marcha (FAC) com escore maior ou igual a 3; 5) Não ser tabagista, nem etilista; 6) Não participar de programa de atividade física supervisionado ou espontâneo; 7) Assinar o TCLE; 8) Ter um ano ou mais de tempo de sequela de AVC..

Os critérios de exclusão são: 1) Apresentar condição médica adicional que afete a habilidade do indivíduo em realizar os procedimentos deste estudo, como condições articulares degenerativas crônicas e/ou dores; 2) Não se adaptar ao meio líquido; 3) Apresentar eletrocardiograma com alterações durante o repouso e/ou durante o teste de esforço submáximo; 4) Apresentar hipertensão arterial não controlada; 5) Apresentar arritmias

cardíacas; 6) Ingerir β-bloqueadores; 7) Apresentar Diabetes Mellitus não controlada; 8) Desistir dos procedimentos deste estudo por qualquer motivo.

Após a triagem e inclusão da pessoa na pesquisa foi iniciada uma série de avaliações clínicas e a avaliação biomecânica do controle postural.

3.3 Instrumentos

O estudo foi realizado nos laboratórios de hidroterapia e de reabilitação cardiorrespiratória da clínica de fisioterapia da USJT (Figura 1 e Figura 2).

Para medir a atividade elétrica (EMG) dos músculos foi utilizado um eletromiógrafo de superfície com 16 canais (EMG system Brasil). Este equipamento constitui-se de um módulo condicionador de sinais (EMG 1600 U12, EMG *System* do Brasil) que possui comunicação USB, fonte de alimentação externa automática e frequência de amostragem até 50kHz (figura 3). Cada canal de EMG possui um amplificador diferencial (rejeição de modo comum > 100dB; condição: sinal senoidal 10 Vpp, 60 Hz), com ganho fixo de valor nominal 1000, impedância de entrada de 10.000 MΩ. Possui cabo flexível de dois metros, fio 30 AWG com pares trançados e blindagem com botão na extremidade. Os sinais foram digitados por um conversor AD de 16 bit, faixa de entrada programável e filtros passa-alta *Butterworth* de 1ª ordem e passa-baixa *Butterworth* de 2ª ordem respectivamente entre 0,01 e 50 Hz e entre 1000/500/300/200Hz. O conversor AD funciona na faixa de ±5V e frequência de amostragem de 1 kHz. Foram utilizados eletrodos descartáveis de AgCl com alta qualidade de registro.

O acelerômetro (EMG *System* do Brasil) foi utilizado para determinar o início do movimento do membro superior, o pico da velocidade e aceleração. Este equipamento possui um sensor em forma de mola que estabelece uma resistência contra as forças de aceleração, com superfície revestida de polissilicone, construído sobre outra superfície de silicone (figura 3). A deflexão desta estrutura gera ondas proporcionais a aceleração, medidas por meio de um capacitor diferencial que capta as variações de voltagem com uma precisão de ± 1,7g.

O *footswitch* (EMG *system* do Brasil) (figura 3) foi usado no alcance funcional anterior. O *footswitch* serviu para indicar o contato da mão na mesa, para a medida de parâmetros temporais. Esse instrumento contém duas placas de material condutor separadas por material não condutor e que funciona como um interruptor, emitindo o sinal de ligado ou desligado.

Os três instrumentos (EMG, acelerômetro e *footswitch*) estão sincronizados pelo

mesmo condicionador de sinais (EMG *System* do Brasil) que envia os sinais digitalizados para um computador por meio de rede *ETHERNET* 10 Mbit/s controlado por *software* (EMGlab V 1.1, EMG System do Brasil) que gerencia a aquisição e armazenamento de dados.

Para a avaliação do estresse submáximo foi utilizado um eletrocardiograma (*Micromed*® com *software Wincardio*) para a monitoração cardíaca.

Para a realização do treinamento aeróbio foi utilizado uma esteira ergométrica (*Johnson* Jet3000®) para o GE e um flutuador (*Floty* ®) para o GP. Ambos os grupos utilizarão um frequencímetro (Polar® modelo RS 800 CXSD). Antes, durante e depois de cada sessão de treinamento e durante a avaliação aeróbia a pressão arterial foi monitorada por meio de um esfignomanômetro e estetoscópio (BD, Inmetro ML102 -2001).

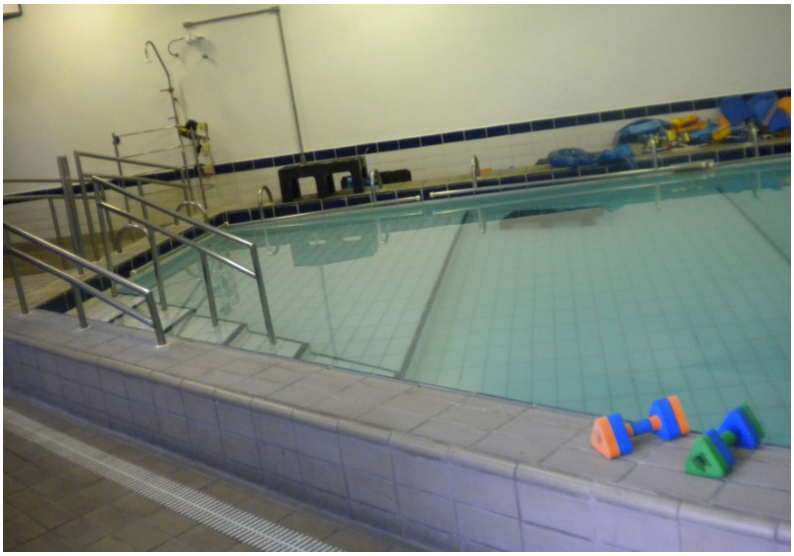


Figura 1 – Laboratório de hidroterapia da Universidade São Judas Tadeu.

Figura 2 - Laboratório de Reabilitação Cardiorrespiratória da Universidade São Judas Tadeu

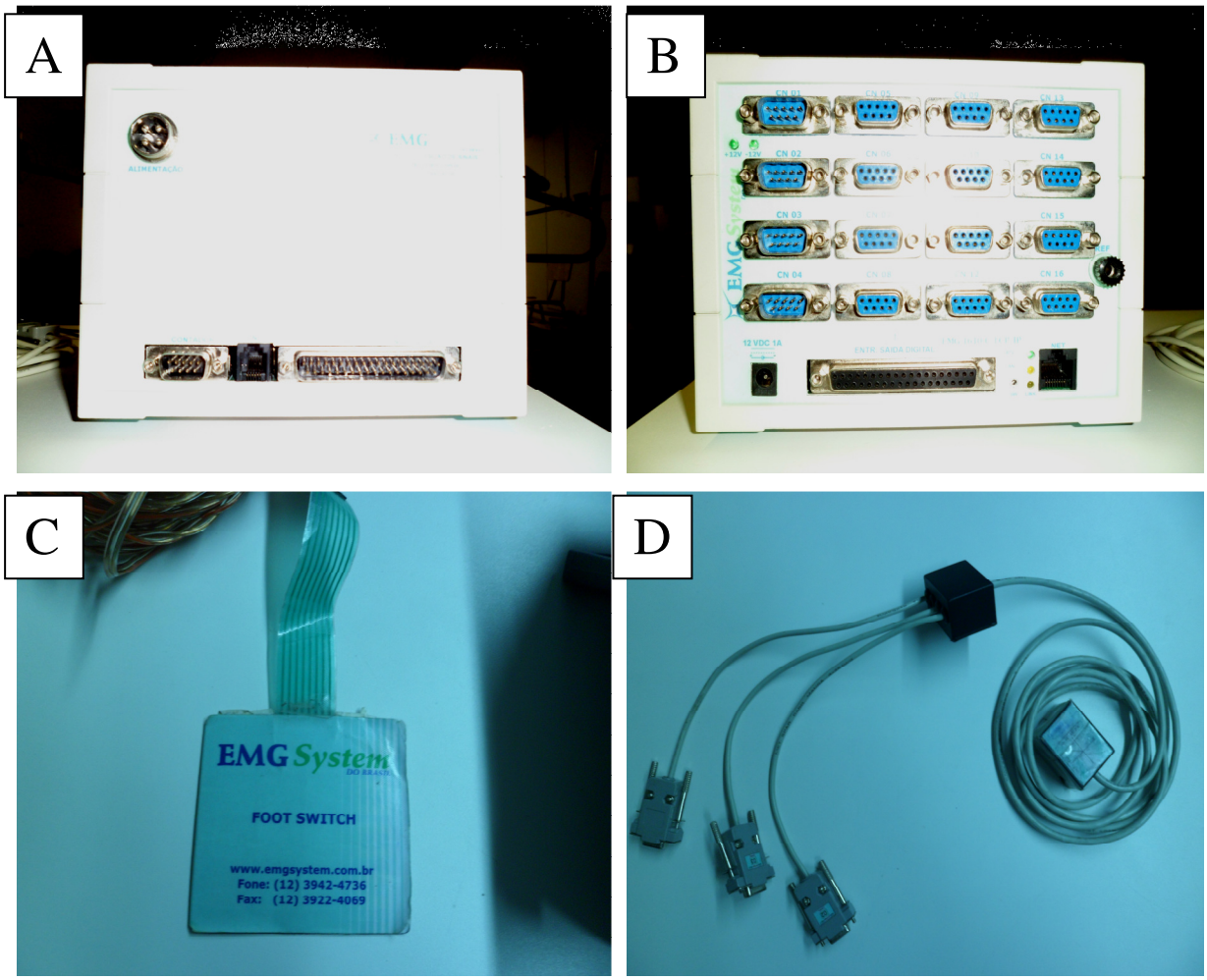


Figura 3: (A) Eletromiógrafo –vista frontal; (B) Eletromiógrafo – vista posterior; (C) *Footswitch;* (D) Acelerômetro.

3.4 Procedimentos

A sequência dos procedimentos está apresentada de forma sucinta na Figura 4. Para melhor entendimento, os procedimentos serão divididos em fases.

3.4.1 Fase 1 – Triagem

Foram recrutados os indivíduos com AVC de uma lista de espera da clínica de fisioterapia da USJT. Os indivíduos compareceram à triagem trazendo seus exames de imagem (ressonância magnética e/ou tomografia computadorizada) com o diagnóstico médico e foram submetidos a uma avaliação geral de saúde. Obtendo as classificações mínimas do MEEM e FAC e contemplando todos os critérios de inclusão descritos anteriormente, foi agendado o início das avaliações clínicas.

3.4.2 Fase 2: Avaliações Clínicas

Baseadas na CIF, as avaliações foram divididas em blocos ou níveis que interferem na funcionalidade do indivíduo. A CIF foi aprovada na Assembleia Mundial de Saúde em 2001. Antes dessa Assembleia, a condição de saúde dos indivíduos era considerada a sequência linear de uma doença. Com a introdução da CIF no processo de avaliação, esse conceito foi modificado por um modelo multidirecional, onde as condições funcionais do indivíduo dependem da doença, do ambiente físico e social, das percepções culturais e atitudes em relação à deficiência, da disponibilidade de serviços e da legislação (SALTER et al., 2005; FARIAS; BUCHALLA, 2005). A CIF identifica três níveis primários da funcionalidade humana. 1) Estruturas do corpo são funções fisiológicas dos sistemas, as partes anatômicas do corpo relacionadas à sua integridade e deficiência; 2) Atividade é execução de tarefas realizadas no dia-a-dia do indivíduo, relacionada à limitação ou incapacidade na realização dessas atividades; e 3) Participação é o envolvimento em situações sociais como trabalho, lazer, cultura, relacionado à restrição e/ou desvantagens da participação (SALTER et al.,

2005).

Foram aplicadas cinco escalas clínicas com diferentes objetivos para mensurar os efeitos do treino aeróbio nos três níveis de funcionalidade dos indivíduos. Para as estruturas do corpo, aplicou-se a avaliação sensório-motora (EFM); para o nível de atividades foram aplicados as escalas de equilíbrio de Berg, a escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA), caminhada de seis minutos (T6CM) e *Time up and go* (TUG); e para a participação, foram usadas a escala de qualidade de vida *Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey* (SF-36) (Tabela 2).

Tabela 2: Avaliações clínicas divididas em três níveis de funcionalidade do ser humano.

Estruturas do corpo (deficiência)	Atividades (incapacidades)	Participação (desvantagens)
Fulg-Meyer (EFM)	BERG EAPA T6CM TUG	SF36

Fonte: Salter et al., 2005

3.4.3 Fase 3: Avaliação Biomecânica do controle postural

Após as avaliações clínicas, foi realizada a avaliação biomecânica do controle postural. Para tal avaliação, foi analisada a EMG durante a realização de duas tarefas motoras: 1) flexão de 90° do ombro (FLX) não parético com uma carga adicional de 2kg (Figura 5) e 2) alcance funcional (ALC) onde a pessoa tocou um *footswitch* colocado sobre uma mesa com flexão de 45° do tronco e flexão do ombro não parético (Figura 6). Os movimentos foram auto-iniciados após emissão de um sinal sonoro e foram realizados na máxima velocidade possível para cada pessoa. Para a tarefa ALC, a pessoa tocou com a mão um sensor *footswitch* preso sobre a mesa para marcar o final do movimento.

Foram escolhidos cinco músculos: tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GAL), reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) do membro parético e não parético, e os músculos deltóide anterior (DA) e bíceps braquial (BB) do braço não-parético que realizou o movimento focal (MF). O acelerômetro foi colocado na parte dorsal da articulação radio-ulnar distal (punho) na execução das duas tarefas. As tarefas de FLX e ALC foram repetidas 10 vezes, num total de 20 movimentos com intervalo de 30 s entre cada um.

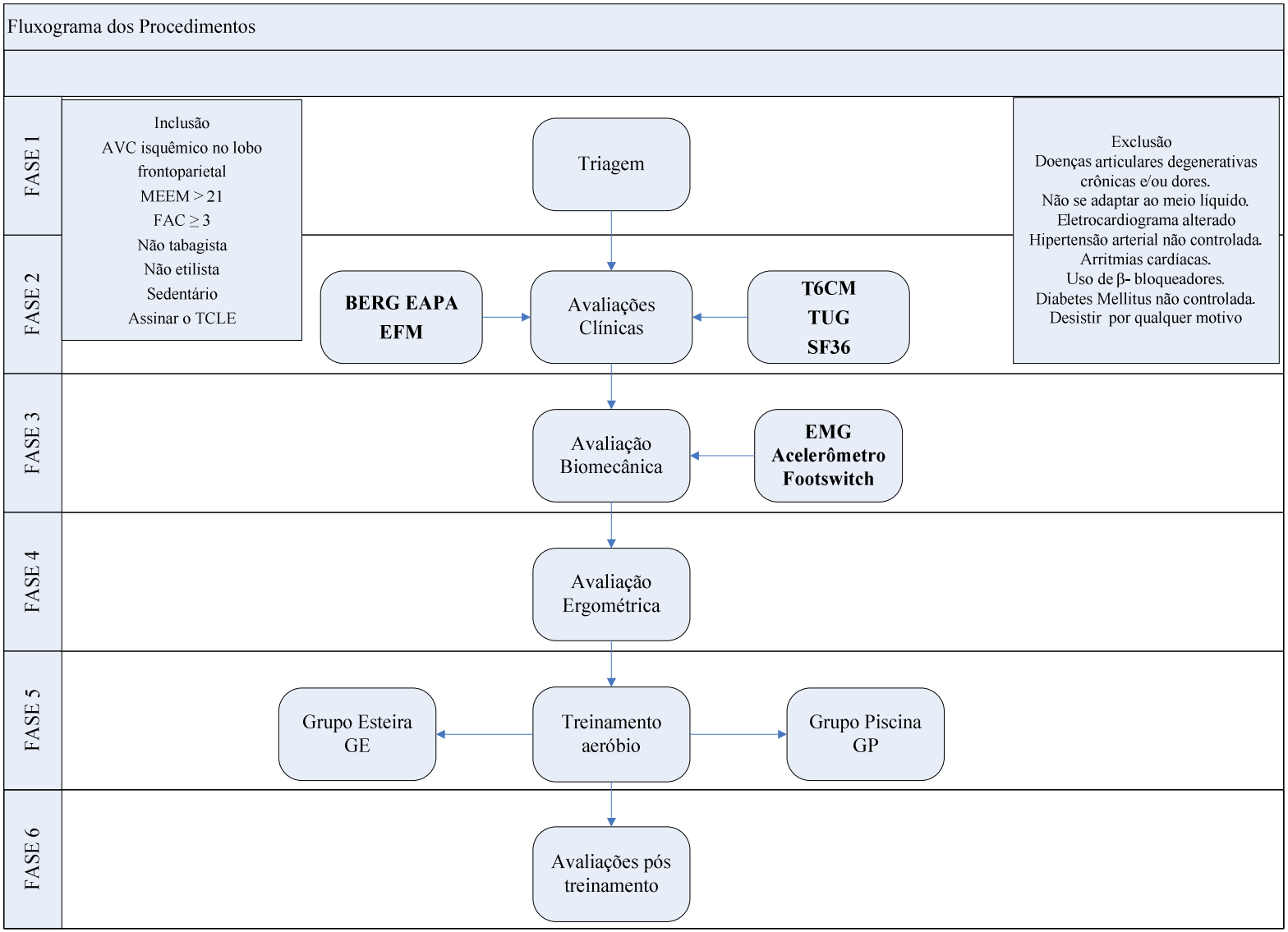


Figura 4- Fluxograma da sequência de procedimentos que serão realizados neste estudo.

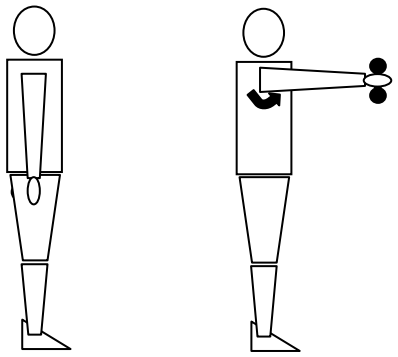


Figura 5- Tarefa motora de flexão do ombro (FLX) não parético com carga de 2 kg.

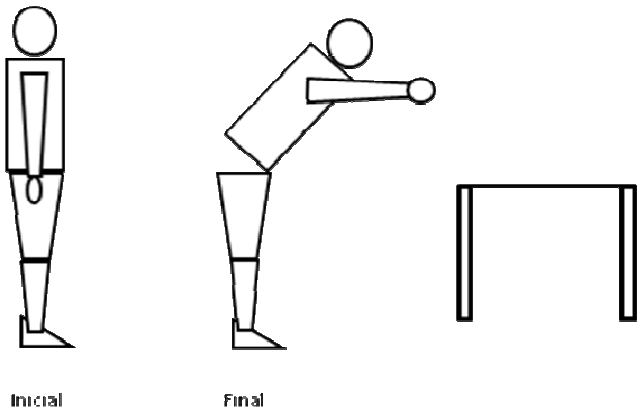


Figura 6- Tarefa motora de alcance funcional (ALC).

3.4.4 Fase 4: Teste de aptidão cardiorrespiratória

Foi realizado o teste de esforço submáximo seguindo protocolo de Naughton (Tabela 3). Este teste determinou a prescrição da intensidade do exercício durante o treinamento. O protocolo de Naughton é um protocolo escalonado e está indicado para indivíduos com limitações físicas, pois muda sua intensidade de forma gradativa sem modificações abruptas nas velocidades e inclinações (MENEGHELO et al., 2010).

No dia do teste, a pessoa ficou em repouso durante 15 minutos com a FC monitorada. Depois foi realizado o teste de esforço submáximo (85% da FC predita) em uma esteira rolante para a verificação da FC pico (ou FC máxima). A FC durante o teste foi monitorada por meio do eletrocardiograma (*Micromed*® e *software Wincardio*). A pressão arterial foi aferida a cada incremento de carga. O esforço percebido foi medido por meio da escala de percepção de BORG (ANEXO L). Ao final do teste, as pessoas permaneceram em repouso por 15 minutos, quando foram feitas novamente as medidas de PA. Os aparelhos usados para

a medida da PA foram inspecionados pelo INMETRO e estão calibrados. A PA foi avaliada pelo método auscultatório através do uso de esfignomanômetro aneróide de manguito (*Missouri*®) e estetoscópio para medida da PA.

Tabela 3: Descrição do protocolo de Naugthon para predição da freqüência cardíaca submáxima.

PROTOCOLO DE NAUGHTON			
	TEMPO (minuto)	VELOCIDADE (km/h)	INCLINAÇÃO (%)
1ª ETAPA	2	1,6	0
2ª ETAPA	2	3,2	0
3ª ETAPA	2	3,2	3,5
4ª ETAPA	2	3,2	7
5ª ETAPA	2	3,2	10,5
6ª ETAPA	2	3,2	14
7ª ETAPA	2	3,2	17,5
8ª ETAPA	2	3,2	20

Para evitar o risco cardiovascular, como um aumento abrupto de pressão e ocorrência de AVC, os pacientes não interromperam o uso de qualquer medicamento, além do teste realizado com os pacientes ser submáximo em esteira ergométrica. Segundo as diretrizes ACSM, os sujeitos participantes podem realizar o treinamento aeróbio desde que a pressão arterial sistólica (PAS) permaneça menor que 250 mmHg e diastólica (PAD) menor que 115 mmHg. No entanto, foi admitido que a PAS máxima dos sujeitos atingisse 180 mmHg e PAD máxima de 105 mmHg.

A avaliação ocorreu em intensidade submáxima, ou seja, até que 85% da FC máxima predita As mesmas recomendações foram seguidas no treinamento, diferindo apenas na intensidade do exercício que chegou a 60% do máximo avaliado.

3.4.5 Treinamento Aeróbio

Após as avaliações clínica, biomecânica e cardiorrespiratória, os sujeitos foram divididos em dois grupos aleatoriamente. Para tal foi feita uma lista com uma série de números aleatórios. Essa lista foi aplicada aos participantes à medida que eles passaram pelas avaliações. Os dois grupos foram colocados individualmente em envelopes. Os envelopes foram numerados. Assim, o número do participante foi sorteado e consecutivamente sortiou-se o grupo onde ele foi alocado. O treinamento foi realizado três vezes por semana durante

nove semanas, o que totalizará 27 sessões de treinamento aeróbio.

Foram formados dois grupos de treinamento aeróbio GP e GE: 1) GP consistiu na prática de marcha e/ou corrida estacionária com o uso de um flutuador abdominal durante 40 minutos (Figura 7). A PA foi aferida antes do início e ao término do treinamento. Durante o treino foram monitorados os níveis de FC, por meio de um frequencímetro (Polar® modelo RS 800 CXSD), e o nível de esforço (Escala de *Borg*) dos participantes para execução das tarefas na intensidade submáxima selecionada (níveis submáximos de FC medida no protocolo de Naugton). 2) GE consistiu na prática da marcha em esteira rolante (marcha estacionária em esteira rolante) durante 40 minutos. A FC e o nível de esforço foi monitorado durante todo o treinamento e a PA foi aferida antes do início e ao término do treinamento aeróbio. Para a segurança dos participantes, uma vez que eles possuem sequelas físicas devidas o AVC, havia uma cadeira de segurança presa com um mosquetão ao teto do laboratório (Figura 8).

Para o cálculo da FC de treino foi utilizado a equação de Karvonen (equação 1):

$$\mathbf{FC_{treino} = FC_{repouso} + \%\ de\ trabalho\ (FC_{máxima} - FC_{repouso})} \qquad \textbf{Equação 1}$$

Figura 7- Marcha estacionária com flutuadores na piscina terapêutica.

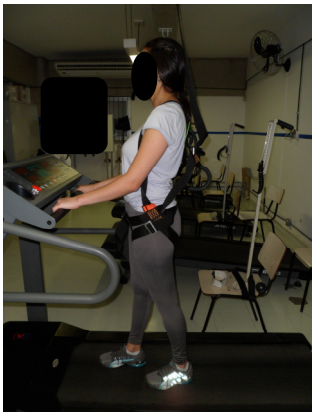


Figura 8- Marcha em esteira ergométrica com equipamento de segurança.

O programa de treinamento aeróbio foi aplicado com a intensidade submáxima que atenderam as seguintes etapas (Tabela 4).

Tabela 4: Especificações do protocolo de treinamento aeróbio para o grupo piscina e para o grupo esteira.

Fases	Período da intervenção	
	1ª semana (adaptação)	2ª a 9ª semana
Aquecimento	Tempo: 5 minutos Tarefa: caminhada FC treino: 40%	Tempo: 5 minutos Tarefa: caminhada FC treino: 40%
Treinamento	Tempo: 30 minutos Tarefa: marcha estacionária FC treino: 50%	Tempo: 30 minutos Tarefa: marcha estacionária FC treino: 60%
Desaquecimento	Tempo: 5 minutos Tarefa: caminhada FC treino: 40%	Tempo: 5 minutos Tarefa: caminhada FC treino: 40%

3.4.6 Avaliações pós-treinamento

Após as nove semanas de treinamento aeróbio, os participantes passaram por todas as avaliações clínicas e avaliação biomecânica seguindo os protocolos descritos anteriormente. Somente a avaliação de aptidão cardiorrespiratória não foi realizada, já que foi utilizada somente para a predição da FC máxima e a prescrição da intensidade do exercício.

3.5 Variáveis de análise

As variáveis analisadas são provenientes da avaliação biomecânica do controle postural e do conjunto de avaliações clínicas (Figura 9).

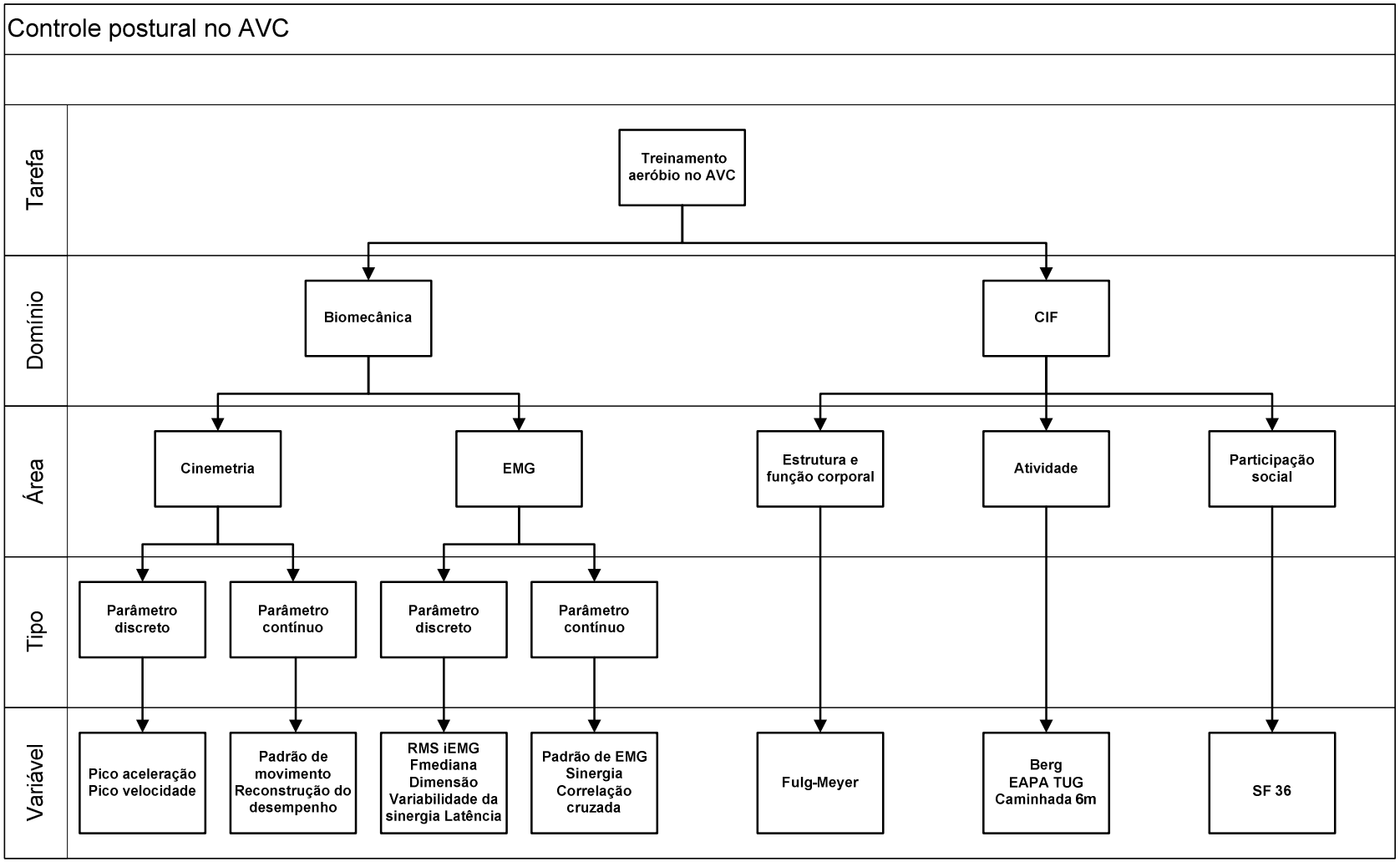


Figura 9- Varáveis biomecânicas e clínicas (baseada na classificação internacional de funcionalidade – CIF) analisadas neste estudo. EMG= eletromiografia; RMS = root mean square; iEMG= elemiografia integrada; DP= desvio padrão, EAPA= escala de avaliação postural em pacientes pós AVC, TUG= time up and go, SF36 = *Item Short Form Health Survey.*

3.5.1 Variáveis Biomecânicas

As variáveis analisadas foram as séries temporais da atividade EMG dos músculos selecionados e a aceleração do movimento de flexão de ombro. Na tarefa FLX, os tempos de início $t_{inicial}$ e final t_{final} do movimento do ombro foram indicados pela aceleração linear do ombro, obtida pelo acelerômetro. Durante a tarefa ALC o t_{final} foi o momento em que o participante tocou o footswitch sobre a mesa. A partir da EMG de cada músculo foi calculado o valor *Root Mean Square* (RMS) e o valor da integral do EMG (iEMG) para servirem como parâmetros de variabilidade e amplitude do sinal nas janelas de Pré-atividade, APA, APO e APC. Além dessas variáveis foi calculada a frequência mediana (FM) do sinal EMG para indicar possíveis mudanças na velocidade de condução do estímulo neural e no tipo de ação muscular e o envoltório linear para determinar o padrão de atividade elétrica muscular. A série temporal do EMG também foi recortada nos três Ajustes Posturais para análise posterior. As janelas temporais para o cálculo destes parâmetros foram [-400, -200] ms para a pré atividade; [$t_{inicial}$-200, $t_{inicial}$+50] ms para a fase de APA; [$t_{inicial}$+50, t_{final}] ms para a fase de APO; e [t_{final}, t_{final}+ 250] ms para a fase de APC.

A latência de cada músculo antes do início do movimento focal (MF) foi calculada. O início da atividade muscular foi considerada como a primeira atividade EMG antes do MF e que fosse três vezes maior que o sinal da linha de base mais 3 desvios-padrão do EMG medido na fase de pré-atividade.

Após o processamento dos sinais EMG e a determinação dos componentes principais, ou seja, das sinergias, foram calculadas as participações percentuais de cada componente na soma acumulada da variabilidade de todos os componentes principais. A dimensão do sistema foi calculada como número de mínimo de componentes principais necessários para que a soma da variância acumulada dos componentes seja igual ou maior a 75%. Todos esses parâmetros citados anteriormente foram calculados no APA, APO e APC.

Após a aplicação do modelo de regressão linear múltipla entre os componentes independentes e a aceleração linear do ombro, o resíduo da regressão foi determinado para a reconstrução do desempenho.

3.5.2 Variáveis clínicas

Foram selecionados seis instrumentos clínicos divididos nos 3 níveis relacionadas à CIF para a avaliação de diferentes variáveis clínicas nos sujeitos com sequelas crônica de AVC. Segundo a CIF a saúde é influenciada por inúmeras variáveis diferentes. No nível das estruturas corporais, foi avaliada a variável de comprometimento sensório-motor por meio da escala de *Fugl-Meyer*. Para o nível de atividade, foi avaliado o equilíbrio e o controle postural através da escala de equilíbrio de BERG e da EAPA, respectivamente, além da velocidade da marcha e da habilidade de se levantar, andar e se sentar em uma cadeira por meio da T6CM e TUG, respectivamente. O nível de participação foi contemplado pela variável qualidade de vida relacionada à saúde e representado pela escala SF36.

3.5.2.1 Classificação da relação variáveis funcionais e parâmetros da eletromiografia

Foi identificado se o número de parâmetros do EMG relacionados com os resultados de cada teste funcional mudou após o treinamento. Se esse número aumentou, foi dado o valor 1, se esse número diminuiu foi dado o valor -1 e se número foi igual, foi dado o valor 0. Essa análise foi feita para cada ajuste postural e teste funcional. Em seguida, esses valores foram somados para a obtenção do índice geral do treinamento . Se o índice geral é positivo, o efeito provocado pelo treinamento na relação entre os parâmetros do EMG e o teste funcional sugere que os resultados funcionais e a atividade muscular têm a mesma tendência de mudança; se o índice geral é negativo, essa relação indica a tendência inversa de mudança. Para cada teste foi calculado o subíndice que mostra o número de ajustes que mostraram alguma relação entre parâmetros do EMG e o teste funcional. Para esse subíndice, foi construída a escala 0 – nada, 33% fraco, 66% médio e 100% forte. Essa escala classifica a relação do teste funcional com os parâmetros do EMG ao longo dos três ajustes posturais. A mediana de todos os subíndices classifica a reunião de todos os testes.

3.6 Tratamento dos sinais

Os sinais EMG brutos tiveram a média removida, retificados e filtrados com o filtro

passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem de 200 Hz. Os sinais da aceleração e do *footswitch* foram filtrados com filtro passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem de 20 Hz. Assim, os sinais EMG, acelerômetro e *footswitch* ficaram prontos para a determinação dos parâmetros e índices no APA, APO e APC. Usamos a análise dos componentes principais (PCA) para a análise das séries temporais e a análise dos componentes independentes (ICA) para a extração de componentes independentes do sinal, que serviram como os elementos da sinergia.

3.6.1 Obtenção dos componentes principais e independentes

Com a determinação dos componentes principais (CP), também foi calculado quanto cada componente principal contribui para a variação total do conjunto por meio de seus autovalores. Após a determinação dos componentes independentes (CI), usamos a correlação cruzada com deslocamento temporal máximo de 50 ms para verificar a semelhança entre as séries temporais do EMG, do sinal do acelerômetro e componentes independentes. O conjunto dos componentes principais indicou a sinergia postural envolvida para a realização da tarefa motora. A transformação em componentes independentes serviu para garantir que os elementos da sinergia postural sejam estatisticamente independentes e representem comandos diferentes para a realização da tarefa.

O processamento de sinais brutos, determinação dos parâmetros e aplicação dos métodos de análise de séries temporais foram feitos por meio de rotinas elaborada no Matlab 6.5. As análises de variância foram realizadas por meio do *software* Statistica 5.1.

3.6.1.1 Determinação das variáveis independentes

Os passos a seguir foram adotados para calcular as variáveis independentes EMG-CI.

3.6.1.1.1 Passo 1

Os sinais brutos dos 12 canais do EMG_k (k={1, 2, . ,12}) foram filtrados, retificados e integrados. Em seguida, separados os dados nos intervalos do APA_j^n, APO_j^n e APC_j^n, para j = {1, 2, ., 12 músculos} para cada uma das 10 repetições do movimento.

3.6.1.1.2 Passo 2

Foi realizada a redução dimensional por meio da análise dos componentes principais (*principal components analysis*, PCA) e depois determinadas as variáveis independentes por meio da análise dos componentes independentes (*independent component analysis*, ICA).

Para cada APA_j^n, APO_j^n e APC_j^n foram calculados os autovalores e autovetores dos respectivos EMG_k por meio do PCA. Os cinco primeiros componentes principais CP1, CP2, CP3, CP4 e CP5 foram calculados. Em seguida, as variáveis independentes $EMG-CI_j^n$ foram calculadas a partir destes componentes principais por meio do ICA. Foram obtidos três tipos de $EMG-CI_j^n$: com duas, três e quatro dimensões, identificados respectivamente como $EMG-2CI_j^n$, $EMG-3CI_j^n$ e $EMG-4CI_j^n$.

3.6.1.1.3 Passo 3

Após a determinação das variáveis independentes $EMG-CI_j^n$, foi aplicada uma regressão linear múltipla para associar a matriz $EMG-CI_j^n$ e os valores da aceleração do vetor $ACELEROX_j^n$. Então, foi calculada a matriz de coeficientes da regressão linear $bEMG-CI_j^n$. Para avaliar a qualidade do uso deste modelo de regressão linear múltipla foram calculados os valores de resíduo, coeficiente de determinação R^2 e o nível de significância p.

3.6.1.1.4 Passo 4

Para comparação dos resultados obtidos no passo 3 entre as condições experimentais grupo (GP e GE) e fase (pré e pós) foi calculado o RMS do resíduo da regressão linear como variável representativa da intensidade do resíduo da regressão. Os valores RMS-resíduo de cada tentativa ao longo das condições experimentais foram comparados por meio de uma análise de variância.

3.7 Análise estatística

Após as coletas dos dados clínicos e biomecânicos nas fases, pré e pós treinamento, os resultados foram tabulados no *Excel* (2007) e foram utilizados os *softwares* estatísticos *SigmaPlot* (versão 12.0), *Statistica* (2009) e *Origin Pro8* (versão 8.0) e descritos em média, desvio padrão e erro padrão. Foi aplicada a análise de variância (ANOVA) de três fatores (grupo: GP e GE; fase: pré e pós, graus de liberdade: 2, 3 e 4 e lado: parético, não parético e músculos focais). Foi adotado nível de significância (α) igual a 5%, sendo consideradas diferenças significativas aquelas cujo resultado apresentou $p < 0,05$. No teste de hipóteses, verificamos se:

$H_{0\ (nula)}$: médias dos grupos, lado, fases ou graus de liberdade são iguais.

$H_{1(alternativa)}$: médias dos grupos, lado, fases ou graus de liberdade são diferentes.

Para estudar o comportamento das variáveis EMG em função das avaliações funcionais (TUG, BERG, EAPA, TC6, SF36 e EFM) e as fases do treinamento (pré e pós) e grupo (GE e GP) foi realizada regressão linear múltipla.

Foi obedecido o seguinte critério para o teste de hipóteses:

$H_{0\ (nula)}$: a regressão entre as variáveis funcionais e biomecânicas não é significativa.

$H_{1(alternativa)}$: a regressão entre as variáveis funcionais e biomecânicas é significativa.

4 RESULTADOS

Primeiramente realizou-se a caracterização da amostra para verificar a semelhança entre os grupos e para evitar o viés de uma possível diferença inicial entre eles. Para tal foi aplicado a ANOVA. A Tabela 5 apresenta a caracterização da amostra do estudo com as comparações de variáveis comuns aos dois grupos, sendo elas: idade, sexo, lado da lesão, pontuação da FAC, tempo de lesão, pontuação do MEEM e pontuação total de *Fugl-Meyer* (EFM). Não houve diferenças significativas entre os grupos.

Tabela 5: Média (desvio padrão) das comparações entre os grupos esteira (GE) e piscina (GP) para caracterização da amostra

Variável	GE (n=6)	GP (n=6)	Valor *p*
Idade (anos)	54,8 (7,7)	61,7 (10,0)	0,21
Sexo	5 F e 1 M	5 F e 1 M	
Lado da lesão	4 D e 2 E	4 E e 2 D	
Pontuação FAC	4 (0,63)	4,17 (0,75)	0,68
Tempo de lesão (meses)	56,6 (32,9)	67,6 (51,0)	0,66
Pontuação MEEM	24,17 (4,17)	24,50 (4,32)	0,89
Pontuação total EFM	144 (38,0)	140 (10,2)	0,80

4.1 Variáveis Clínicas

Neste capítulo são apresentados os resultados das análises clínicas após a aplicação da ANOVA para os fatores fase (pré e pós) e grupo (GE e GP).

4.1.1 Estrutura e função corporal

A avaliação do desempenho físico foi realizado por meio do instrumento (EFM) onde existem cinco estágios de comprometimento: função do membro superior e inferior, equilíbrio, sensibilidade, amplitude de movimento e dor (MAKI et al., 2006).

A Tabela 6 mostra a média e o desvio padrão da cada subteste da EFM: movimentação passiva, dor, sensibilidade, função motora do membro superior comprometido, coordenação e velocidade o membro superior comprometido, função motora do membro inferior

comprometido, coordenação e velocidade o membro inferior comprometido e equilíbrio, nas fases de pré e pós treinamento, para os grupos GP e GE.

Observou-se diferenças entre as fases pré e pós treinamento nas subescalas: função motora de membro inferior (MI) ($F_{(1,23)}$=5,0 p<0,05), coordenação e velocidade de MI ($F_{(1,23)}$=4,3 p<0,05) e equilíbrio ($F_{(1,23)}$=8,2 p<0,05). O teste *post hoc Tukey* mostrou que para os três componentes houve maior escore na fase pós treinamento (p≤ 0,05). Houve efeito da interação grupo x fase de treinamento apenas na subescala movimentação passiva ($F_{(1,23)}$=4,6 p<0,05). Não houve efeito do grupo nessas três subescalas.

Tabela 6: Média (desvio padrão) da comparação estatística entre fases (pré e pós) e grupo (GP e GE) da escala de avaliação *Fugl-Meyer* (EFM), *p <0,05.

	GP		GE		Fase	Grupo	Interação
Comprometimento sensório-motor (Escala de *Fulg-Meyer*)	**Pré**	**Pós**	**Pré**	**Pós**	***p*** [1]	***p*** [2]	***p*** [3]
Movimentação Passiva	34,20 (4,45)	38,33 (6,47)	39,17 (1,72)	34,67 (5,57)	0,74	0,92	**0,04***
Dor	33 (12,17)	33,67 (12,85)	30,17 (14,82)	31,83 (5,88)	0,63	0,81	0,91
Sensibilidade	21,80 (2,40)	21,50 (2,74)	19,83 (3,66)	19,33 (3,33)	0,11	0,75	0,93
Função motora de MS	27,80 (12,77)	35,5 (17,35)	22,83 (20,15)	27 (20,90)	0,43	0,37	0,81
Coordenação e velocidade de MS	2,40 (2,06)	2,33 (2,58)	3,0 (2,0)	3,33 (1,75)	0,87	0,36	0,82
Função motora de MI	10,67 (3,76)	17,83 (4,57)	16,67 (5,01)	19,67 (5,09)	**0,03***	0,09	0,36
Coordenação e velocidade de MI	2,17 (1,33)	3,50 (1,05)	3,67 (1,03)	4,0 (1,26)	**0,05***	0,09	0,31
Equilíbrio	7,40 (2,06)	9,67 (1,97)	8,67 (1,75)	10,5 (1,05)	**0,01***	0,15	0,76

4.1.2 Atividade

No nível da atividade corporal, foram utilizados quatro avaliações com diferentes objetivos: *time up and go*, que avaliou a agilidade do sujeito em se levantar de uma cadeira e andar, escala de equilíbrio de Berg, que avaliou o equilíbrio, teste de caminhada de seis minutos que analisa capacidade funcional e velocidade de marcha e escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC que avalia o controle postural de pessoas que tiveram AVC. Na Tabela 7, são apresentados os valores de média, desvio padrão e o valor *p* das comparações entre as fases e grupos da agilidade, equilíbrio, velocidade de marcha e controle postural. Para a variável agilidade, foi encontrada diferença apenas entre as fases pré e pós treinamento ($F_{(1,23)}$=4,1 p<0,05). O mesmo resultado foi observado para a variável equilíbrio ($F_{(1,23)}$=12,2 p<0,05). O teste *post hoc Tukey* mostrou que para os dois testes houve maior escore na fase de pós treinamento (p≤ 0,02). A velocidade da marcha e o controle postural não

sofreram efeito de qualquer fator.

Tabela 7: Média (desvio padrão) das escalas de avaliação da atividade corporal durante as fases pré e pós treinamento e para os grupos piscina (GP) e esteira (GE), *p<0,05.

	GP		GE		Fase	Grupo	Interação
Variáveis analisadas	**Pré**	**Pós**	**Pré**	**Pós**	***p*** [1]	***p*** [2]	***p*** [3]
Agilidade (TUG)	26,67 (14,56)	13,03 (7,52)	19,00 (2,37)	16,67 (1,86)	**0,02***	0,50	0,11
Equilíbrio (BERG)	41,67 (6,38)	49,17 (4,31)	42,33 (4,55)	48 (4,31)	**0,00***	0,80	0,63
Velocidade de marcha (TC6)	217,1 (40)	270,8 (32)	249,6 (25,0)	277,9 (24)	0,33	0,63	0,76
Controle Postural (EAPA)	30,5 (2,07)	32,00 (3,10)	31,17 (2,64)	32,67(1,37)	0,13	0,50	1,00

4.1.3 Participação

Para a avaliação da qualidade, foi utilizado o instrumento *Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey* (SF-36). Na Tabela 8, são apresentados os valores de média, desvio padrão e o valor p das comparações entre as fases e grupos da variável qualidade de vida relacionada à saúde por meio da SF-36. Os domínios capacidade funcional ($F_{(1,23)}$=4,8 p<0,05), aspecto emocional ($F_{(1,23)}$=6,1 p<0,05), estado geral da saúde ($F_{(1,23)}$=5,5 p<0,05) e aspecto físico ($F_{(1,23)}$=5,4 p<0,05) sofreram efeito da fase de treinamento. O teste *post hoc Tukey* mostrou que para os quatro domínios o maior escore ocorreu na fase de pós treinamento (p≤ 0,04). Os domínios dor, vitalidade, aspecto social e saúde mental não sofreram efeito de qualquer fator. O domínio aspecto físico foi afetado pelo grupo ($F_{(1,23)}$=7,0 p<0,05), onde o GP mostrou maior escore que o GE (p=0,01).

Tabela 8: Média (desvio padrão) dos escores das dimensões do teste SF-36 de qualidade de vida, para as fases pré e pós treinamento e os grupos piscina e esteira (GP e GE).

	GP		GE		Fase	Grupo	Interação
Qualidade de vida relacionada á saúde (SF-36)	**Pré**	**Pós**	**Pré**	**Pós**	***p*** [1]	***p*** [2]	***p*** [3]
Dor	41,50 (28,93)	63,17 (22,19)	56,5 (30,44)	53,33 (14,91)	0,37	0,80	0,23
Vitalidade	48,33 (25,23)	65 (17,89)	54,17 (21,54)	64,17 (24,98)	0,16	0,78	0,72
Aspecto social	52 (25,57)	81,17 (29,29)	72,92 (22,94)	79,17 (24,58)	0,10	0,37	0,28
Saúde mental	41,33 (34,47)	65,33 (23,14)	66 (21,28)	79,33 (24,19)	0,09	0,08	0,62
Capacidade funcional	23,33 (22,06)	47,50 (25,45)	43,33 (12,91)	55,83 (19,34)	**0,04***	0,10	0,49
Aspecto emocional	38,83 (49,07)	72,20 (44,31)	27,77 (38,97)	61,10 (44,31)	**0,02***	0,20	0,47
Estado geral da saúde	66 (26,36)	85 (11,58)	62,67 (8,12)	75 (12,96)	**0,02***	0,32	0,62
Aspecto físico	37,5 (37,91)	91,67 (12,91)	25 (38,73)	33,33 (34,16)	**0,03***	**0,01***	0,10

4.2 Variáveis Biomecânicas

Nesta sessão, são apresentados os resultados das análises estatísticas (ANOVA) realizadas nos parâmetros biomecânicos. Os dados foram separados para as tarefas alcance funcional e flexão de ombro.

4.2.1 Controle do movimento e postural na tarefa de alcance funcional

4.2.1.1 Mecanismos do controle muscular durante a tarefa alcance funcional

Foi usada a ANOVA de três fatores para cada ajuste postural para avaliar a intensidade da atividade muscular na tarefa de alcance funcional. A intensidade da atividade muscular iEMG (Tabela 9) sofreu o efeito do lado (APA, APO e APC: $F_{(2,2627)}>6$ $p<0,001$), fase (APO e APC: $F_{(1,2627)}>16$ $p<0,001$) e grupo (APC: $F_{(1,2627)=}$ 9 $p=0,003$). Em todos os ajustes, houve efeito da interação entre a fase e o grupo. O teste *post hoc Tukey* mostrou que o iEMG foi maior no lado não parético (APA $p<0,001$), seguido do lado parético (APO $p=0,01$) ou nos músculos focais (APC $p<0,001$), na fase pré treinamento (APO e APC $p<0,001$) e GE (APC $p=0,003$).

A latência muscular foi analisada por meio de ANOVA de três fatores. A latência

(Tabela 10) sofreu o efeito do lado ($F_{(2,2627)}$=66,6 p<0,001) e fase ($F_{(1,2627)}$= 21,3 p<0,001). O teste *post hoc Tukey* mostrou que a ordem decrescente da latência foi do músculo focal, lado não parético e parético, respectivamente, e menor no pós treinamento (p<0,001).

Foi usada a ANOVA de três fatores para cada ajuste postural para avaliar a variabilidade da intensidade (RMS do sinal EMG) da atividade muscular (Tabela 11). A variabilidade do EMG sofreu efeito do lado (APA, APO e APC: $F_{(2,2627)}$>15 p<0,001), grupo (APO e APC: $F_{(2,2627)}$>6 p<0,009) e fase (APO e APC: $F_{(2,2627)}$>20 p<0,001). O teste *post hoc Tukey* mostrou que os músculos não paréticos apresentam a maior variabilidade em comparação aos músculos paréticos e focais, (APA p<0,001), a variabilidade foi maior no GE e na fase pré treinamento (APO e APC p<0,001).

A outra variável analisada durante a tarefa alcance foi FM do EMG (Tabela 12). Foi usada a ANOVA de três fatores para cada ajuste postural para a avaliação da FM. A FM sofreu efeito do lado (APA, APO e APC: $F_{(2,2627)}$>3 p<0,03), fase (APO, APO e APC: $F_{(1,2627)}$=6 p<0,01) e grupo (APC: $F_{(1,2627)}$=11,5 p<0,001). O teste *post hoc Tukey* mostrou que a FM é maior nos músculos focais (APO) e não paréticos (APA e APC), no pré treinamento (APA e APC), e pós treinamento (APO) e no GE (APC).

Os parâmetros do EMG (iEMG, RMS e FM) sofreram efeito da interação fase e grupo ($F_{(1, 2627)}$>5 p<0,01), em todos os ajustes (Figura 10). Após o treinamento, todos os parâmetros do EMG aumentaram no GP e diminuíram no GE.

Tabela 9: Média e erro padrão do sinal eletromiográfico integrado durante os ajustes posturais e a pré atividade para a tarefa de alcance funcional (ALC).

ALC		PRE (u.a.)	APA (u.a.)	APO (u.a.)	APC (u.a.)
Grupo	GE	0,001±0,00005	0,002±0,0001	0,01±0,0005	0,006±0,0004
	GP	0,001±0,00006	0,003±0,0001	0,009±0,0006	0,005±0,0004
Lado	Parético	0,0009±0,00006	0,002±0,0001	0,008±0,0006	0,004±0,0004
	Não parético	0,001±0,00006	0,003±0,0001	0,01±0,0006	0,004±0,0004
	Músculos Focais	0,0008±0,00009	0,002±0,0002	0,01±0,0009	0,009±0,0007
Fase	Pré	0,001±0,00005	0,003±0,0001	0,01±0,0005	0,007±0,0004
	Pós	0,001±0,00006	0,002±0,0001	0,008±0,0006	0,004±0,0004

Tabela 10: Média e erro padrão da latência da atividade muscular para os fatores lado, grupo e fase.

	Lado			Grupo		Fase*	
	Parético	Não Parético	Músculos Focais	GE	GP	Pré	Pós
Latência (ms)	9,4±1,8	16,8±1,8	48,7±2,9	28,8±1,7	21,0±1,9	30,9±1,7	18,9±1,9

Tabela 11: Média e erro padrão da variabilidade do sinal eletromiográfico (RMS) durante os ajustes posturais e a pré atividade para a tarefa de alcance funcional (ALC)

ALC		PRE (u.a.)	APA (u.a.)	APO (u.a.)	APC (u.a.)
Grupo	GE	0,01±0,0006	0,01±0,0007	0,02±0,0009	0,02±0,001
	GP	0,01±0,0007	0,01±0,0008	0,01±0,001	0,01±0,001
Lado	Parético	0,01±0,0006	0,01±0,0007	0,01±0,0009	0,01±0,001
	Não parético	0,01±0,0006	0,01±0,0007	0,02±0,0009	0,01±0,001
	Músculos Focais	0,009±0,001	0,01±0,001	0,02±0,001	0,03±0,002
Fase	Pré	0,01±0,0006	0,01±0,0007	0,02±0,0009	0,02±0,001
	Pós	0,01±0,0007	0,01±0,0008	0,01±0,001	0,01±0,001

Tabela 12: Média e erro padrão da FM do sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de alcance funcional (ALC) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP).

ALC		PRE (Hz)	APA (Hz)	APO (Hz)	APC (Hz)
Grupo	GE	69,6±0,7	69,9±0,7	65,7±0,8	67,5±0,7
	GP	68,8±0,8	69,5±0,8	64,4±0,9	63,6±0,8
Lado	Parético	69,6±0,8	70,2±0,7	63,1±0,8	67,6±0,8
	Não parético	73,6±0,8	74,2±0,7	64,8±0,8	69,2±0,8
	Músculos Focais	64,5±1,3	64,7±1,2	67,2±1,3	59,8±1,2
Fase	Pré	70,±0,7	70,9±0,7	61,4±0,8	64,0±0,8
	Pós	68,5±0,8	68,6±0,8	68,6±0,8	67,0±0,7

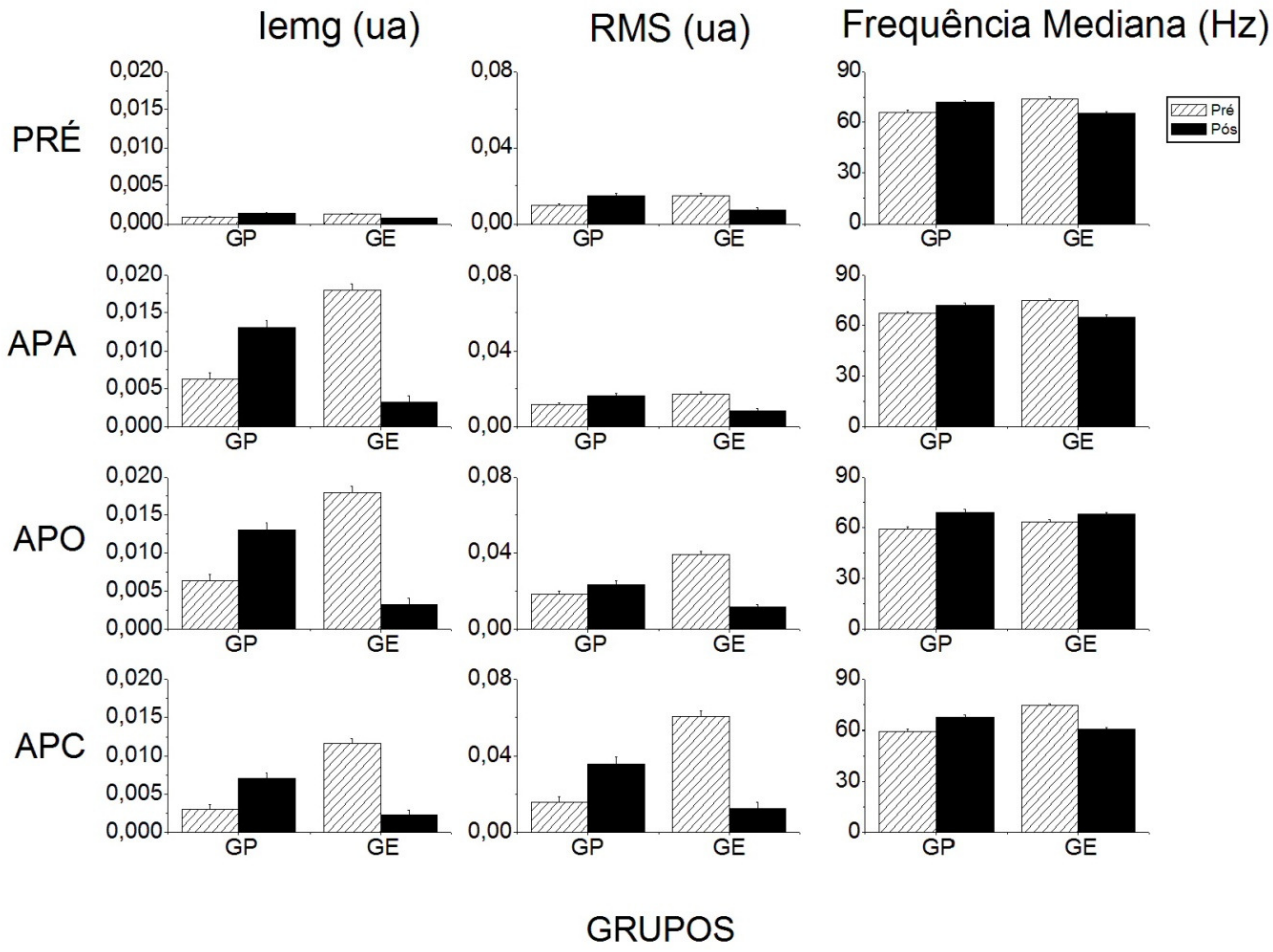


Figura 10: Média e erro padrão durante a pré atividade, ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural *online* (APO) e ajuste postural compensatório (APC), durante as fases de pré e pós treinamento para os grupos piscina (GP) e esteira (GE) (p<0,01) durante a atividade de alcance funcional (ALC).

4.2.1.2 Análise cinemática do movimento durante o movimento de alcance funcional

A aceleração e a velocidade do punho (Tabela 13) foram analisadas durante o movimento focal nos ajustes e comparadas entre as fases e grupos. A aceleração ($F_{(1,2180)}$=6,6 p=0,01) e a velocidade ($F_{(1,2180)}$=6,6 p=0,01) no APO sofreram o efeito da fase. O teste *post hoc Tukey* mostrou que a aceleração e velocidade transversais do punho aumentaram no pós treinamento. Para APA e APC, não houve efeito desses fatores.

Tabela 13: Média e erro padrão da velocidade e aceleração médias durante o movimento de alcance funcional nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nas fases de treinamento dos grupos Esteira (GE) e piscina (GP).

		Aceleração (g)			Velocidade (g^{-1})		
Alcance		**APA**	**APO**	**APC**	**APA**	**APO**	**APC**
Grupo	**GE**	2,64±0,004	1,5±0,07	2,8±0,005	0,6±0,001	1,5±0,07	0,7±0,001
	GP	2,65±0,004	1,3±0,06	2,8±0,004	0,6±0,001	1,3±0,06	0,7±0,001
Fase	**Pré**	2,61±0,004	1,4±0,07	2,8±0,005	0,6±0,001	1,4±0,06	0,7±0,001
	Pós	2,61±0,004	1,3±0,06	2,8±0,004	0,6±0,001	1,4±0,07	0,7±0,001

4.2.1.3 Ação das sinergias posturais durante o movimento de alcance funcional

As médias e erros padrões das variâncias explicadas dos quatro primeiros componentes principais estão na Tabela 14 e foram analisadas por meio de ANOVA de dois fatores. No APA, o CP2 e CP4 foram afetados pela fase ($F_{(1,2180)}>4$ $p\leq 0,04$) e grupo ($F_{(1,2180)}>4$ $p\leq 0,02$). O teste *post hoc Tukey* mostrou que a variância explicada do CP2 foi maior no pós treinamento (p=0,04) e GE (p=0,02) e a variância explicada do CP4 foi maior no pós treinamento (p=0,04) e GP (p<0,001). No APO, houve o efeito da fase ($F_{(1,2180)}>7$ $p<0,006$) e grupo ($F_{(1,2180)}>4$ $p<0,003$) em todos os CP. O teste *post hoc Tukey* mostrou que a variância explicada pelo CP1 foi maior no pós treinamento (p<0,001) e GP (p<0,001). Para os outros CP, a variância explicada foi maior no pré treinamento (p<0,001) e GE (p<0,003). No APC, houve o efeito da fase ($F_{(1,2180)}>5,4$ $p< 0,02$) e grupo ($F_{(1,2180)}>7$ $p<0,009$) para o CP3. O teste *post hoc Tukey* mostrou que a variância explicada pelo CP3 foi maior no pós treinamento (p=0,008) e GE (p<0,001).

Tabela 14: Média e erro padrão da participação percentual na variância contabilizada dos quatro primeiros componentes principais (CP) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante a tarefa de alcance funcional (ALC) dos grupos esteira (GE) e piscina (GP).

	Alcance	Fase		Grupo	
		Pré	Pós	GE	GP
APA	CP1 (%)	99,96±0,001	99,96±0,001	99,96±0,001	99,96±0,001
	CP2 (%)	0,02±0,0007	0,02±0,0007	0,02±0,0007	0,02±0,0007
	CP3 (%)	0,004±0,0004	0,004±0,0005	0,004±0,0004	0,005±0,0005
	CP4 (%)	0,002±0,0004	0,002±0,0002	0,001±0,0002	0,002±0,0002
APO	CP1 (%)	99,96±0,001	99,96±0,001	99,96±0,001	99,96±0,001
	CP2 (%)	0,02±0,0007	0,02±0,0007	0,02±0,0007	0,02±0,0007
	CP3 (%)	0,004±0,0004	0,004±0,0005	0,004±0,0004	0,005±0,0005
	CP4 (%)	0,001±0,0002	0,002±0,0002	0,001±0,0002	0,002±0,0002
APC	CP1 (%)	92,45±0,1	92,23±0,1	92,38±0,1	92,38±0,1
	CP2 (%)	7,41±0,1	7,69±0,1	7,48±0,1	7,63±0,1
	CP3 (%)	0,09±0,01	0,04±0,01	0,10±0,01	0,03±0,01
	CP4 (%)	0,01±0,001	0,01±0,002	0,01±0,001	0,01±0,002

4.2.1.3.1 Organização das sinergias no controle postural durante o movimento de alcance funcional

O resíduo normalizado da regressão linear multivariada entre os componentes independentes e o movimento focal, no APA, está na Tabela 15. No APA, o resíduo normalizado da regressão linear multivariada com dois, três e quatro dimensões sofreu efeito da fase ($F_{(1,2184)}>8,0$ $p<0,005$) no CI1 e do grupo ($F_{(1,2184)}>4,1$ $p=0,04$), com três dimensões para o CI1, e com quatro dimensões para os CI3 e CI4. O teste *post hoc Tukey* mostrou que o maior resíduo ocorreu na fase pós ($p<0,005$) e no GE ($p<0,04$). No APO, o resíduo normalizado da regressão linear multivariada com duas, três e quatro dimensões sofreu o efeito da fase (CI1 e CI4 $F_{(1,2184)}>5$ $p<0,02$) e grupo (CI1 $F_{(1,2184)}>4$ $p<0,03$). O resíduo foi maior no pré treinamento (CI1 $p<0,001$), pós treinamento (CI4 $p=0,02$) e GE ($p<0,03$). Ocorreu o efeito do grupo com quatro dimensões para o CI3 ($F_{(1,2184)}=10,4$ $p=0,001$), onde o maior resíduo ocorreu no GP ($p=0,02$). No APC, o resíduo normalizado da regressão linear multivariada sofreu o efeito da fase somente com quatro dimensões para o CI3 ($F_{(1,2184)}=6,7$ $p=0,01$). O teste *post hoc Tukey* mostrou que o maior resíduo ocorreu na fase pós treinamento ($p=0,01$).

Tabela 15: Média e erro padrão do resíduo normalizado da regressão linear multivariada entre os componentes independentes e o movimento focal durante o APA, nas fases pré e pós treinamento e para os grupos esteira (GE) e piscina (GP) com dois (GL2), três (GL3) e quatro (GL4) graus de liberdade.

Alcance			Fase		Grupo	
			Pré	Pós	GE	GP
APA	GL2	CI1	1,72±0,01	1,70± 0,01	1,73± 0,01	1,69± 0,01
		CI2	2,05±0,03	2,29±0,04	2,19±0,03	2,15±0,03
	GL3	CI1	1,78± 0,01	1,75± 0,01	1,81± 0,01	1,72± 0,01
		CI2	2,12±0,04	2,29± 0,04	2,21± 0,04	2,20± 0,04
		CI3	1,97±0,02	2,00±0,03	2,01±0,02	1,96±0,03
	GL4	CI1	1,84±0,02	1,78±0,02	1,84±0,02	1,78±0,02
		CI2	2,15±0,04	2,33±0,04	2,24±0,04	2,25±0,04
		CI3	2,00±0,03	2,03±0,03	2,07±0,03	1,96±0,03
		CI4	1,93±0,02	1,91±0,02	1,95±0,02	1,89±0,02
APO	GL2	CI1	1,84±0,02	1,69± 0,03	1,81± 0,02	1,71± 0,03
		CI2	1,97±0,03	1,91±0,03	1,89±0,03	1,99±0,03
	GL3	CI1	1,91± 0,03	1,73± 0,03	1,88± 0,03	1,77± 0,03
		CI2	2,07±0,03	1,97± 0,03	1,99± 0,023	2,05± 0,03
		CI3	2,01±0,02	2,05±0,03	2,01±0,02	2,05±0,03
	GL4	CI1	1,96±0,03	1,74±0,03	1,91±0,03	1,80±0,03
		CI2	2,09±0,03	2,09±0,04	2,11±0,03	2,06±0,04
		CI3	2,13±0,04	2,16±0,04	2,04±0,04	2,25±0,04
		CI4	2,12±0,03	2,26±0,04	2,20±0,03	2,18±0,04
APC	GL2	CI1	1,84±0,01	1,84± 0,01	1,85± 0,01	1,83± 0,01
		CI2	1,86±0,02	1,85±0,02	1,86±0,02	1,86±0,02
	GL3	CI1	1,90± 0,01	1,94± 0,01	1,93± 0,01	1,94± 0,01
		CI2	2,01±0,01	2,02± 0,03	1,98± 0,03	2,04± 0,03
		CI3	1,80±0,01	1,80±0,02	1,81±0,01	1,80±0,01
	GL4	CI1	1,98±0,01	2,00±0,02	1,98±0,01	2,00±0,02
		CI2	2,07±0,03	2,12±0,03	2,07±0,03	2,12±0,03
		CI3	1,91±0,03	2,03±0,03	1,99±0,03	1,95±0,03
		CI4	1,86±0,01	1,82±0,01	1,87±0,01	1,81±0,01

4.2.1.3.2 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de alcance funcional

A Tabela 16 mostra a média e o erro padrão da variabilidade boa e ruim e o efeito da fase, grupo e dos graus de liberdade nos ajustes posturais (APA, APO e ACP) na tarefa de alcance (ALC). Houve efeito do grupo na variabilidade boa no APC ($F_{(1,2381)}$=22,5 p<0,001). O teste *post hoc Tukey* mostrou que o GE apresentou maior variabilidade boa.

Tabela 16: Média e erro padrão das variabilidades boa e ruim nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC), para as fases pré e pós treinamento, grupos esteira e piscina (GE e GP) e graus de liberdade (2, 3, 4) durante o movimento de alcance funcional (ALC)

ALC	Variabilidade	Boa			Ruim		
		APA	APO	ACP	APA	APO	ACP
Grupo	GE	0,94±0,0002	0,93±20,6	2,99±2,2	2,27±3,2	2,39±3,5	2,39±3,7
	GP	0,94±0,0003	0,93±23,2	1,40±2,4	2,34±3,6	2,33±3,9	2,49±4,1
Fase	Pré	0,94±0,0002	0,93±20,7	2,17±2,2	2,29±3,2	2,36±3,5	2,39±3,7
	Pós	0,94±0,0003	0,93±23,1	2,22±2,4	2,32±3,6	2,36±3,9	2,49±4,1
Graus de liberdade	2	0,94±0,0003	0,93±26,9	1,96±2,8	2,33±4,2	2,31±4,5	2,47±4,8
	3	0,94±0,0003	0,94±26,9	2,36±2,8	2,27±4,2	2,36±4,5	2,38±4,8
	4	0,94±0,0003	0,93±26,9	2,27±2,8	2,32±4,2	2,41±4,5	2,47±4,8

4.2.1.4 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de alcance funcional

Foi feita a regressão múltipla entre os resultados das escalas clínicas (TUG, BERG EAPA, TC6, SF36 e EFM) e as variáveis biomecânicas (iEMG, RMS e FM) durante o APA, ACP e APO.

4.2.1.4.1 Time up and Go (TUG)

O TUG é um teste que avalia o equilíbrio na postura sentada, transferências de sentado para em pé, estabilidade na deambulação e mudanças no curso da marcha. A Tabela 17 mostra os valores de significância *p* do modelo de regressão linear entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o teste TUG durante a tarefa de alcance durantes os ajustes posturais. No APA, os comportamentos entre parâmetros e TUG foram diferentes após o treinamento, GE manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, FM) e GP aumentou os parâmetros (pré: FM; pós: FM, iEMG, RMS). No APO, os comportamentos entre parâmetros e TUG foram diferentes após o treinamento, GE manteve o número de parâmetros (pré: FM, RMS; pós: iEMG, RMS) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: iEMG, FM; pós: RMS, iEMG, FM). No ACP, os comportamentos entre parâmetros e TUG foram iguais após o treinamento, GE (pré: nada; pós, FM) e GP (pré: iEMG, FM; pós: RMS, iEMG, FM) aumentaram o número de parâmetros.

Tabela 17: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de TUG durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,01**	0,06	**0,01**	pré	GE
	0,91	0,54	**0,00**	pré	GP
	0,00	0,50	**0,04**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,00**	0,43	**0,00**	pré	GE
	0,44	**0,00**	**0,00**	pré	GP
	0,00	**0,00**	0,94	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
ACP	0,76	0,93	0,14	pré	GE
	0,58	0,61	0,32	pré	GP
	0,83	0,75	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

4.2.1.4.2 Escala de Equilíbrio Berg (BERG)

A Tabela 18 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o teste BERG durante o teste de alcance. No APA, não houve o mesmo comportamento de variáveis biomecânicas e teste BERG após o treinamento; o GE manteve o número de parâmetros associados (pré e pós, RMS e FM) e o GP aumentou o número de parâmetros (pré, FM, pós, RMS, iEMG e FM). No APO, não houve o mesmo comportamento de variáveis biomecânicas e teste BERG após o treinamento; o GE manteve o mesmo número de parâmetros associados (pré, RMS e FM, pós, RMS e iEMG) e GP aumentou o número de parâmetros após a treinamento (pré, nenhum, pós, RMS, iEMG e FM). No APC, houve o mesmo comportamento de variáveis biomecânicas e teste BERG após o treinamento; o GE e GP aumentaram o número de parâmetros (GE: pré, FM, e pós, iEMG e FM; GP: pré, RMS e FM, e pós, RMS, iEMG, FM).

Tabela 18: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de BERG durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,02**	0,09	**0,00**	pré	GE
	0,75	0,76	**0,00**	pré	GP
	0,01	0,96	**0,03**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,01**	0,86	**0,00**	pré	GE
	0,32	0,86	0,09	pré	GP
	0,00	**0,00**	0,63	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
ACP	0,36	0,24	**0,00**	pré	GE
	0,04	0,09	**0,00**	pré	GP
	0,14	**0,05**	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

4.2.1.4.3 Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA)

A Tabela 19 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG, FM) e o teste EAPA no movimento de alcance. No APA, os comportamentos foram opostos entre parâmetros e o EAPA; GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: RMS) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos foram diferentes entre parâmetros e EAPA; GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG) e GP aumentou o número de parâmetros depois do treinamento (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos foram diferentes entre parâmetros e EAPA; GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré e pós, FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM).

Tabela 19: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste da EAPA durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	P iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,02**	**0,00**	pré	GE
	0,86	0,48	**0,00**	pré	GP
	0,01	0,74	0,08	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,00**	0,40	**0,00**	pré	GE
	0,40	0,64	**0,03**	pré	GP
	0,00	**0,00**	0,70	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
ACP	0,96	0,72	**0,00**	pré	GE
	0,11	0,21	**0,00**	pré	GP
	0,20	0,10	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

4.2.1.4.4 Teste de caminhada de seis minutos (TC6M)

A Tabela 20 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG, FM) e o teste TC6 durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos foram opostos entre os parâmetros e o teste TC6, o GE reduziu o número de parâmetros após o tratamento (pré: RMS, FM, pós: FM) o GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos foram diferentes entre os parâmetros e o teste TC6; o GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG) e o GP aumentou o número de parâmetros (pré: iEMG, FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, foram opostos os comportamentos entre os parâmetros e o teste TC6; o GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: FM) e o GP aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM).

Tabela 20: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste TC6 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,02**	0,06	**0,00**	pré	GE
	0,51	0,60	**0,00**	pré	GP
	0,07	0,53	**0,02**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,01**	0,65	**0,00**	pré	GE
	0,27	**0,00**	**0,00**	pré	GP
	0,00	**0,00**	0,58	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
ACP	**0,02**	**0,01**	**0,00**	pré	GE
	0,00	0,14	**0,00**	pré	GP
	0,29	0,07	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

4.2.1.4.5 Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey (SF-36)

O SF36 é um questionário de qualidade de vida com 36 itens divididos em oito componentes: capacidade funcional, aspectos físicos, dor, estado geral da saúde, vitalidade, aspectos sociais, aspectos emocionais e saúde mental. A Tabela 21 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente capacidade funcional durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos entre parâmetros e a capacidade funcional foram diferentes após o treinamento, GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós, RMS, FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e a capacidade funcional foram diferentes após o treinamento, GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e a capacidade funcional foram diferentes após o treinamento, GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré e pós: FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM).

A Tabela 22 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente aspecto físico durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos foram opostos entre os parâmetros e o aspecto físico após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós: FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os

comportamentos foram diferentes entre os parâmetros e o aspecto físico após o treinamento, GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG e FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos foram diferentes entre os parâmetros e o aspecto físico após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS; pós, nenhum) e GP manteve o mesmo número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG e FM).

A Tabela 23 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente dor durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos foram iguais entre os parâmetros e o componente dor após o treinamento, GE e GP reduziram o número de parâmetros (GE: pré: RMS, iEMG, pós: nada; GP: pré: RMS, iEMG, FM, pós: FM). No APO, os comportamentos foram diferentes entre os parâmetros e o componente dor após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: iEMG) e GP manteve o mesmo número de parâmetros (pré: RMS, pós: FM). No APC, os comportamentos foram opostos entre os parâmetros e o componente dor após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM) e GP reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG e FM, pós: nada).

A Tabela 24 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente estado geral de saúde (ESG) durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos entre parâmetros e ESG foram iguais após o tratamento, GE e GP aumentaram o número de parâmetros (GE: pré, nada, pós: RMS, iEMG e FM; GP: pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e ESG foram diferentes após o tratamento, GE manteve o mesmo número de parâmetros (pré, RMS, FM, pós: RMS, iEMG) e GP aumentou o número de parâmetros (pré, nada; pós: RMS, iEMG, FM). No ACP, os comportamentos entre parâmetros e ESG foram iguais após o tratamento, GE e GP aumentaram o número de parâmetros (GE: pré: nada, pós, FM; GP: pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG e FM).

A Tabela 25 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente vitalidade durante o ALC. No APA, os comportamentos entre parâmetros e vitalidade foram iguais após o treinamento, GE e GP diminuíram o número de parâmetros (GE, pré: RMS, iEMG; pós: nada; GP: pré, RMS, FM; pós: FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e vitalidade foram opostos após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, FM; pós: iEMG) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e vitalidade foram opostos após o treinamento, GE

aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós: RMS, iEMG, FM) e GP reduziu o número de parâmetros (pré, RMS, iEMG, FM, pós, nada).

A Tabela 26 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente aspectos sociais durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos entre parâmetros e os aspectos sociais foram iguais após o treinamento, GE e GP reduziram o número de parâmetros (GE: pré: RMS, iEMG, pós: nada; GP: pré: RMS, iEMG, pós: FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e os aspectos sociais foram opostos após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: iEMG) e GP aumentou o número de parâmetros (pré, RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e os aspectos sociais foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós: RMS, iEMG, FM). GP reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, pós: FM).

A Tabela 27 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente aspecto emocional durante o teste de alcance. No APA, APO e APC, os comportamentos entre parâmetros e o aspecto emocional foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (APA pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM; APO pré, nada, pós: RMS, iEMG; APC pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM) e GP reduziu o número de parâmetros (APA pré: RMS, iEMG, pós, nada; APO pré: RMS, FM, pós: FM; APC: pré: RMS, iEMG, pós: nada).

A Tabela 28 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente saúde mental durante o ALC. No APA e APO, os comportamentos entre parâmetros e a saúde mental foram opostos após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (APA pré: RMS, iEMG, pós, nada; APO pré, RMS, FM, pós: iEMG) e GP aumentou o número de parâmetros (APA pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM; APO pré: RMS, iEMG, pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e a saúde mental foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: nada, pós: RMS, iEMG, FM) e GP os comportamentos entre parâmetros e a saúde mental foram iguais após o treinamento (pré e pós: RMS, iEMG, FM).

Tabela 21: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente capacidade funcional do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	0,39	pré	GE
	0,29	0,65	**0,00**	pré	GP
	0,02	0,86	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,00**	**0,00**	**0,00**	pré	GE
	0,01	**0,01**	0,29	pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,04**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APC	0,53	0,88	**0,00**	pré	GE
	0,01	0,06	**0,00**	pré	GP
	0,65	0,36	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

Tabela 22: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto físico do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	**0,10**	pré	GE
	0,20	0,43	**0,00**	pré	GP
	0,05	0,35	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,00**	**0,00**	**0,00**	pré	GE
	0,26	0,70	**0,03**	pré	GP
	0,01	**0,00**	**0,01**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APC	**0,04**	**0,13**	0,83	pré	GE
	0,01	**0,02**	**0,00**	pré	GP
	0,22	0,31	0,07	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

Tabela 23: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente dor do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	0,11	pré	GE
	0,01	**0,01**	**0,01**	pré	GP
	0,15	0,44	0,41	pós	GE
	0,46	0,22	**0,03**	pós	GP
APO	**0,00**	**0,02**	**0,00**	pré	GE
	0,00	**0,05**	0,20	pré	GP
	0,07	**0,00**	0,50	pós	GE
	0,12	0,92	**0,00**	pós	GP
APC	**0,03**	0,09	**0,00**	pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	pré	GP
	0,01	**0,00**	**0,00**	pós	GE
	0,52	0,27	0,60	pós	GP

Tabela 24: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente estado geral da saúde do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,30	0,62	0,48	pré	GE
	0,62	0,83	**0,00**	pré	GP
	0,00	**0,01**	**0,01**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,01**	0,44	**0,02**	pré	GE
	0,42	0,60	0,17	pré	GP
	0,00	**0,00**	0,90	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,03**	pós	GP
APC	0,93	0,94	0,88	pré	GE
	0,02	0,08	**0,00**	pré	GP
	0,47	0,48	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

Tabela 25: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente vitalidade do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	0,10	pré	GE
	0,03	0,08	**0,00**	pré	GP
	0,74	0,10	0,44	pós	GE
	0,26	0,11	**0,00**	pós	GP
APO	**0,01**	0,68	**0,02**	pré	GE
	0,01	**0,05**	0,36	pré	GP
	0,64	**0,00**	0,82	pós	GE
	0,20	0,81	**0,00**	pós	GP
APC	**0,00**	**0,01**	1,00	pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GE
	0,24	0,09	0,14	pós	GP

Tabela 26: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspectos sociais do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	0,18	pré	GE
	0,00	**0,00**	0,33	pré	GP
	0,15	0,51	0,20	pós	GE
	0,07	0,17	**0,01**	pós	GP
APO	**0,00**	0,32	**0,00**	pré	GE
	0,01	0,48	**0,00**	pré	GP
	0,17	**0,00**	0,41	pós	GE
	0,00	**0,02**	**0,00**	pós	GP
APC	**0,01**	**0,02**	0,75	pré	GE
	0,00	**0,00**	0,61	pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GE
	0,09	0,18	**0,00**	pós	GP

Tabela 27: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto emocional do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,15	0,61	**0,00**	pré	GE
	0,01	**0,00**	**0,17**	pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GE
	0,12	**0,05**	0,09	pós	GP
APO	**0,06**	0,18	0,14	pré	GE
	0,02	1,00	**0,00**	pré	GP
	0,00	**0,00**	0,24	pós	GE
	0,73	0,47	**0,00**	pós	GP
APC	0,13	0,12	**0,00**	pré	GE
	0,01	**0,00**	0,37	pré	GP
	0,02	**0,01**	**0,02**	pós	GE
	0,32	0,18	0,25	pós	GP

Tabela 28: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente saúde mental do teste SF36 durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	0,46	pré	GE
	0,01	0,08	**0,01**	pré	GP
	0,25	0,29	0,09	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APO	**0,00**	0,66	**0,00**	pré	GE
	0,02	**0,00**	0,61	pré	GP
	0,23	**0,00**	0,34	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP
APC	0,07	0,12	0,24	pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	pós	GP

4.2.1.4.6 Escala de avaliação sensório-motora *Fugl-Meyer* (EFM)

EFM tem medidas que baseiam-se no exame neurológico e na atividade sensório motora dos membros superiores e inferiores, e que mostram a atividade seletiva e padrões sinérgicos existentes. Foi realizado a relação linear múltipla das variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) com o escore total da EFM. A Tabela 29 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM)

e o escore total da EFM durante o teste de alcance. No APA, os comportamentos entre parâmetros e EFM foram diferentes após o treinamento, GE manteve o número de parâmetros (pré e pós: FM) e GP aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e EFM foram iguais após o treinamento, GE e GP aumentaram o numero de parâmetros (GE: pré: FM, pós: RMS, iEMG; GP, pré: FM, pós: RMS, iEMG). No ACP, os comportamentos entre parâmetros e EFM foram diferentes após o treinamento, GE reduziu o numero de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: FM) e GP manteve o numero de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM).

Tabela 29: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e a escala Fugl- Meyer durante o movimento de alcance funcional (ALC) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

ALC	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,15	0,29	0,00	pré	GE
	0,39	0,73	0,00	pré	GP
	0,08	0,50	0,01	pós	GE
	0,00	0,00	0,00	pós	GP
APO	0,05	0,87	0,00	pré	GE
	0,23	0,79	0,04	pré	GP
	0,00	0,00	0,62	pós	GE
	0,00	0,00	0,06	pós	GP
APC	0,00	0,00	0,00	pré	GE
	0,02	0,04	0,00	pré	GP
	0,32	0,07	0,00	pós	GE
	0,00	0,01	0,00	pós	GP

Os resultados da análise de regressão linear entre os parâmetros do EMG e as respostas nos testes funcionais foram reunidos nas Tabela 30 e Tabela 31. Para os testes funcionais, o índice geral do treinamento para o GE foi -2 e a relação foi considerada fraca; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi 14 e a relação foi considerada forte. Para SF-36, o índice geral do treinamento para o GE foi 1 e a relação foi considerada fraca; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi 2 e a relação foi considerada média.

Tabela 30: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados aos testes funcionais no teste de alcance funcional. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC).

	Grupo Esteira					Grupo Piscina				
	Ajustes			Relação		Ajustes			Relação	
	APA	APO	APC	%		APA	APO	APC	%	
TUG	0	0	1	33,3	Fraco	1	1	1	100,0	Forte
BERG	-1	0	1	0,0	Nada	1	1	1	100,0	Forte
EAPA	-1	0	0	33,3	Fraco	1	1	1	100,0	Forte
TC6M	-1	0	-1	66,7	Médio	1	1	1	100,0	Forte
EFM	0	1	-1	0,0	Nada	1	1	0	66,7	Médio
Índice geral	*-2*		*Mediana*	*33,3*	*Fraco*	*14*		*Mediana*	*100,0*	*Forte*

Tabela 31: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados a cada componente da SF-36 no teste de alcance funcional. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC).

Componentes SF-36	GE					GP				
	Ajustes			Relação		Ajustes			Relação	
	APA	APO	APC	%		APA	APO	APC	%	
Capacidade funcional	0	0	0	0,0	Nada	1	1	1	100,0	Forte
Aspecto físico	-1	0	-1	66,7	Médio	1	1	0	66,7	Médio
Vitalidade	-1	-1	1	33,3	Fraco	-1	1	-1	33,3	Fraco
Aspecto social	-1	-1	1	33,3	Fraco	-1	1	-1	33,3	Fraco
Aspecto emocional	1	1	1	100,0	Forte	-1	-1	-1	100,0	Forte
Dor	-1	-1	1	33,3	Fraco	-1	0	-1	66,7	Médio
Estado geral de saúde	1	0	1	66,7	Médio	1	1	1	100,0	Forte
Saúde mental	-1	1	1	33,3	Fraco	1	1	-1	33,3	Fraco
Índice geral	*1*		*Mediana*	*33,3*	*Fraco*	*2*		*Mediana*	*66,7*	*Médio*

4.2.2 Controle do movimento e postural durante a tarefa de flexão do ombro

4.2.2.1 Mecanismos do controle muscular durante a tarefa de flexão de ombro

Foi usada a ANOVA de três fatores para cada ajuste postural para avaliar a intensidade Tabela 32 da atividade muscular na tarefa de flexão. O iEMG sofreu o efeito do lado (APA, APO e ACP: $F_{(2,2867)}>10$ $p<0,001$), grupo (APA e APC: $F_{(1,2867)}>14$ $p<0,001$) e fase (APO e APC: $F_{(1,2867)}>18$ $p<0,001$). O teste *post hoc Tukey* mostrou que o iEMG foi maior nos músculos do lado não parético (APA $p<0,001$), focais (APO e APC $p<0,001$). 0,001), no GE (APA e APC $p<0,001$) e no pré treinamento (APO e APC $p<0,001$).

Foi usada a ANOVA de três fatores para avaliar a latência muscular (Tabela 33). A latência sofreu o efeito do lado ($F_{(2,2867)}=91,2$ $p<0,001$). O teste *post hoc Tukey* mostrou que a latência decresceu na seguinte ordem músculos focais, lado não parético e lado parético ($p<0,001$).

Foi usada a ANOVA de três fatores para cada ajuste postural para avaliar a variabilidade da atividade muscular na tarefa de flexão Tabela 34. O valor RMS do sinal eletromiográfico sofreu efeito do lado (APA, APO e APC: $F_{(2,2867)}>11$ $p<0,001$), grupo (APA e APC: $F_{(1,2867)}>13$ $p<0,001$) e fase (APA, APO e APC: $F_{(1,2867)}>11$ $p<0,001$). O *teste post hoc Tukey* mostrou o maior RMS foi observado nos músculos do lado não parético (APA, APO e APC $p<0,001$), focais (APO e APC $p<0,001$), GE (APA), GP (APC) e na fase pré treinamento (APA, APO e APC $p<0,001$).

Outra variável analisada por meio da ANOVA de três fatores na tarefa de flexão ao longo de todos os ajustes posturais foi a FM (Tabela 35). A FM sofreu o efeito do lado (APA, APO e APC: $F_{(2,2867)}>4$ $p<0,01$) e grupo (APA, APO e APC: $F_{(1,2867)}>6$ $p<0,002$). O teste *post hoc Tukey* mostrou que a frequência mediana foi maior nos músculos do lado não parético (APA e APC), músculos focais (APA, APO e APC $p<0,04$), GP (APA, APO e APC $p<0,01$).

Para todos os ajustes, houve efeito da interação entre fase e grupo nas variáveis do EMG (Tabela 36), iEMG, RMS e FM $F_{(1,2867)}>8$ $p<0,004$). Todos os parâmetros do EMG, após a intervenção, aumentaram no GP e diminuíram no GE (Figura 11)

Tabela 32: Média e erro padrão do sinal eletromiográfico integrado durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento.

FLX		PRE (u.a.)	APA (u.a.)	APO (u.a.)	ACP (u.a.)
Grupo	**GE**	0,0008±0,00003	0,002±0,00009	0,001±0,0005	0,002±0,0001
	GP	0,0006±0,00003	0,001±0,00009	0,001±0,0005	0,002±0,0001
Lado	**Parético**	0,0007±0,00003	0,001±0,00009	0,008±0,0005	0,002±0,0001
	Não parético	0,0008±0,00003	0,002±0,00009	0,01±0,0009	0,002±0,0001
	Focais	0,0005±0,00003	0,001±0,0001	0,01±0,0005	0,003±0,0001
Fase	**Pré**	0,0007±0,00003	0,002±0,00009	0,01±0,0005	0,002±0,0001
	Pós	0,0006±0,00003	0,001±0,00009	0,01±0,0005	0,002±0,0001

Tabela 33: Média e erro padrão da latência da atividade muscular para os fatores lado, grupo e fase.

	Lado*			**Grupo**		**Fase**	
	Parético	**Não Parético**	**Músculos Focais**	**GE**	**GP**	**Pré**	**Pós**
Latência (ms)	10,3±1,8	26,8±1,8	58,8±2,9	28,8±1,7	34,0±1,9	31,2±1,7	32,2±1,9

Tabela 34: Média e erro padrão da variabilidade do sinal eletromiográfico (RMS) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento.

FLX		PRE (u.a.)	APA (u.a.)	APO (u.a.)	ACP (u.a.)
Grupo	**GE**	0,003±0,0002	0,01±0,0004	0,01±0,0008	0,01±0,0005
	GP	0,003±0,0002	0,008±0,0004	0,01±0,0008	0,01±0,0005
Lado	**Parético**	0,004±0,0002	0,009±0,0004	0,01±0,0008	0,01±0,0005
	Não parético	0,004±0,0002	0,01±0,0004	0,01±0,0008	0,01±0,0005
	Focais	0,001±0,0003	0,007±0,0007	0,02±0,001	0,01±0,0008
Fase	**Pré**	0,004±0,0002	0,01±0,0004	0,02±0,0008	0,01±0,0005
	Pós	0,002±0,0002	0,008±0,0004	0,01±0,0008	0,01±0,0005

Tabela 35: Média e erro padrão da FM do sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento.

FLX		PRE (Hz)	APA (Hz)	APO (Hz)	ACP (Hz)
Grupo	**GE**	81,0±0,8	80,0±0,7	65,9±0,8	82,1±0,7
	GP	86,1±0,8	87,2±0,7	71,0±0,8	85,7±0,7
Lado	**Parético**	80,0±0,8	82,5±0,7	66,6±0,8	81,6±0,7
	Não parético	83,7±0,8	85,3±0,7	63,0±0,8	84,9±0,7
	Focais	86,3±1,6	82,9±1,1	75,9±1,3	85,2±1,1
Fase	**Pré**	83,4±0,8	83,5±0,7	69,0±0,8	84,0±0,7
	Pós	83,7±0,8	83,7±0,7	68,0±0,8	83,8±0,7

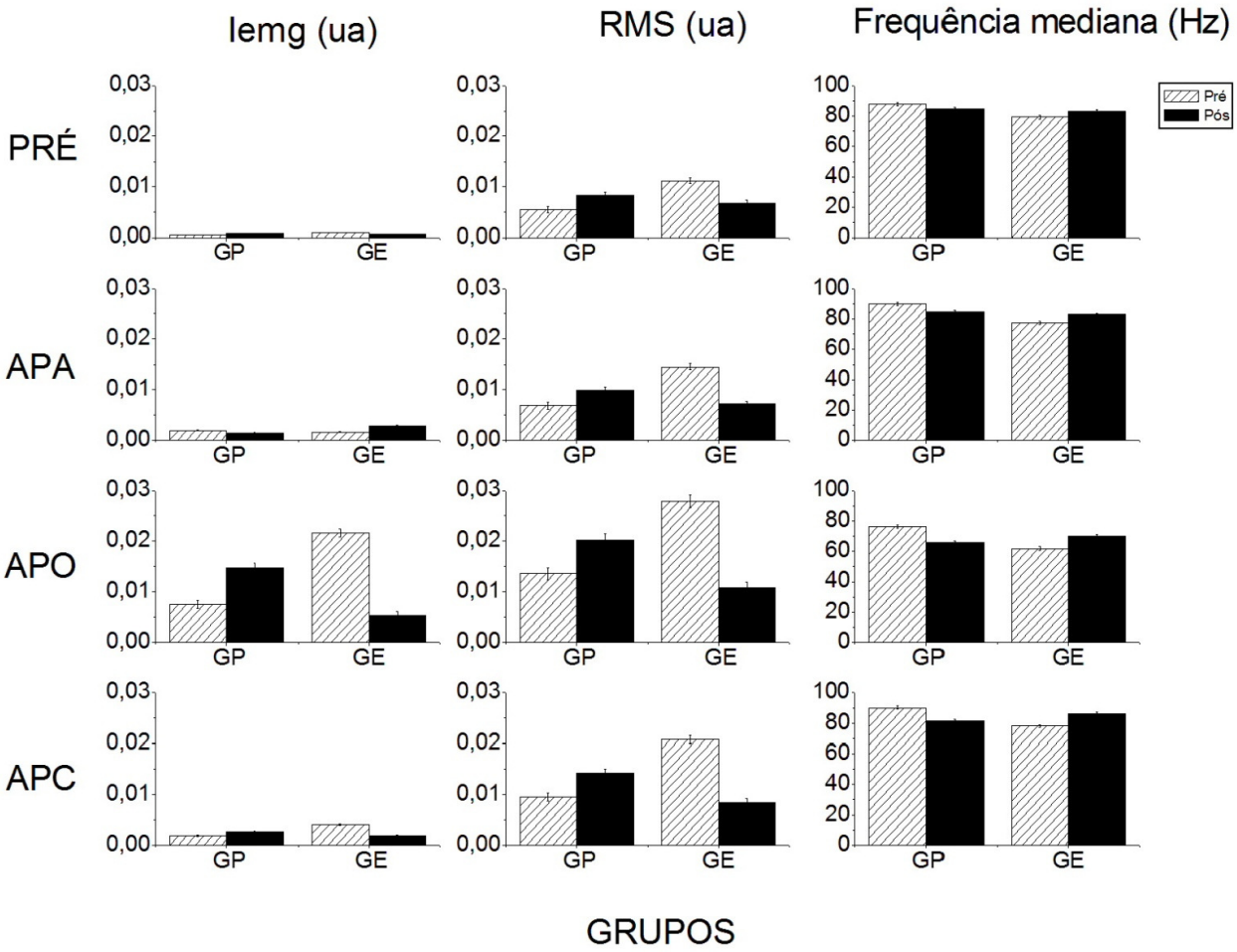


Figura 11: Média e erro padrão durante a pré atividade, ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural *online* (APO) e ajuste postural compensatório (ACP), durante as fases de pré e pós treinamento para os grupos piscina (GP) e esteira (GE) (p<0,004), durante a tarefa de flexão do ombro (FLX).

4.2.2.2 Análise cinemática do movimento durante o movimento de flexão de ombro

As médias e erros padrões da aceleração e velocidade do movimento de FLX estão apresentados na Tabela 36. Com exceção da velocidade no APO, em todos os ajustes APA, APO e APC houve o efeito do grupo na aceleração ($F_{(1,2380)}>45$ $p<0,01$) e velocidade ($F_{(1,2380)}>45$ $p<0,01$). O teste *post hoc Tukey* mostrou que o GE apresentou maior aceleração e velocidade em todos os ajustes.

Tabela 36: Média e erro padrão da aceleração durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO), compensatório (APC) e a pré atividade para a tarefa de flexão do ombro (FLX) nos grupos Esteira (GE) e Piscina (GP) nas fases pré e pós treinamento.

		Aceleração (g)			Velocidade (g^{-1})		
Flexão		**APA**	**APO**	**APC**	**APA**	**APO**	**ACP**
Grupo	**GE**	2,6±0,005	2,8±0,09	2,8±0,01	0,6±0,01	2,3±0,07	0,7±0,002
	GP	2,5±0,005	2,7±0,09	2,7±0,01	0,6±0,01	2,4±0,07	0,6±0,002
Fase	**Pré**	2,6±0,005	2,7±0,09	2,8±0,01	0,6±0,01	2,3±0,07	0,7±0,002
	Pós	2,6±0,005	2,7±0,09	2,8±0,01	0,6±0,01	2,4±0,07	0,7±0,002

4.2.2.3 Ação das sinergias posturais durante o movimento de flexão de ombro

A ANOVA de dois fatores da variância explicada por cada componente principal durante os ajustes posturais foi conduzida durante a tarefa de flexão do ombro (Tabela 37). No APA, o CP4 sofreu efeito da fase ($F_{(1,2380)}>5$ $p<0,01$). O teste *post hoc de Tukey* mostrou que a variância explicada pelo CP4 foi maior durante a fase pré treinamento ($p<0,01$). No APO, o CP3 sofreu o efeito da fase ($F(_{1,2380)}=8,0$ $p=0,005$). A variância explicada pelo CP3 foi maior na fase pré treinamento ($p=0,005$). No APC, os CP1, CP3 e CP4 sofreram o efeito do grupo ($F(_{1,2380)}>5$ $p<0,02$). A variância explicada pelo CP1 foi maior no GE ($p=0,002$), enquanto nos CP3 e CP4, foi no GP ($p\leq 0,01$).

Tabela 37: Média e erro padrão da participação percentual na variância contabilizada dos quatro primeiros componentes principais (CP) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante a tarefa de alcance flexão do ombro (FLX) dos grupos esteira (GE) e piscina (GP).

FLX		Fase		Grupo	
		Pré	**Pós**	**GE**	**GP**
APA	**CP1 (%)**	99,96±0,001	99,97± 0,001	99,96± 0,001	99,97± 0,001
	CP2 (%)	0,02± 0,001	0,02± 0,001	0,02± 0,001	0,02± 0,001
	CP3 (%)	0,003±0,0003	0,002± 0,0003	0,003± 0,0003	0,002± 0,0003
	CP4 (%)	0,001±0,0001	0,001±0,0001	0,001±0,0001	0,001±0,0001
APO	**CP1 (%)**	99,25±0,02	99,23± 0,02	99,26± 0,02	99,22± 0,02
	CP2 (%)	0,65± 0,02	0,69± 0,02	0,66± 0,02	0,69± 0,02
	CP3 (%)	0,06±0,006	0,03± 0,006	0,04± 0,006	0,05± 0,006
	CP4 (%)	0,01±0,001	0,01±0,001	0,01±0,001	0,01±0,001
APC	**CP1 (%)**	99,97±0,001	99,97± 0,001	99,97± 0,001	92,96± 0,001
	CP2 (%)	0,02± 0,001	0,02± 0,001	0,02± 0,001	0,02± 0,001
	CP3 (%)	0,004±0,0003	0,003± 0,0003	0,003± 0,0003	0,005± 0,0003
	CP4 (%)	0,001±0,0001	0,001±0,0001	0,001±0,0001	0,001±0,0001

4.2.2.3.1 Organização do controle postural durante o movimento de flexão de ombro

O resíduo normalizado da regressão linear multivariada entre os componentes independentes e o movimento focal, no APA, está na Tabela 38.

O resíduo normalizado da regressão linear multivariada durante o APA sofreu efeito da fase com dois, três e quatro dimensões no segundo componente principal ($F_{(1,2383)}$>4,8 p< 0,02). O teste *post hoc Tukey* mostrou que o maior resíduo ocorreu na fase pós treinamento (p<0,02). Houve também o efeito do grupo com dois, três e quatro dimensões no primeiro componente principal ($F_{(1,2383)}$>9,6 p<0,002) e com quatro dimensões no CP3 ($F_{(1,2383)}$ = 5,2 p=0,02). Em todos os casos, o maior resíduo foi encontrado no grupo GE.

Durante o APO, o resíduo normalizado da regressão linear multivariada sofreu efeito da fase somente com quatro dimensões no terceiro e quarto componentes principais ($F_{(1,2383)}$ > 4,6 p< 0,03). O teste *post hoc Tukey* mostrou que no CP3 o maior resíduo ocorreu na fase pré treinamento (p=0,03) e no CP4 na fase pós treinamento (p=0,008). O grupo também afetou o resíduo da regressão com dois e três dimensões. Com dois graus de liberdade houve efeito no CP1 e CP2 ($F_{(1,2383)}$>5,0 p<0,02), onde houve o maior resíduo no GP para o CP1 (p=0,002) e no GE para o CP2 (p=0,02). Com três graus de liberdades, houve o efeito do grupo no CP3 ($F_{(1,2383)}$ =9,2 p=0,003). O maior resíduo ocorreu no GE (p=0,02).

Para o APC, o resíduo normalizado da regressão linear multivariada sofreu efeito da fase com dois, três e quatro dimensões no CP1, CP2 e CP3. Para duas dimensões houve efeito no CP1 e CP2 ($F_{(1,2383)}$>4,4 p<0,03), com três graus de liberdade houve efeito no CP1 e CP3 ($F_{(1,2383)}$>7,9 p<0,005), com quatro dimensões houve efeito no CP1 e CP3 ($F_{(1,2383)}$>9,3 p<0,002). Em todos os casos, o maior resíduo ocorreu na fase pós treinamento (p<0,03). O resíduo também sofreu o efeito do grupo com dois, três e quatro dimensões no CP1 e CP2 ($F_{(1,2383)}$>4,0 p<0,04). Em todos os casos, o maior resíduo ocorreu no GP (p<0,04).

Tabela 38: Média e erro padrão da participação percentual na variância contabilizada dos quatro primeiros componentes principais (CP) durante os ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante a tarefa de flexão do ombro (FLX) dos grupos esteira (GE) e piscina (GP).

	FLX		Fase		Grupo	
			Pré	Pós	GE	GP
APA	GL2	CI1	1,72±0,01	1,72± 0,01	1,75± 0,01	1,69± 0,01
		CI2	2,05±0,03	2,24±0,03	2,14±0,03	2,15±0,03
	GL3	CI1	1,79± 0,01	1,76± 0,01	1,83± 0,01	1,73± 0,01
		CI2	2,13±0,04	2,26± 0,04	2,17± 0,04	2,22± 0,04
		CI3	1,97±0,02	1,98±0,02	1,99±0,02	1,96±0,02
	GL4	CI1	1,86±0,02	1,81±0,02	1,89±0,02	1,78±0,02
		CI2	2,16±0,04	2,30±0,04	2,20±0,04	2,26±0,04
		CI3	2,02±0,03	2,03±0,03	2,08±0,03	1,97±0,03
		CI4	1,91±0,02	1,91±0,02	1,94±0,02	1,89±0,02
APO	GL2	CI1	1,73±0,01	1,71± 0,01	1,70± 0,01	1,74± 0,01
		CI2	2,94±0,04	1,86±0,04	1,98±0,04	1,82±0,04
	GL3	CI1	1,79± 0,01	1,77± 0,01	1,77± 0,01	1,79± 0,01
		CI2	1,80±0,02	1,84± 0,02	1,80± 0,02	1,84± 0,02
		CI3	2,09±0,05	2,03±0,05	2,18±0,05	1,95±0,05
	GL4	CI1	1,83±0,01	1,82±0,01	1,82±0,01	1,83±0,01
		CI2	1,87±0,03	1,89±0,03	1,83±0,03	1,92±0,03
		CI3	2,06±0,04	1,94±0,04	2,04±0,04	1,96±0,04
		CI4	2,03±0,04	2,21±0,04	2,18±0,04	2,06±0,02
APC	GL2	CI1	1,71±0,01	1,77± 0,01	1,71± 0,01	1,77± 0,01
		CI2	1,80±0,01	1,86±0,01	1,80±0,01	1,86±0,01
	GL3	CI1	1,75± 0,01	1,82± 0,01	1,77± 0,01	1,81± 0,01
		CI2	1,84±0,01	1,86± 0,01	1,80± 0,01	1,90± 0,01
		CI3	1,83±0,01	1,89±0,01	1,84±0,01	1,88±0,01
	GL4	CI1	1,79±0,01	1,88±0,01	1,80±0,01	1,87±0,01
		CI2	1,88±0,01	1,89±0,01	1,84±0,01	1,94±0,01
		CI3	1,84±0,01	1,92±0,01	1,86±0,01	1,90±0,01
		CI4	1,85±0,01	1,87±0,02	1,84±0,01	1,88±0,01

4.2.2.3.2 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de flexão de ombro

A Tabela 39 mostra a média e o erro padrão da variabilidade boa e ruim e o efeito da fase, grupo e dos graus de liberdade nos ajustes posturais (APA, APO e APC) durante o movimento de flexão. A variabilidade boa sofreu o efeito da fase ($F_{(1,2383)}$>8 p< 0,004) e do grupo ($F_{(1,2383)}$>9 p< 0,002) no APA, APO e APC. O teste *post hoc Tukey* mostrou que no APA, a fase pré treinamento (p<0,001) apresentou maior variabilidade boa. No APO e APC, a fase pós treinamento (P<0,004) apresentou maior variabilidade boa. Em todos ajustes, GE mostrou maior variabilidade boa (p<0,002). A variabilidade ruim sofreu o efeito da fase ($F_{(1,2383)}$ > 4,4, p< 0,03) e do grupo ($F_{(1,2383)}$>135 p< 0,001) no APA, APO e APC. O teste *post hoc Tukey* mostrou que no APA, a fase pré treinamento (p<0,001) apresentou maior variabilidade ruim. No APO e APC, a fase pós treinamento (P<0,03) apresentou maior

variabilidade ruim. Em todos ajustes, GE mostrou maior variabilidade ruim (p<0,001).

Tabela 39: Média e erro padrão das variabilidades boa e ruim nos ajustes posturais, para as fases pré e pós treinamento, grupos esteira e piscina (GE e GP) e graus de liberdade (2, 3, 4) durante o movimento de flexão do ombro (FLX)

FLX	Variabilidade	Boa			Ruim		
		APA	APO	ACP	APA	APO	ACP
Grupo	GE	0,94±0,0003	0,97±0,001	0,94±0,0005	2,45±0,003	2,63±0,006	2,71±0,006
	GP	0,93±0,0003	0,96±0,001	0,93±0,0005	2,39±0,003	2,53±0,006	2,60±0,006
Fase	Pré	0,94±0,0003	0,96±0,001	0,93±0,0005	2,43±0,003	2,57±0,006	2,64±0,006
	Pós	0,93±0,0003	0,97±0,001	0,94±0,0005	2,41±0,003	2,59±0,006	2,68±0,006
Graus de liberdad	2	0,93±0,0004	0,96±0,001	0,94±0,0006	2,42±0,003	2,57±0,007	2,66±0,008
	3	0,93±0,0004	0,96±0,001	0,94±0,0006	2,42±0,003	2,58±0,007	2,66±0,008
	4	0,93±0,0004	0,96±0,001	0,93±0,0006	2,42±0,003	2,58±0,007	2,66±0,008

4.2.2.4 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de flexão de ombro

Foi feita a regressão múltipla entre os resultados das escalas clínicas (TUG, BERG EAPA, TC6, SF36 e EFM) e as variáveis biomecânicas (iEMG, RMS e FM), durante o APA, ACP e APO.

4.2.2.4.1 Timed up and go (TUG)

A Tabela 40 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o teste TUG durante o teste de flexão. No APA, os comportamentos entre parâmetros e TUG foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: nada, pós: RMS e iEMG) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e TUG foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, pós: iEMG, RMS, FM) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e TUG foram iguais após o treinamento, GE e GP aumentaram o número de parâmetros (GE: pré: nada, pós: RMS, iEMG; GP: pré: FM,

pós: RMS, iEMG).

Tabela 40: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de TUG durante o movimento de flexão do ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,41	0,60	0,85	Pré	GE
	0,00	**0,00**	0,10	Pré	GP
	0,35	0,07	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	0,06	0,12	0,63	Pré	GE
	0,09	0,17	**0,00**	Pré	GP
	0,00	0,11	**0,00**	Pós	GE
	0,33	0,62	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,03**	0,27	0,63	Pré	GE
	0,07	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,01	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,03	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

4.2.2.4.2 Escala de Equilíbrio Berg (BERG)

A Tabela 41 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o teste BERG durante o teste de flexão. No APA e APC, os comportamentos entre parâmetros e BERG foram iguais após o treinamento, GE e GP mantiveram o número de parâmetros (APA GE, pré e pós: nada, GP: pré e pós: RMS, iEMG e FM; APC, GE, pré e pós: RMS, GP, pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e BERG foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, pós: RMS, FM) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM).

Tabela 41: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste de BERG durante o movimento de flexão do ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,43	0,60	0,88	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,06	**0,01**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	**0,03**	0,08	0,60	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pré	GP
	0,24	0,82	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,01**	0,15	0,74	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,44	**0,00**	**0,04**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

4.2.2.4.3 Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA)

A Tabela 42 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o teste EAPA durante o teste de flexão. No APA e APO, os comportamentos entre parâmetros e EAPA foram iguais após o treinamento, GE e GP mantiveram o número de parâmetros (APA GE: pré e pós: nada; APA GP: pré e pós: RMS, iEMG, FM; APO GE: pré e pós: RMS; APO GP: pré e pós: RMS, iEMG e FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e EAPA foram diferentes após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, pós: nada) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG e FM).

Tabela 42: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste da EAPA durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,39	0,59	0,52	Pré	GE
	0,00	**0,00**	0,09	Pré	GP
	0,29	0,06	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	**0,02**	0,06	1,00	Pré	GE
	0,00	**0,00**	0,24	Pré	GP
	0,05	0,55	**0,01**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,00**	0,08	0,26	Pré	GE
	0,00	**0,03**	**0,00**	Pré	GP
	0,12	**0,00**	**0,01**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

4.2.2.4.4 Teste de caminhada de seis minutos (TC6M)

A Tabela 43 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o teste TC6 durante teste de flexão. No APA, APO e APC, os comportamentos entre parâmetros e TC6 foram iguais após o treinamento, GE e GP mantiveram o mesmo número de parâmetros (APA GE: pré e pós: nada; APA GP pré e pós: RMS, iEMG e FM; APO GE: pré e pós: RMS, iEMG; APO GP: pré e pós: RMS, iEMG, FM; APC GE: pré e pós: iEMG; APC GP: pré e pós: RMS, iEMG e FM).

Tabela 43: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o teste TC6 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,44	0,78	0,62	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	**0,02**	**0,04**	0,55	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,97	0,13	**0,01**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,00**	**0,02**	0,59	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,64	**0,00**	0,42	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

4.2.2.4.5 Medical Outcomes Study 36 – Item Short Form Health Survey (SF-36)

A Tabela 44 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente capacidade funcional durante o teste de flexão. No APA, os comportamentos entre parâmetros e capacidade funcional foram diferentes após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: nada) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e capacidade funcional foram iguais após o treinamento, GE e GP mantiveram o número de parâmetros (GE e GP: pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e capacidade funcional foram diferentes após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: nada) e GP mantiveram o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM).

A Tabela 45 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente aspecto físico durante o teste de flexão. No APA, os comportamentos entre parâmetros e aspecto físico foram diferentes após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: RMS, iEMG) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e aspecto físico foram opostos após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG e FM, pós: iEMG, FM) e GP aumentou número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM). No ACP, os comportamentos entre parâmetros e aspecto físico foram iguais após o treinamento, GE e GP reduziram o número de parâmetros (GE e GP: pré: RMS, iEMG, FM, GE pós: FM; GP pós: RMS, FM).

A **Error! Reference source not found.** mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente dor durante o teste de flexão. No APA, APO e APC, os comportamentos entre parâmetros e o componente dor foram diferentes após o treinamento. O GE aumentou o número de parâmetros no APA (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM), manteve o número de parâmetros no APO e APC (pré e pós: RMS, iEMG, FM); e GP manteve o número de parâmetros no APA (pré: RMS, iEMG, pós: iEMG e FM), aumentou no APO (pré: RMS, pós: iEMG e FM) e reduziu o número de parâmetros no APC (pré: RMS, iEMG, pós: FM).

A Tabela 47 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente estado geral de saúde (ESG) durante o teste de flexão. No APA e APC, os comportamentos entre parâmetros e ESG foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (APA pré, nada, APA pós: RMS, iEMG; APC pré: nada, APC pós: RMS, iEMG) e GP diminui o número de parâmetros (APA pré: RMS, iEMG, FM; APA pós: FM; APC pré: RMS, iEMG, FM, APC

pós: FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e ESG foram diferentes após o treinamento, GE reduziu o número de parâmetros associados (pré: RMS, iEMG, FM, pós: iEMG, FM) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM).

A Tabela 48 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente vitalidade durante o teste de flexão. No APA, os comportamentos entre parâmetros e vitalidade foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: nada, pós: RMS, iEMG, FM) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APO e APC, os comportamentos entre parâmetros e vitalidade foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (APO pré: FM, APO pós: RMS, iEMG, FM; APC pré, nada, APC pós: RMS, iEMG, FM) e GP reduziu o número de parâmetros (APO pré: RMS, iEMG, FM, APO pós: iEMG; APC pré: RMS, iEMG, FM, APC pós: FM).

A Tabela 49 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente aspectos sociais durante o teste de flexão. No APA e APC, os comportamentos entre parâmetros e aspectos sociais foram iguais após o treinamento, GE e GP aumentaram o número de parâmetros (APA GE e GP: pré: nada, APA GE pós: RMS, iEMG, FM; APA GP pós: iEMG; APC GE: pré: RMS, pós: RMS, iEMG, FM; APC GP: pré: nada, pós: FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e aspectos sociais foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, FM; pós: iEMG, RMS, FM) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: iEMG, FM).

A Tabela 50 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente aspecto emocional durante o teste de flexão. No APA, os comportamentos entre parâmetros e aspecto emocional foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM) e GP não mostrou relação com variáveis biomecânicas. No APO, comportamentos entre parâmetros e aspecto emocional foram iguais após o treinamento, GE e GP mantiveram o número de parâmetros (GE pré e pós: RMS, iEMG, FM; GP: iEMG, FM). No APC, comportamentos entre parâmetros e o aspecto emocional foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: RMS, FM, pós: RMS, iEMG, FM) e GP reduziu o número de parâmetros (pré: FM, pós: nada).

A Tabela 51 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o componente saúde mental durante teste de flexão. No APA e APC, os comportamentos entre parâmetros e o componente saúde mental

foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (APA pré: nada, APA pós: RMS, iEMG, FM; APC pré: FM, APC pós: RMS, iEMG) e GP reduziu o número de parâmetros (APA e APC pré: RMS, iEMG, FM, APA pós: nada; APC pós: FM). No APO, comportamentos entre parâmetros e o componente saúde mental foram iguais após o treinamento, GE e GP mantiveram o número de parâmetros (GE pré: iEMG, FM; GE pós: RMS, iEMG; GP pré: RMS, iEMG, FM, GP pós: RMS, iEMG, FM).

Tabela 44: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente capacidade funcional do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,14	**0,02**	0,51	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,30	0,69	**0,01**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pós	GP
APC	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,42	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

Tabela 45: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto físico do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pré	GP
	0,93	0,40	0,09	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,25	0,84	0,14	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,03**	**0,00**	Pré	GP
	0,25	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

Tabela 46: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente dor do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,61	0,69	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	0,07	Pré	GP
	0,80	0,42	0,40	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	**0,00**	**0,01**	**0,02**	Pré	GE
	0,00	**0,00**	0,13	Pré	GP
	0,01	0,15	0,12	Pós	GE
	0,00	**0,00**	0,25	Pós	GP
APC	**0,00**	**0,00**	**0,00**	Pré	GE
	0,00	0,62	0,29	Pré	GP
	0,02	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	0,82	Pós	GP

Tabela 47: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente estado geral da saúde do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,24	0,48	0,40	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,60	0,70	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	0,06	0,09	0,57	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,00	0,09	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,03**	0,29	0,82	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,01	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

Tabela 48: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente vitalidade do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,57	0,29	0,57	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pré	GP
	0,51	0,66	0,42	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	0,29	0,87	0,58	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pré	GP
	0,01	0,05	0,24	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,03**	Pós	GP
APC	0,21	0,65	**0,00**	Pré	GE
	0,00	**0,04**	**0,00**	Pré	GP
	0,02	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	0,07	Pós	GP

Tabela 49: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspectos sociais do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,27	0,61	0,15	Pré	GE
	0,14	0,08	0,49	Pré	GP
	0,69	0,91	0,34	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pós	GP
APO	**0,00**	0,06	0,06	Pré	GE
	0,27	0,19	0,35	Pré	GP
	0,01	0,10	0,07	Pós	GE
	0,01	**0,02**	0,29	Pós	GP
APC	**0,00**	0,10	**0,00**	Pré	GE
	0,22	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,02	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,14	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

Tabela 50: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente aspecto emocional do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	**0,00**	**0,01**	0,18	Pré	GE
	0,29	0,14	0,07	Pré	GP
	0,02	0,14	**0,02**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pós	GP
APO	**0,00**	**0,01**	**0,04**	Pré	GE
	0,39	0,24	**0,02**	Pré	GP
	0,01	0,05	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	0,14	Pós	GP
APC	**0,00**	**0,05**	**0,00**	Pré	GE
	0,39	**0,00**	**0,00**	Pré	GP
	0,01	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,02	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

Tabela 51: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e o componente saúde mental do teste SF36 durante o movimento de flexão de ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,21	0,54	0,41	Pré	GE
	0,00	0,00	0,00	Pré	GP
	0,71	0,36	0,28	Pós	GE
	0,00	0,00	0,00	Pós	GP
APO	0,00	0,07	0,13	Pré	GE
	0,00	0,00	0,00	Pré	GP
	0,06	0,39	0,04	Pós	GE
	0,00	0,00	0,00	Pós	GP
APC	0,00	0,14	0,00	Pré	GE
	0,00	0,00	0,00	Pré	GP
	0,10	0,00	0,00	Pós	GE
	0,00	0,00	0,00	Pós	GP

4.2.2.4.6 Escala de avaliação sensório-motora *Fugl-Meyer* (EFM)

A Tabela 52 mostra os valores de significância *p* da relação linear múltipla entre as variáveis biomecânicas (RMS, iEMG e FM) e o escore total da EFM durante o teste de flexão. No APA, os comportamentos entre parâmetros e EFM foram diferentes após o treinamento, o GE manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG e FM) GP diminui o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: FM). No APO, os comportamentos entre parâmetros e EFM foram diferentes após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: iEMG, pós: RMS, iEMG, FM) e GP manteve o número de parâmetros (pré e pós: RMS, iEMG, FM). No APC, os comportamentos entre parâmetros e EFM foram opostos após o treinamento, GE aumentou o número de parâmetros (pré: FM, pós: RMS, iEMG, FM) e GP reduziu o número de parâmetros (pré: RMS, iEMG, FM, pós: RMS, FM).

Tabela 52: Valores da significância *p da regressão linear múltipla entre as variáveis biomecânicas e a escala Fugl- Meyer durante o movimento de flexão do ombro (FLX) nas fases pré e pós treinamento para os grupos esteira e piscina (GE e GP).

FLX	p RMS	p iEMG	p FM	fase	grupo
APA	0,28	0,60	0,73	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,01**	Pré	GP
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APO	0,05	0,08	0,21	Pré	GE
	0,00	**0,00**	**0,02**	Pré	GP
	0,64	0,05	**0,01**	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP
APC	**0,01**	0,09	0,12	Pré	GE
	0,00	**0,02**	**0,00**	Pré	GP
	0,37	**0,00**	0,74	Pós	GE
	0,00	**0,00**	**0,00**	Pós	GP

Os resultados da análise de regressão linear entre os parâmetros do EMG e as respostas para o teste de flexão do ombro foram reunidos nas Tabela 53 e Tabela 54. Para os testes funcionais, o índice geral do treinamento para o GE foi 5 e a relação foi fraca; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi -2 e a relação foi ausente. Para SF-36, o índice geral do treinamento para o GE foi 6 e a relação foi média; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi -3 e a relação foi média.

Tabela 53: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados aos testes funcionais no teste de flexão do ombro. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC).

	GE					GP				
	Ajustes			Relação		Ajustes			Relação	
	APA	APO	APC	%		APA	APO	APC	%	
TUG	1	1	1	100,0	Forte	0	0	0	0,0	Nada
BERG	0	1	0	33,3	Fraco	0	0	0	0,0	Nada
EAPA	0	0	-1	33,3	Fraco	0	0	0	0,0	Nada
TC6M	0	0	0	0,0	Nada	0	0	0	0,0	Nada
EFM	0	1	1	66,7	Médio	-1	0	-1	66,7	Médio
Índice geral	*5*		*Mediana*	*33,3*	*Fraco*	*-2*		*Mediana*	*0,0*	*Nada*

Tabela 54: Descrição do efeito do treinamento na quantidade de parâmetros do EMG relacionados a cada componente da SF-36 no teste de flexão do ombro. 0 indica sem mudança na quantidade de parâmetros relacionados, 1 indica aumento na quantidade de parâmetros relacionados, -1 indica redução na quantidade de parâmetros relacionados. Ajuste postura antecipatório (APA), Ajuste postura online (APO) e Ajuste postura compensatório (APC).

Componentes SF-36	GE					GP				
	Ajustes			Relação		Ajustes			Relação	
	APA	APO	APC	%		APA	APO	APC	%	
Capacidade funcional	-1	0	-1	66,7	Médio	0	0	0	0,0	Nada
Aspecto físico	-1	-1	-1	100,0	Forte	0	1	-1	0,0	Nada
Vitalidade	1	1	1	100,0	Forte	0	-1	-1	66,7	Médio
Aspecto social	1	1	0	66,7	Médio	1	0	1	66,7	Médio
Aspecto emocional	1	0	1	66,7	Médio	0	0	-1	33,3	Fraco
Dor	1	0	0	33,3	Fraco	0	1	1	66,7	Médio
Estado geral de saúde	1	-1	1	33,3	Fraco	-1	0	-1	66,7	Médio
Saúde mental	1	0	1	66,7	Médio	-1	0	-1	66,7	Médio
Índice geral	*6*		*Mediana*	*66,7*	*Médio*	*-3*		*Mediana*	*66,7*	*Médio*

5 DISCUSSÃO

Esta tese investigou o efeito do treinamento aeróbio realizado em piscina terapêutica e em esteira ergométrica na condição motora, atividades funcionais, qualidade de vida e controle postural de pessoas com sequelas crônicas de AVC. Após a caracterização da amostra, a análise estatística inferencial mostrou que os grupos não tiveram diferenças iniciais nos testes funcionais (MEEN e EFM), diminuindo o viés da amostra.

5.1 CIF e as variáveis clínicas

Foi utilizada a lógica e filosofia da Classificação Internacional de Funcionalidade (CIF) para apresentar e discutir as consequências clínicas das variáveis funcionais que descreveram o comportamento das pessoas com AVC que fizeram o treinamento aeróbico. A CIF surgiu, a partir de estudos e discussões na OMS, para tirar o foco da doença e colocar a importância na saúde. Além disso, a padronização da classificação permite a comparação e a confecção de estudos científicos e a formação de um futuro banco mundial de dados.

Nesta tese, a CIF teve a função de classificar as avaliações clínicas em três dimensões (estrutura e função corporal, atividade e participação) para contemplar todos os domínios importantes para a composição da saúde das pessoas participantes. As condições e/ou danos dos sistemas do organismo (estrutura e função corporal), as habilidades e/ou dificuldades na atividades e das vantagens e desvantagens na participação social formam a tríade que influenciam a saúde humana. Portanto, as avaliações clínicas realizadas contemplam de forma holística todos os aspectos da saúde humana.

Um dos objetivos específicos deste estudo foi avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios na estrutura e função corporal de pessoas com sequelas crônicas de AVC. A análise estatística mostrou aumento no escore da EFM, na função motora e sensorial dos membros inferiores e equilíbrio, após o treinamento aeróbio, independente do ambiente que o treino foi realizado. Portanto, a hipótese inicial, de que os escores da EFM nos domínios de função motora, sensorial e equilíbrio, aumentariam após o treinamento aeróbio, com a tarefa de marcha estacionária, independente do ambiente, piscina ou esteira, foi atendida.

A EFM é dividida em cinco domínios: função motora, função sensorial, equilíbrio, amplitude de movimento e dor articular. A função motora do membro inferior inclui índices

de movimento, coordenação e reflexos osteotendíneos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo. O treinamento aeróbio aumentou o escore das subunidades de função motora de membro inferior, coordenação e velocidade de membro inferior e equilíbrio. O treino aeróbio consistiu em marcha estacionária em piscina ou em esteira ergométrica, o que pode explicar as alterações nos domínios do membro inferior da EFM. Os ambientes aquático e terrestre não causaram diferentes efeitos na EFM. Exercício aeróbio modifica padrões cinemáticos articulares durante a marcha, como aumento de flexão do joelho e quadril e dorsiflexão do tornozelo e capacidade de geração de torque (TEIXEIRA-SALMELA et al, 2001), aumenta o limiar do reflexo H, diminuindo a excitabilidade do músculo e portanto a espasticidade (LU et al, 2012), o que contribui para a coordenação, amplitude e velocidade de movimento dos membros inferiores. Exercício aeróbio realizado em piscina também aumentou a força e velocidade de marcha, diminui espasticidade e aumenta força muscular em pessoas com AVC e Parkinson (PAGLIARO, ZAMPARO, 1999; CHU et al, 2004; NOH et al, 2008, VIVAS, ARIAS E CUDEIRO, 2011).

Outro objetivo específico desta tese foi avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios na capacidade de pessoas com AVC realizarem atividades funcionais. A análise estatística mostrou aumento dos escores das escalas TUG e BERG, que mensuram agilidade e equilíbrio, respectivamente. Não houve efeito do treinamento nas escalas TC6M e EAPA, que mensuram velocidade de marcha e controle postural, respectivamente. Nenhuma avaliação sofreu o efeito do ambiente do treinamento. A hipótese inicial foi parcialmente aceita, pois se esperava que todos os escores aumentassem após o treinamento, independente do ambiente. Porém, somente sofreu o efeito do treinamento as escalas TUG e BERG.

Para a medir as limitações ou habilidades nas atividades utilizou-se quatro escalas de avaliação: TUG para agilidade, BERG para equilíbrio, EAPA para controle postural e TC6M para a velocidade de marcha. Os escores da TUG e BERG aumentaram após o treinamento. A aptidão física é baseada em um conjunto de capacidades físicas e motoras, como força, resistência, flexibilidade, potência, resistência cardiorrespiratória, tempo de reação, velocidade de movimento, coordenação e outras. A capacidade diretamente relacionada ao treino aeróbio é a cardiorrespiratória. Porém, quando o exercício aeróbio é o treino de marcha, mudanças na resistência muscular também podem ocorrer, e ambas as capacidades incrementarão a capacidade aeróbia do sujeito. A agilidade e equilíbrio também são capacidades que podem ser melhoradas e/ou afetadas por outras capacidades. A fraqueza muscular em pessoas com AVC permite que as pequenas cargas impostas durante o exercício aeróbio mudem força, potência e resistência muscular e que estas por sua vez interfiram nas

capacidades de agilidade e equilíbrio (TEIXEIRA-SALMELA et al, 2001, MACKO et al, 2005). Pessoas com sequelas de AVC que realizaram treino aeróbio em piscina (CHU et al, 2004, NOH et al, 2008) e na esteira (TEIXEIRA-SALMELA et al, 2001, PANG et al, 2005) também melhoraram seus escores no TUG e BERG. Os benefícios dos exercícios aeróbios também se estendem aos idosos (KATSURA et al., 2010; AVELAR et al., 2010) e pessoas com doença de Parkinson (VIVAS, ARIAS E CUDEIRO, 2011).

Neste estudo, houve a tendência para o aumento da velocidade da marcha após o treinamento (TEIXEIRA-SALMELA et al, 2001, KATZ-LEURER et al, 2003, CHU et al, 2004). O número pequeno de participantes do estudo pode ter afetado o desvio padrão do escore e evitado o efeito do treinamento. A avaliação do controle postural (EAPA) não sofreu o efeito da fase e do grupo, ou seja, não foi sensível e não mostrou modificações. A EAPA é uma escala mais sensível para pessoas com AVC agudo (até seis meses pós AVC), ou subagudo (de seis a 12 meses após AVC), já que a maioria de suas atividades testes são mensuradas na posição sentada e/ou deitada, posições e atividades que para os participantes deste estudo já dominavam (Yoneyama et al, 2008).

Outro objetivo específico deste estudo foi avaliar o efeito dos treinamentos aeróbios na qualidade de vida de pessoas com sequelas crônicas de AVC. Após a análise estatística observou-se aumento de quatro dimensões da SF36, todas as quatro relacionadas à porção motora do questionário. Esses resultados contemplaram nossa hipótese de que as dimensões relacionadas a parte motora aumentariam seus escores após o treinamento aeróbio. Um dos domínios, aspecto físico, também sofreu o efeito do grupo, que não era esperado.

Foi utilizado o questionário SF36 para avaliar a qualidade de vida nas pessoas com AVC. As dimensões capacidade funcional, aspecto emocional, estado geral da saúde e aspectos físicos obtiveram maiores escores após o treinamento. Além disso, o escore do domínio aspectos físicos escore foi maior nas pessoas que treinaram na piscina.

O questionário SF-36 pode ser dividido em 2 partes: a parte mental e parte motora. Os quatro domínios que sofreram efeito do treinamento estão contemplados na parte motora. O domínio de aspectos físicos está relacionado a problemas para realizar atividades de vida diária e trabalho. O estado geral de saúde tem cinco itens relacionados a problemas de saúde. O domínio aspecto emocional tem três itens relacionados às alterações com o trabalho ou alguma atividade diária em relação às emoções. A capacidade funcional é composta por dez itens relacionados à dificuldade em realizar atividades de vida diária relacionadas à saúde. Como visto, todos os escores que melhoraram estão relacionados aos diferentes aspectos da capacidade de realizar movimentos funcionais, ora domésticos ora ocupacionais. O domínio

função social, da escala SF-36 de qualidade de vida aplicadas em pessoas com AVC, aumentou seu escore após uma intervenção domiciliar que misturou exercícios de equilíbrio, força e resistência muscular (treino aeróbio) em comparação a reabilitação tradicional realizada em ambulatório. Segundo os autores, a intervenção domiciliar e o exercício aeróbio foram essenciais para a adesão ao programa e o ganho de força, equilíbrio e resistência, fatores importantes para a melhora da qualidade de vida (STUDENSKI et al, 2005). Todas as dimensões do SF-36 tiveram escores maiores quando pessoas com AVC utilizaram a órtese elétrica funcional para o aumento da dorsiflexão na marcha. A diminuição da espasticidade e a melhora do equilíbrio e padrões da marcha foram cruciais para o aumento da qualidade de vida das pessoas (FERNANDES, CARVALHO e PRADO, 2006). Atividade de vida diária está relacionada à qualidade de vida em pessoas com AVC (RAND et al, 2010).

A melhora das capacidades também pode explicar a melhora da qualidade de vida relacionada à saúde. O grupo que realizou treino aeróbio na piscina ainda apresentou maiores escores no domínio aspecto físico. Alguns estudos mostraram que o treinamento em piscina, além de melhorar as capacidades físicas, também promove maior motivação e adesão (CHU et al., 2004; NOH et al., 2008, AVELAR et al, 2010). O aspecto lúdico, a temperatura e a diminuição do peso aparente tornam a atividade aquática atrativa e prazerosa. Acredita-se que esses aspectos colaboraram para essa pequena diferença entre grupos.

A porção motora do questionário de qualidade de vida SF36 sofreu o efeito do treinamento e aumentou os escores na fase pós. De acordo com a CIF, os resultados deste estudo indicam que o treinamento aeróbico melhora a estrutura e função corporal, atividade e participação. Esses resultados são promissores porque indicam um caminho para as pessoas com problemas crônicos provocados pelo AVC sigam para conseguirem a melhora da qualidade de vida e bem estar.

5.2 Controle do movimento e postural na tarefa de alcance funcional

A primeira pergunta desta tese é: Qual é o efeito do treinamento aeróbico realizado em dois ambientes no controle postural de sujeitos pós-AVC? Para responder esta pergunta, o controle postural foi analisado por meio do comportamento da ativação muscular nos diferentes ajustes posturais sob o efeito do treinamento e do ambiente (piscina e esteira). A intensidade dos ajustes posturais durante (APO) e depois (APC) do término do movimento focal diminuíram após o treinamento. Isso indica que a demanda do controle postural depende

da fase da ação.

A hipótese inicial era que a atividade EMG sofresse efeito do treinamento e do lado de formas diferentes em cada ajuste postural (APA, APO e APC).

A modulação da intensidade dos ajustes posturais aconteceu em relação ao lado da lesão encefálica. A modulação entre os lados parético e não parético ocorreu ao longo da execução da tarefa, de forma que no APA foi maior no lado oposto à lesão, nos músculos não paréticos; enquanto que durante a execução do movimento focal (APO), a ativação muscular foi maior no lado parético. A variação de locais e fases de maior intensidade da ativação muscular tem relação com a necessidade de cumprir a tarefa. Segundo MASSION (1998), o movimento somente pode ser realizado com sucesso quando há a ação adequada do controle postural na sua preparação, e o APA entre outros objetivos, se antecede ao distúrbio postural causado pelo movimento focal, de forma a prever e contribuir com a execução da tarefa. DICKSTEIN et al. (2004), JACOBS et al. (2009) e BIGONGIARI et al. (2011) sugerem que as alterações na intensidade e no tempo do APA podem ser decorrentes de alterações no SNC. A menor atividade EMG nos músculos paréticos durante o APA de pessoas com AVC já foi observada (SLIPJER et al., 2002; DICKSTEIN et al., 2004; GARLAND et al., 2009), bem como dificuldades na modulação do APA frente a mudanças no movimento focal. Esses estudos relacionam a diminuição da magnitude do APA às alterações de força dos músculos paréticos provocada pelo AVC. Essa mudança de força é associada às mudanças morfológicas no músculo parético (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000; GARLAND et al., 2009; LI, SURESH e ZHOU, 2012), como atrofia de fibras do tipo II, diminuição da circunferência da fibra muscular, regiões atróficas e aumento de tecido adiposo, mudanças essas que podem ser consequência de alterações dos neurônios motores da medula espinhal e podem levar a alterações no sinal EMG. Além disso, o APA é gerado por comandos do SNC, e as pessoas deste estudo apresentam lesão córtico fronto parietal, com prováveis danos nas áreas do córtex motor primário e/ou suplementar, responsáveis por planejar e executar os comandos no APA (SLIPJER et al., 2004; JACOBS et al., 2009; CHANG et al., 2010). As mudanças periféricas e centrais pós AVC diminuiram a atividade muscular no APA em músculos paréticos quando comparados com aqueles não paréticos.

Para a tarefa de alcance funcional a maior ativação muscular no APO ocorreu nos músculos paréticos. No APO, o controle postural se responsabiliza em estabilizar a postura frente ao movimento focal para garantir sua plena execução. Uma vez que lesões no SNC causam alterações nos padrões e comando neuronais, é comum que pessoas com AVC (SLIPJER et al., 2004; DICKSTEIN, et al., 2004; GARLAND et al., 2009), paralisia cerebral

(BIGONGIARI et al., 2011), esclerose múltipla (KRISHANAN; KANEKAR; ARUIN, 2012), síndrome de Down (ARUIN; ALMEIDA, 1997) e Parkinson (JACOBS et al., 2009) alterem o tônus e o controle, exagerem na atividade do músculo, mudem o padrão EMG ou coativem músculos agonistas e antagonistas para evitar desequilíbrios e deslocamentos excessivos que possam gerar quedas. Trata-se de uma estratégia conservadora que diminui a flexibilidade articular e garante a segurança no movimento.

Durante o APC, ou seja, após o término do movimento focal houve maior atividade dos músculos focais, bíceps braquial e deltóide anterior. O APA tem a função de prever e prevenir desequilíbrios e sua ação interfere na atividade do APC (ARUIN; ALMEIDA, 1997, SLIPJER et al., 2004 , DICKSTEIN, et al., 2004 e GARLAND et al., 2009, JACOBS et al., 2009, BIGONGIARI et al., 2011, KRISHANAN; KANEKAR; ARUIN, 2012). Todos os participantes do estudo executaram a ação motora planejada com sucesso. Isso sugere que o risco para o equilíbrio, provocado pela execução da tarefa, foi minimizado, o que explica porque os músculos dos membros inferiores paréticos e não paréticos tiveram menor atividade que os músculos focais no APC.

As diferenças entre os ajustes posturais suportam a ideia de que o controle postural e do movimento agiram de forma independente, mas associada no controle da ação motora. A postura é a base na qual o movimento é organizado e executado, e o controle motor, como um todo, pode ser separado em preparação, realização e a ação dos ajustes posturais (MASSION, 1998). Assim, o envolvimento do controle postural é evidenciado, principalmente, na primeira e terceira fases (MOCHIZUKI, 2008), mesmo que isso se traduza na diminuição da atividade dos músculos posturais, e o controle do movimento foi evidenciado durante o APO.

O controle da posição do corpo no espaço é uma parte essencial das capacidades funcionais e a restauração do controle postural é essencial para a recuperação dessas capacidades. Neste estudo, as pessoas com sequelas de AVC apresentaram menor intensidade da atividade muscular durante o APO e APC após o treinamento e apesar de não ser significativamente estatístico, houve também a tendência de reduzir a intensidade EMG durante o APA. A intensidade dos ajustes posturais depende das demandas da tarefa, magnitude, direção da perturbação esperada e da condição postural corrente, do ambiente, estabilidade da superfície, carga adicional e do indivíduo (SLIPJER et al., 2004; BIGONGIARI et al., 2011). A tarefa e as condições ambientais foram iguais no pré e pós treinamento. O treinamento aeróbio afetou positivamente o controle postural das pessoas neste estudo. Os maiores escores alcançados no pós treinamento, nos testes funcionais como TUG e BERG e a tendência ao aumento do escore na TC6 corroboram com estudos que

mostraram que agilidade, equilíbrio e velocidade da marcha melhoraram após o treinamento aeróbio (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2001; KATZ-LEURER et al., 2003; MACKO; IVEY e FORRESTER, 2005, PANG et al., 2006). A diminuição do tônus, mensurada com a taxa de reflexo H, e a melhora do equilíbrio, medida com o deslocamento do COP, foram encontradas por LO et al. (2012) após uma sessão de treino aeróbio, o que mostrou que alterações neurofisiológicas e mecânicas podem ocorrer após esse tipo de treinamento. O exercício aeróbio pode produzir pouco ou nenhum ganho de força em populações sem alterações neurológicas, pois as cargas são inadequadas (pequenas) para a hipertrofia muscular ou a rápida indução de produção da cadeia de miosina. Porém, as adaptações biológicas periféricas, musculoesqueléticas, podem fundamentalmente diferir em sujeitos com AVC. A força muscular nos membros inferiores está alterada e ligada à marcha e equilíbrio e por isso as implicações do exercício aeróbio podem melhorar a mobilidade funcional e a segurança das pessoas (MACKO; IVEY e FORRESTER, 2005).

Por que os resultados da avaliação eletromiográfica foram diferentes dos resultados funcionais? O exercício aeróbio foi realizado em ambientes diferentes, piscina e esteira ergométrica. O exercício consistiu em marcha estacionária subaquática e marcha em esteira. Nenhum exercício de equilíbrio foi executado em ambos os ambiente e os resultados das avaliações clínicas mostraram aumento do escore do BERG e TUG, equilíbrio e agilidade, respectivamente, sem a influência do fator grupo. VIVAS, ARIAS E CUDEIRO (2011) aplicaram as avaliações de BERG, TUG e o teste de alcance funcional em pessoas com doença de Parkinson que passaram por quatro semanas de intervenção no solo ou na piscina. Os exercícios foram semelhantes entre os grupos solo e piscina e buscaram principalmente o equilíbrio de tronco. Após a intervenção, eles observaram o aumento do escore do teste de BERG somente para o grupo da piscina, porém o alcance funcional melhorou em ambos os grupos. Segundo os autores, as diferença entre grupos pode ser devido a diferente demanda dos músculos posturais, já que no solo o controle da projeção do COM, com respeito à base de apoio, aumenta a atividade dos músculos posteriores, pois os desequilíbrios são provocados pela projeção do COM para frente (levantar de uma cadeira, andar, alcançar algum objeto). Atividades realizadas no meio aquático contam com o suporte das forças (empuxo, viscosidade e pressão hidrostática) que surgem da interação do corpo com a água, e que podem modificar as respostas posturais frente a estímulos ou tarefas iguais.

Os treinamentos realizados na esteira e na piscina causaram efeitos opostos na magnitude da atividade muscular, ou seja, os parâmetros do EMG aumentaram após o treinamento na água e diminuíram após o treinamento na esteira. As diferenças entre os

grupos foram pequenas ou ocorreram na interação com a fase de treinamento. O princípio da especificidade do treinamento implica que a prescrição de exercícios deve adaptar o modo de treinamento aos efeitos desejados (ENOKA, 2000). As capacidades físicas diretamente relacionadas ao exercício aeróbio são as cardiorrespiratórias (ACMS, 2004), porém não se devem negligenciar outras capacidades e habilidades que se beneficiam do treino aeróbio. O exercício aeróbio terrestre (KATZ-LEURER et al., 2003; MICHAEL et al., 2009; OUTERMANS et al., 2010; GLOBAS et al., 2012) beneficia o equilíbrio e agilidade de pessoas com sequelas de AVC. Exercícios em meio aquático com idosos (KATSURA et al., 2010; AVELAR et al., 2010) e com pessoas com sequelas de AVC (CHU et al., 2004; NOH et al., 2008) também mostraram benefícios para o equilíbrio, o que apoia que outras aptidões, principalmente àquelas do aparelho locomotor (força e resistência muscular) podem aprimorar o equilíbrio.

A microgravidade (ex: piscina) e diminuição do peso reduz ou elimina as informações sensoriais para os receptores de carga na planta do pé. Isso provoca a necessidade de aumentar a demanda de informações sensoriais de outras fontes para o controle da postura. A aferência visual e contato tátil (peso corporal) são importantes para orientar o corpo em relação ao espaço. A visão é usada para monitorar a cabeça e o balanço corporal em relação ao ambiente e a informação tátil (toque com a superfície externa - graviceptores) também oferece o valor de referência para a estabilidade postural (MASSION, 1998; LI; ARUIN, 2008). Assim, sugerimos que o treinamento aeróbio subaquático modificou a exigência dos músculos posturais e provocou a diferença na atividade EMG entre grupos.

Outra variável analisada foi a latência da atividade muscular, que diminui após o treinamento. Encontrou-se ordem decrescente da latência, os músculos paréticos ativaram antes que os músculos não paréticos, seguidos dos focais. O início da atividade muscular foi definido como a primeira atividade EMG antes do movimento focal e que fosse três vezes maior que o sinal da linha de base, mais três desvios-padrão do EMG medido na fase de pré-atividade. A latência foi definida como o intervalo de tempo que o músculo levou para ativar até o início do movimento focal. Autores que investigaram a latência de músculos posturais apresentaram definições e procedimentos diferentes para seu cálculo (DICKSTEIN et al., 1994; CHANG et al., 2010). Dickestein et al. (1994) definiram a latência muscular como a diferença entre o início da atividade EMG de músculos posturais e o início da atividade EMG dos músculos focais e não encontraram latências diferentes entre músculos paréticos e não paréticos e pessoas com AVC e saudáveis. Já CHANG et al. (2010) calcularam a latência muscular como o tempo em que o músculo ativou após o sinal para iniciar a tarefa proposta, e

observaram que os músculos paréticos tem maior latência que aqueles não paréticos. As alterações no trato córtico espinhal, comum em pessoas com lesões frontoparietais, mudam os comandos que chegam aos neurônios motores da medula espinhal. A espasticidade ou hipertonia elástica nos músculos paréticos é o excesso de atividade da unidade motora devido a falta de inibição dos neurônios motores superiores. Esse excesso de atividade (anormal) pode induzir a menor latência muscular durante a tarefa de alcance funcional neste estudo. Além disso, a redução da latência muscular pode estar associada à diminuição no tônus muscular e alterações no controle neuromuscular (PAGLIARO, ZAMPARO, 1999; VIVAS, ARIAS E CUDEIRO, 2011; LO et al., 2012). Além da espasticidade, a diminuição das aferências somatossensoriais e a descarga de peso ipsilateral (lado parético) diminuída podem contribuir para as diferenças de ativação muscular postural entre os hemicorpos (SLIPJER et al., 2004). Pessoas com sequelas de AVC apresentaram alterações na ativação muscular, tanto do lado parético quanto não parético em comparação com pessoas saudáveis. CHANG et al. (2010) atribuíram esse fato a lesão no córtex motor primário e córtex motor suplementar, este último responsável pela ativação bilateral dos músculos.

Para a FM do EMG, houve modulação entre os ajustes posturais para os músculos, fase e grupo. Novamente, destaca-se que o SNC utiliza diferentes estratégias de acordo com a demanda da tarefa. O aumento da FM resulta da maior taxa de disparo das unidades motoras (UM), diminuição da sincronização de UM e/ou mais UM ativas, e redução do intervalo de disparo da mesma UM. A modulação da FM sugere que as pessoas utilizaram diferentes estratégias de recrutamento das UM (KAMEM, 2004; SABUT et al., 2010; DUFFY et al., 2012). A característica da tarefa, a intensidade e a velocidade da execução são determinantes no recrutamento da quantidade e dos tipos de UM. É o principal fator na produção de força em baixas intensidades, enquanto que a modulação da frequência de disparo das UM predomina em médias e altas intensidades (ENOKA, 2000). Os músculos paréticos e não paréticos obtiveram maior FM no APO e APC, respectivamente, ou seja, nos momentos de maiores riscos ao equilíbrio corporal e maior prontidão da atividade muscular. As diferenças entre os músculos podem estar relacionadas às alterações morfológicas dos músculos paréticos, como a maior atrofia das fibras de contração rápida, o que exigiriam o aumento na frequência de disparo das fibras de contração lenta. Além disso, o aumento da FM também sugere a dessincronização das UM, mais relacionada ao músculo parético.

Após o treinamento, houve aumento da FM somente no APO e APC; enquanto que na fase pré treinamento, a FM foi maior no APA e APC. A tarefa postural, indicada pela preparação e correção da tarefa, exigiu menor número e taxa de disparo das UM, o que pode

demonstrar a maior segurança durante a tarefa postural. Durante a execução do movimento (APO), houve a necessidade de se ativar mais UM no pós treinamento. SABUT et al. (2010) observaram aumento da frequência mediana e da intensidade do EMG em sujeitos com AVC após sessões de fisioterapia convencional adicionada à estimulação elétrica funcional (FES) no músculo tibial anterior. Eles relacionaram essa mudança ao aumento da dorsiflexão ativa do tornozelo e a melhora nos padrões articulares durante a marcha.

Assim como para magnitude do EMG, houve o aumento da FM no pós treinamento para o GP e diminuição da FM para o GE. Novamente, o princípio de especificidade de treinamento pode ter contribuído. Apesar dos exercícios não serem diretamente relacionados ao equilíbrio, a marcha em esteira, foi realizada em ambiente terrestre, e talvez isso possa ter causado alterações do músculo, como aumento do trofismo, exigindo menor recrutamento das UM na fase pós treinamento em oposição ao grupo que treinou na piscina.

A variabilidade do EMG foi analisada por meio do valor RMS. Os movimentos humanos exibem considerável variabilidade e alta complexidade em termos de ativação neural e padrões biomecânicos (LATASH, 2008). A variabilidade da ativação muscular ocorre por variações na intensidade de ativação muscular entre repetições. É o resultado de uma resposta não estereotipada do músculo ao estímulo provocado pela ação motora. A diferença de variabilidade entre músculos paréticos e não paréticos sugere que esses grupos musculares podem ter diferentes atribuições posturais ao longo da tarefa. ARUIN (2006) mostrou que a assimetria na perturbação provocada pelo movimento focal provoca alterações no padrão de resposta no APA. Nesse estudo, o movimento focal foi realizado pelo membro superior do lado controlado pelo hemisfério cerebral não afetado pelo AVC. As assimetrias posturais podem ocorrer por fatores intrínsecos, como lesões nos hemisférios cerebrais, onde posturas assimétricas podem causar assimetria na descarga de peso entre os membros inferiores, e extrínsecos, como tarefas ocupacionais e/ou de atividades da vida diária, e causam assimetrias na ativação muscular nos ajustes posturais (SLIPJER et al.,2002).

O controle postural normal requer a capacidade de adaptar as respostas às demandas mutáveis da tarefa e do ambiente. Essa flexibilidade exige a disponibilidade de estratégias motoras múltiplas e a capacidade de selecionar a estratégia adequada (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003). Essa assimetria da variabilidade e outras variáveis EMG (iEMG, FM, latência) demonstra a estratégia utilizada pelo SNC para controlar e compensar restrições mecânicas adicionais tarefas e situações de assimétricas.

Os mecanismos básicos de controle postural sofreram o efeito do lado, grupo e treinamento na tarefa de alcance funcional. Destacamos o comportamento oposto da atividade

EMG na fase de pós treinamento para os grupos GE e GP.

5.2.1.1 Análise cinemática do movimento durante o movimento de alcance funcional

A aceleração e velocidade aumentaram no pós treinamento no APO e para o APA e APC não houve efeito dos fatores. O aumento da velocidade e aceleração apenas durante a execução do movimento após o treinamento sugere que os participantes do estudo ganharam mais confiança para executar a tarefa. MACKO; IVEY e FORRESTER (2005) observaram que o treino de marcha em esteira está relacionado ao desempenho dos músculos dos membros inferiores, estes por sua vez estritamente ligados ao controle postural. Esses autores sugerem que o treino aeróbio em pacientes com AVC aumenta a segurança na realização de atividades da vida diária, devido ao aprendizado motor e às alterações musculares.

A intensidade da perturbação postural depende da velocidade e aceleração do movimento focal (MASSION, 1998; SLIPJER et al., 2002; LATASH, 2008). Para evitar a acomodação da resposta, o comando dado aos participantes foi que executassem o movimento focal o mais rápido possível. Desta forma, o aumento da velocidade e aceleração do movimento focal indica que os participantes tornaram-se capazes de suportar maiores níveis de perturbação que antes do treinamento.

Os sujeitos aumentaram a velocidade e aceleração durante o APO na fase pós treinamento na tarefa alcance funcional.

5.2.1.2 Ação das sinergias posturais durante o movimento de alcance funcional

Os componentes principais mostraram participações variadas ao longo dos ajustes e em função do treinamento e grupo. Cada componente principal é o resultado da integração de sinais de diferentes músculos e representa uma sinergia. Baseada no princípio da abundância motora, a sinergia pode ser definida como os ajustes covariados em variáveis elementares (básicas, fundamentais, essenciais) que estabilizam, ou seja, diminuem a variabilidade, de outra variável potencialmente importante para a realização da tarefa, com a qual todas as outras variáveis elementares contribuem (KRISHNAN et al., 2012). Se a variabilidade de um conjunto de variáveis pode ser explicada por um menor número de outras diferentes variáveis, como os componentes principais ou componentes independentes, então as variáveis originais

linearmente combinadas podem ser representadas por razões fixas dentro de cada sinergia, e explicaria a coordenação de numerosos músculos dos membros inferiores frente a uma tarefa postural (FREITAS, 2005; MOCHIZUKI, 2008, CLARK et al, 2010). Podemos considerar a participação de cada componente principal na variabilidade explicada total como o nível de importância de cada sinergia na execução da tarefa. Desta forma, verificamos que as sinergias tiveram diferentes níveis de importância nos ajustes posturais e isso foi dependente do grupo e do treinamento.

Por causa da forma de cálculo dos componentes principais, a ordem de participação dos componentes principais na tarefa é inversamente relacionada à numeração do componente principal. Se os componentes principais de menor numeração diminuem seu efeito, implica-se que os primeiros componentes principais estiveram mais participativos na tarefa. A redução na participação dos componentes principais menores sugere também a redução do número de sinergias envolvidas na tarefa. Da mesma forma, o oposto também pode ocorrer, isto é, se os componentes principais menores aumentam sua participação, evidencia-se o aumento no número de sinergias.

Na tarefa de alcance funcional, considera-se como variável de desempenho colocar a mão, não parética, sobre a mesa posicionada à frente, realizando o movimento o mais rápido possível. As variáveis elementares são os músculos dos membros inferiores responsáveis pelo controle da postura. Houve o aumento do número de sinergias no APA e APC e uma diminuição no APO no pós treinamento para a tarefa de alcance. Durante a primeira e terceira fase da tarefa postural (APA e APC) houve o aumento da participação de componentes principais menores (CP2, CP3 e CP4) após o treinamento aeróbio. Isso significa que na fase pós as pessoas apresentaram maior flexibilidade na escolha das sinergias para o controle das variáveis elementares (atividade EMG). Portanto, o controle postural aumenta sua participação, envolvendo mais elementos.

Durante o APO, o primeiro componente principal aumentou sua participação após o treinamento, e todos os outros CP diminuíram suas participações. No teste, as pessoas aumentaram a velocidade e aceleração no APO, ou seja, a variável de desempenho melhorou após o treinamento e a atividade foi feita com mais segurança. A maior importância para uma sinergia postural pode ser a facilitação, causada pelo treinamento, na realização da tarefa meta e o controle da variável de desempenho (KRISHNAN et al., 2012). Além disso, a menor variabilidade da sinergia no APO indica a preocupação do controle postural em garantir a estabilidade durante a execução do movimento. Sinergias motoras refletem a estratégia neural da coordenação muscular que facilitam o controle dos comportamentos motores (CLARK et

al., 2010). Nossos resultados sugerem dois grupos de sinergias (LATASH, 2008), um dedicado ao movimento voluntário planejado e o outro dedicado a antecipar e/ou corrigir as perturbações posturais causadas pelo movimento.

As sinergias musculares correspondem ao agrupamento de músculos que se orientam para garantir que a tarefa seja realizada. O número de sinergias em que os músculos se organizam é uma indicação do grau de complexidade do sistema. Quanto maior o número de elementos, mais complexo o sistema se torna. Os componentes principais estão organizados em ordem decrescente de participação na variabilidade total do sistema. Entretanto, não é óbvia a relação entre a participação de cada sinergia na variabilidade total e sua importância para o atendimento da meta, ou seja, não necessariamente significa que as menores sinergias tenham menos importância na tarefa. Por essa razão, simulamos com dois, três e quatro graus de liberdade a reconstrução da cinemática do movimento focal. Se nos baseássemos apenas na participação de cada sinergia na variabilidade total, o esperado seria que o aumento de graus de liberdade, ou seja, a participação das menores sinergias, não repercutisse em mudanças na reconstrução do movimento focal. Esse resultado não foi encontrado, pois cada sinergia teve um papel diferente nos ajustes posturais e afetou de forma diferente o tamanho do resíduo da reconstrução do movimento.

A flexibilidade observada, duas, três ou quatro sinergias foi capaz de reconstruir o movimento focal, do controle da ação (APO) e mostra que ela é sensível ao tipo de ambiente, ao treinamento e mesmo a lesão neurológica presente.

O estudo do controle da ação e o entendimento da relação entre controle postural e o controle de movimentos passa pela identificação das variáveis independentes que são controladas pelo SNC. As variáveis independentes (CI) são representantes diretas da ação do SNC e sua combinação está associada ao desempenho da variável principal do movimento. Tais variáveis codificam as informações encaminhadas através da medula espinhal para os atuadores do movimento, os músculos (MOCHIZUKI, 2008). As duas principais hipóteses para o entendimento do controle de movimentos envolvem a busca das variáveis independentes e o entendimento sobre como o sistema nervoso reduz os graus de liberdade do sistema (LATASH, 2008).

Um número variado de sinergias foi usado para reconstruir o movimento focal. Essa análise permite encontrar qual a melhor quantidade de sinergias para a execução da tarefa. Para que um conjunto de sinergias tenha sido bem sucedido para a tarefa, o seu resíduo precisa diminuir.

5.2.1.3 Organização do controle postural durante o movimento de alcance funcional

Qual é a relação da ativação muscular durante as fases do controle postural e o padrão da variável de desempenho? O número de dimensões é diferente entre os Ajustes Posturais. A quantidade de componentes independentes necessária para constituir a ativação muscular observada no APA, APO e APC é variável. Os resultados mostram que os resíduos das sinergias sofreram efeitos da quantidade de sinergias utilizadas, grupo, e treinamento. Isso mostra como é variada a importância das sinergias neuromusculares para a execução de uma tarefa motora. Com o aumento de graus de liberdade aumenta-se o tamanho do sistema e o número de variáveis independentes que devem ser monitoradas pelo SNC, uma queda no rendimento poderia ser esperada. No APA, na fase pós treinamento, houve o aumento do resíduo para todos os graus de liberdade no primeiro componente independente e no APO ocorreu de forma oposta, o primeiro componente independente teve o maior resíduo na fase pré treinamento. Mais uma vez houve diferenças entre as fases do controle postural. O aumento do número das sinergias, evidenciado pela análise dos componentes principais, durante o APA e APC e sua diminuição durante o APO corroboram com a análise dos componentes independentes e com o aumento da velocidade e aceleração do movimento focal durante o APO. Aumentar o resíduo no pós treinamento mostra o risco de se utilizar um maior número de sinergias e o aumento da complexidade do sistema, podendo cometer erros. As pessoas do GE e na fase pós treinamento arriscaram mais no controle da postura que o GP e na fase pré treinamento. O treino em esteira promove estímulo biomecânico e neurofisiológico que pode potencialmente promover adaptações duráveis no desempenho motor. O princípio mais básico do aprendizado motor é o alto volume de repetições, literalmente milhares, do padrão de marcha locomotor. Isso corresponde uma forma de aprendizado motor: prática por meio da repetição. Mas apenas o ato de repetir não otimiza o processo de adaptação neural que acompanha o aprendizado. O treino deve ter também relevância da tarefa orientada. A atenção requerida na marcha em esteira impõe aspectos motivacionais e o alcance progressivo de metas. Isso pode promover simetria biomecânica e ativação sensóriomotora e modificar o controle postural (MACKO; IVEY e FORRESTER, 2005).

O resíduo da reconstrução do movimento focal foi maior no APA e APC pós treinamento e menor no APO pós treinamento.

5.2.1.4 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de alcance funcional

O GE aumentou sua variabilidade boa na fase pós treinamento. Isso significa o fortalecimento de suas sinergias.

A diferença da média entre respostas biomecânicas durante uma tarefa motora é a variabilidade. A variabilidade é resultado de erros de medição e variações naturais vinculadas ao movimento. O excesso de graus de liberdade mecânicos do corpo humano permite que o mesmo movimento possa ser executado com o mesmo grau de qualidade por diferentes formas. Isso resulta na impossibilidade de se repetir o mesmo padrão de movimento após repetições. Mesmo que semelhantes cada repetição do movimento é diferente da anterior. O princípio da abundância sugere que o SNC não elimina graus de liberdade, mas utiliza todos para garantir a flexibilidade e segurança no desempenho da tarefa (LATASH e ANSON, 2006). Uma boa consequência da variabilidade do movimento é a maior capacidade de adaptação às imprevisibilidades provocadas pelos estímulos internos e externos, perturbações ou mesmo mudanças de meta.

Uma das dificuldades é separar na variabilidade o componente que não é prejudicial ao alcance da meta da tarefa, do componente da variabilidade que deve ser eliminado para que a meta da tarefa seja atendida. Essa dificuldade sugere que existe o problema da variabilidade do movimento. As sinergias são organizações entre elementos de um conjunto que estabilizam, ou seja, diminuem a variabilidade das características importantes relacionadas ao desempenho da tarefa (FREITAS, 2005) ou aumentem a variabilidade boa (LATASH e ANSON, 2006). Alguns estudos mostram diferentes abordagens para lidar com esse problema (LATASH et al, 2005, LATASH e ANSON, 2006, STEEN e BONGERS, 2011, HSU, CHU e WOOLLACOTT, 2012). Neste estudo mostrou-se uma forma menos complicada de resolver o problema da variabilidade boa e ruim do movimento. Considerou-se como variabilidade boa aquela que não provoca uma resposta associada à meta. Uma forma de identificar resultados associados ou não associados a um comportamento é a análise de sua ortogonalidade.

Por ortogonalidade entendemos se duas variáveis são perpendiculares. Por exemplo, dois vetores são ortogonais se o ângulo formado por eles é 90º, ou seja, as variáveis que são ortogonais têm o ângulo reto entre elas. Se duas variáveis são ortogonais, elas são linearmente independentes. A independência linear indica que mudanças em uma variável não afetam a outra. O contrário, a dependência linear, surge quando as variáveis não são ortogonais. Se

afirmarmos que a variabilidade boa é que não afeta a meta, essa variabilidade necessariamente é linearmente independente da meta. Por outro lado, a variabilidade ruim é linearmente dependente da meta. Para obter essas duas variabilidades, decompomos o resíduo nos componentes perpendicular (independente) e tangencial (dependente) em relação à curva da meta, ou seja, do movimento focal. A variabilidade boa sofreu o efeito do grupo. No APC a maior variabilidade boa ocorreu no GE. Isso mostra maior flexibilidade na escolha das sinergias durante a correção postural, porém deve-se considerar outros fatores (LATASH e ANSON, 2006). Um estudo (REISMAN e SCHOLZ, 2003) mostrou que pessoas com AVC tem menos flexibilidade articular e coativam os músculos agonistas e antagonistas concomitantemente durante a tarefa postural. Porém quando avaliada as variabilidades boa e ruim, por meio da hipótese da variedade não controlada (em inglês: *uncontrolled manifold hypothesis – UCM),* as mesmas pessoas mostraram fortes sinergias para o controle muscular, pois a variabilidade boa foi maior que a ruim, com valores iguais a sujeitos sem alterações neuromotoras. Portanto mesmo com padrões de movimentos anormais, eles mantiveram as sinergias adequadamente. Segundo LATASH (2008), não somente a flexibilidade (variabilidade), mas também a compensação de erros e o compartilhamento de tarefas entre as variáveis elementares são importantes para uma sinergia motora e todas devem ser consideradas.

5.2.1.5 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de alcance funcional

Para testar o número de variáveis biomecânicas que tem relação com os testes clínicos foi realizada a análise de regressão múltipla para os dois grupos de treinamento e utilizado uma nova classificação do poder (ausente, fraco, médio e forte) dessa relação, chamado índice geral do treinamento. Para os testes funcionais, o índice geral do treinamento para o GE foi -2 e a relação foi fraca; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi 14 e a relação foi forte. Para SF-36, o índice geral do treinamento para o GE foi 1 e a relação foi fraca; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi 2 e a relação foi média.

Na tarefa de alcance funcional, todos os grupos mostraram relação da atividade muscular com os testes funcionais e a qualidade de vida. O treinamento na piscina mostrou relação mais forte da atividade muscular com os testes funcionais e com a qualidade de vida. Esse resultado indica que a especificidade do meio influencia nas demandas posturais da

tarefa. Além disso, esse resultado mostra a importância de usar para a avaliação do controle postural um teste que tenha um significado motor associado à atividades da vida diária (RAND et al, 2010).

A qualidade de vida foi mais relacionada com a atividade muscular quando o treinamento foi feito na piscina, também. Esse resultado indica que a característica lúdica e parezerosa das atividades na piscina mostra sua relação com a atividade muscular quando a tarefa realizada é funcional (CHU et al., 2004; NOH et al., 2008).

Para a tarefa de alcance funcional, todos os grupos mostraram relação da atividade muscular com os testes funcionais e a qualidade de vida. Isso mostra a importância de se realizarem avaliações biomecânicas por meio de tarefas funcionais.

5.2.2 Controle do movimento e postural durante a tarefa de flexão do ombro

A magnitude da atividade muscular sofreu diferentes efeitos ao longo dos ajustes posturais. Isso sugere que o controle postural modula a atividade muscular em função da fase da ação: preparação, execução e compensação. Essa modulação ocorre na intensidade e nas características de frequência da ativação muscular, indicada pela frequencia mediana (FM). Assim, notamos que no controle postural encontramos evidências da modulação tônica e fásica da atividade muscular. Os efeitos do treinamento foram mais evidentes na modulação fásica (regulação da frequência), pois foi a FM que sofreu os maiores efeitos do treinamento, grupo e lado.

A magnitude da atividade muscular, durante o movimento de flexão do ombro, mostrou-se maior nos músculos não paréticos durante o APA e nos músculos focais no APO e APC. Estudos mostraram menor atividade no APA para os músculos paréticos de pessoas com AVC em comparação ao hemicorpo contralateral e/ou sujeitos saudáveis (SLIPJER et al., 2002; DICKSTEIN et al., 2004; GARLAND et al., 2009). Essas diferenças estão relacionadas a alterações morfológicas encontradas nos músculos espásticos e com déficits em habilidades funcionais como o equilíbrio (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000; PEDRINELLI et al., 2009; LI, SURESH E ZHOU, 2012). Outros autores atribuem essas alterações nos parâmetros temporais da EMG à área de lesão encefálica, área motora primária e suplementar (JACOBS et al., 2009; CHANG et al., 2010). Outro importante resultado deve-se à distinção entre a atividade EMG durante os ajustes posturais. Como durante o alcance funcional, para o movimento de flexão também ficou evidenciado a modulação entre as diferentes etapas do

controle da postura (MASSION, 1998, MOCHIZUKI, 2008). A maior atividade nos músculos focais (bíceps braquial e deltoide anterior) durante o APO e APC mostra que a ação destes está ligada à execução do movimento e à correção ao seu término, sem maiores exigências dos músculos dos membros inferiores, que foram mais ativos no APA . Esse comportamento EMG durante o APC deve-se a carga adicional de 2 kg que as pessoas seguravam na tarefa (BIGONGIARI et al.,2011) e durante o APO à preocupação com o sucesso do movimento focal.

A redução da atividade EMG na fase pós treinamento associada ao sucesso da tarefa demonstra que houve um aumento na conservação de energia e aumento de força (MACKO; IVEY e FORRESTER, 2005) e/ou uma diminuição na espasticidade dos músculos paréticos (LO et al, 2012), já que todos os músculos ativaram menos.

Os treinamentos realizados na esteira e na piscina causaram efeitos opostos na magnitude da atividade muscular. Os parâmetros do EMG após o treinamento aumentaram no GP e diminuíram no GE. Mesmo em tarefas diferentes (alcance e flexão de ombro) houve o mesmo comportamento na inteiração fase e grupo. A especificidade do treinamento e a meta da tarefa provocam a diferença na modulação da atividade EMG, já que do ponto de vista mecânico as tarefas mosão iguais (MASSION, 1998; ENOKA, 2000, LI; ARUIN, 2008, VIVAS, ARIAS e CUDEIRO 2011).

A latência muscular também mostrou o mesmo comportamento do alcance funcional. Encontrou-se ordem decrescente da latência, do músculo focal, lado não parético e parético, ou seja, os músculos paréticos ativaram antes que os músculos não paréticos, seguidos dos focais. A regulação da latência muscular está associada ao uso adequado das informações sensoriais para regular o tônus muscular e o controle voluntário para começar a tarefa. A intensidade adequada do tônus muscular pode facilitar o disparo voluntário de unidades motoras. Portanto, diferentes definições de latência muscular (DICKSTEIN et al., 1994; CHANG et al., 2010) e a presença de espasticidade e alterações sensoriais (SLIPJER et al., 2004) podem explicar esse resultado.

Houve maior frequência mediana nos músculos não paréticos, no APA e APC e focais, no APA, APO e APC. Isso mostra a função dos músculos do membro inferior não parético durante a antecipação e compensação dos desequilíbrios. Os músculos paréticos não modificaram a FM, nem em relação à intensidade e nem de forma distintas durante os ajustes posturais. Para essa tarefa, as pessoas foram incapazes de modularem sua atividade e os músculos paréticos tiveram menor FM. Estudos mostram a dificuldade que pessoas com AVC tem em adaptar a atividade EMG frente a diferentes demandas do controle postural (SLIPJER

et al., 2004; DICKSTEIN, et al., 2004; GARLAND et al., 2009, JACOBS et al., 2009, BIGONGIARI et al., 2011, KRISHANAN; KANEKAR; ARUIN, 2012).

Como para magnitude do EMG, houve o aumento da FM após o treinamento para o GP e diminuição da FM para o GE. O recrutamento das UM é o principal fator na produção de força em baixas intensidades, enquanto que a modulação da frequência de disparo das UM predomina em médias e altas intensidades (ENOKA, 2000, ROBERTSON et al., 2004; SABUT et al., 2010; DUFFY et al., 2012). O exercício aeróbio feito em condições de diminuição do peso (piscina) pode ter colaborado para o menor fortalecimento muscular em comparação ao exercício feito em solo e, portanto exigido uma maior FM na avaliação pós treinamento. Além disso, com base nos estudos sobre a fadiga muscular, a variação da FM do EMG sugere a mudança do tipo de fibra muscular que é predominante durante a execução da tarefa. Esse tipo de comparação propõe que as pessoas que treinaram na água mostraram a tendência de usar fibras musculares cuja frequência mediana foi maior que pessoas que treinaram fora da água. A maior frequência mediana do EMG sugere unidades motoras com intervalo de disparo menor (ENOKA, 2000, KAMEM, 2004).

A variabilidade do EMG foi analisada por meio do valor RMS. A falta de variabilidade nos músculos paréticos pode significar a falta de flexibilidade e de modulação frente às exigências do controle postural, comum a neuropatas (ARUIN; ALMEIDA, 1997, SLIPJER et al., 2004 , DICKSTEIN, et al., 2004 e GARLAND et al., 2009, JACOBS et al., 2009, BIGONGIARI et al., 2011, KRISHANAN; KANEKAR; ARUIN, 2012). Além disso, a assimetria da tarefa e da postura, inerente à hemiparesia também causam assimetrias na atividade EMG (SLIPJER et al., 2002, ARUIN, 2006, LATASH, 2008). Após o treinamento, houve menor variabilidade em todos os ajustes posturais. O treino de marcha aeróbio pode promover o aprendizado motor, e alterar os padrões de controle muscular principalmente durante a marcha, mas também no controle da postura (MACKO; IVEY e FORRESTER, 2005). O aprendizado pode por natureza diminuir a variabilidade neuromuscular e aumentar a segurança na execução do movimento.

Após o treinamento, os três parâmetros EMG (iEMG, RMS e FM) aumentaram no grupo que realizou o treinamento dentro da água e eles diminuíram no grupo que treinou fora da água. Essa resposta mostra a importância que o meio provoca para as respostas neuromusculares. As respostas neuromusculares são moduladas para atender ao equilíbrio entre as forças internas (o músculo) e forças externas (forças de contato, empuxo da água ou do ar e a ação da gravidade) (KATSURA et al., 2010; AVELAR et al., 2010).

Os mecanismos básicos de controle postural sofreram o efeito do lado, grupo e

treinamento na tarefa de flexão do ombro. Destacamos o comportamento oposto da atividade EMG na fase de pós treinamento para os grupos GE e GP.

5.2.2.1 Análise cinemática do movimento durante o movimento de flexão de ombro

A aceleração e velocidade aumentaram após o treinamento no APA, APO e APC, somente paro o GE. Esse resultado deixa claras mudanças na cinemática do movimento somente para o grupo que treino marcha aeróbico, em esteira ergométrica. MACKO; IVEY e FORRESTER, (2005) sugerem que o treino em esteira tem alta relação com o aumento da segurança e confiança durante a execução de tarefas posturais.

Na tarefa de flexão do ombro, houve aumento da velocidade e aceleração em todos os ajustes no grupo GE. Isso mostra a especificidade do treinamento e a menor acurácia deste movimento em relação ao alcance funcional. Durante o alcance funcional houve o aumento da aceleração e velocidade após o treinamento somente no APO e no GE. Para a tarefa de flexão houve o aumento em todos os ajustes posturais e também no GE. Ambas as tarefas são mecanicamente semelhantes, já que produzem um deslocamento do COM para frente, a partir do movimento de flexão do ombro. Porém, o movimento de alcance funcional tinha uma meta que exigia um pouco mais de acurácia que o movimento de flexão do ombro, colocar a mão sobre uma mesa. Sabe-se que movimentos que exigem maior acurácia geralmente são realizados em menor velocidade (lei de Fitts) (FREITAS, 2005). Esse detalhe é importante causa das diferenças encontradas nos resultados deste estudo.

5.2.2.2 Ação das sinergias posturais durante o movimento de flexão de ombro

Para cada ajuste postural uma sinergia diferente foi alterada pelo treinamento. As ações sinérgicas foram diferentes para os ajustes nos grupos GE e GP e nas fases pré e pós treinamento. O GP aumentou a flexibilidade enquanto que o GE aumentou a segurança na fase pós.

No APA e APO, a variância explicada pelo CP4 e CP3, respectivamente, foi maior durante antes do treinamento. No APC, a variância explicada pelo CP1 foi maior no GE e nos CP3 e CP4, no GP. Dois fatos se destacam: o aumento da primeira sinergia indica redução dos graus de liberdade, e o aumento da participação de sinergias menores, indica o aumento dos

graus de liberdade. Assim, o treinamento em piscina provocou o aumento dos graus de liberdade e o treinamento em esteira provocou o efeito oposto, durante a fase compensatória da tarefa. As diferenças entre os grupos podem estar relacionadas com o comportamento das variáveis EMG, que na fase pós treinamento também mostraram comportamentos opostos. A atividade em meio aquático é diferente graças aos princípios físicos naturais da água. Principalmente o empuxo e a viscosidade são responsáveis por sustentarem o corpo submerso e, quando há adaptação ao meio, oferecem segurança e um maior tempo de reação frente a desequilíbrios (CHU et al., 2004; NOH et al., 2008, KATSURA et al., 2010; AVELAR et al., 2010). Massion (1998) descreve a alteração da representação interna da postura em situações de microgravidade, além da modificação nas aferências sensoriais. Apesar da avaliação do controle postural ter sido realizado em meio terrestre, as 29 sessões na piscina podem ter produzido as diferenças entre os grupos na avaliação pós treinamento.

5.2.2.3 Organização do controle postural durante o movimento de flexão de ombro

As sinergias musculares correspondem ao agrupamento de músculos que se orientam para garantir que a tarefa seja realizada. O número de sinergias em que os músculos se organizam é uma indicação do grau de complexidade do sistema. Quanto maior o número de elementos, mais complexo o sistema se torna. Os componentes principais estão organizados em ordem decrescente de participação na variabilidade total do sistema. Entretanto, não é óbvia a relação entre a participação de cada sinergia na variabilidade total e sua importância para o atendimento da meta, ou seja, não necessariamente significa que as menores sinergias tenham menos importância na tarefa. Por essa razão, simulamos com dois, três e quatro graus de liberdade a reconstrução da cinemática do movimento focal. Se nos baseássemos apenas na participação de cada sinergia na variabilidade total, o esperado seria que o aumento de graus de liberdade, ou seja, a participação das menores sinergias, não repercutiria em mudanças na reconstrução do movimento focal. Esse resultado não foi encontrado, pois cada sinergia teve um papel diferente nos ajustes posturais e afetou de forma diferente o tamanho do resíduo da reconstrução do movimento.

A flexibilidade observada com duas, três ou quatro sinergias foi capaz de reconstruir o movimento focal para o controle da ação e mostra que ela é sensível ao tipo de ambiente, ao treinamento e mesmo a lesão neurológica presente.

O uso das sinergias para reconstruir a variável meta é uma forma de testar a relação

entre controle postural e controle do movimento. Os resultados mostram que a relação entre as sinergias e a variável meta (cinemática da extremidade do membro superior em movimento) se modifica por causa do tipo de ajuste postural, fase e tipo de treinamento.

Mais uma vez houve diferenças entre as fases do controle postural, o que reforça o gerenciamento distinto entre elas. O aumento do resíduo das sinergias durante o APA, APO e APC podem estar relacionadas com o aumento da velocidade e aceleração do movimento focal durante todo controle postural. Aumentar o resíduo no pós treinamento mostra que o treinamento aumentou o risco em se utilizar um maior número de sinergias, isso deixa o sistema mais complexo, e propenso a cometer mais erros, porém mostra também que as pessoas se sentiram mais seguras em realizar o movimento.

A quantidade de sinergias está associada ao número de graus de liberdade que o controle da ação lida para resolver a tarefa motora. No APA e APC, a relação entre o movimento focal e as sinergias não foi diferente para o número de sinergias envolvidas. Por outro lado, no APO o número de dimensões provocou diferentes relações entre o movimento focal e as sinergias. Para o controle da ação, esses resultados sugerem que na fase postural (APA e APC), o controle da ação é capaz de ter o mesmo desempenho com diferentes números de graus de liberdade. Isso mostra que a flexibilidade no controle postural pode, em função dos graus de liberdade, atingir a meta com o mesmo nível de sucesso. Durante o controle do movimento (APO), existe a dependência do número de graus de liberdade do sistema. O SNC se preocupa com a meta do movimento, ou seja, com a variável de desempenho, e a quantidade e qualidade da ativação muscular, assim como os ângulos e torques articulares (variáveis elementares) interferem no resultado da ação (LATASH e ANSON, 2006, LATASH, 2008). Portanto deve haver uma preocupação com as dimensões durante a execução do movimento, já que o sucesso da tarefa depende do controle dos graus de liberdade. Ao estudar a relação APA, APO e APC, estudam-se como três sistemas de controle estão atuando no movimento.

Aumentou o resíduo da reconstrução do movimento no pós treinamento em todos os ajustes e portanto aumentou o risco em se utilizar um maior número de sinergias.

5.2.2.4 Variabilidade do sinal EMG durante o movimento de flexão de ombro

As sinergias musculares, no APO e APC e no GE, foram mais flexíveis e menos fortes que no APA e GP após o treinamento aeróbio. O treinamento diminuiu a variabilidade total,

tanto boa quanto ruim, no APA. Esse resultado sugere que as sinergias musculares no APA se tornaram mais semelhantes e mais fortes. LATASH e ANSON (2006) observaram que quando somente a variabilidade ruim diminui, há o fortalecimento das sinergias, porém se ambas as variabilidades diminuem, há um fortalecimento ainda maior das sinergias.

O primeiro estágio do aprendizado pode estar associado em como organizar as mudanças nas variáveis elementares. Com a progressão do aprendizado há um aumento da razão entre a variabilidade boa e ruim, ou seja, quando a sinergia surge e se fortalece. Durante o segundo estágio do aprendizado, há a elaboração de padrões de movimentos mais esteriotipados, compartilhados e outras metas são alcançadas, como conforto e harmonia de movimento. É nesta fase que se espera a diminuição da variabilidade boa. O treinamento aumentou a variabilidade total, tanto boa quanto ruim, no APO e APC e no GE. Esse resultado sugere que as sinergias musculares, no APO e APC e para as pessoas que treinaram na esteira, foram mais flexíveis e menos fortes, sem, no entanto, melhorar ou piorar a estabilização durante o movimento ou os mecanismos compensatórios. O treino em esteira ergométrico se mostrou mais efetivo em promover mudanças nas sinergias de pessoas com AVC e talvez no aprendizado. Tanto o aumento excessivo como também a diminuição excessiva da variabilidade podem atrapalhar o controle postural e do movimento, assim certa proporção de variabilidade é importante é necessária para o controle motor (HSU, CHOU e WOOLLACOTT, 2012).

5.2.2.5 Relação entre variáveis clínicas e biomecânicas durante o movimento de flexão de ombro

Para testar o número de variáveis biomecânicas que tem relação com os testes clínicos, foi realizada a análise de regressão múltipla para os dois grupos de treinamento e criada uma nova classificação do poder (ausente, fraco, médio e forte) dessa relação, chamado índice geral do treinamento.

Para os testes funcionais, o índice geral do treinamento para o GE foi 5 e a relação foi fraca; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi -2 e a relação foi ausente. Para SF-36, o índice geral do treinamento para o GE foi 6 e a relação foi média; enquanto que o índice geral do treinamento para o GP foi -3 e a relação foi média.

No teste de flexão do ombro, o treinamento na piscina não gerou relação da atividade muscular com os testes funcionais enquanto o treinamento na esteira gerou uma relação fraca.

Esse resultado sugere que a partir da análise do controle postural em uma tarefa convencional (funcional) pouco se pode inferir, a partir das variáveis biomecânicas, sobre as consequências funcionais do controle postural. RAND et al. (2010) encontraram a relação positiva entre a quantidade de movimento do quadril (a partir de uma acelerômetro) e as dimensões físicas do SF36, ou seja, quanto mais ativo a pessoa é, melhor sua qualidade de vida. Nesse caso, os autores relacionaram a SF36 com a marcha, uma atividade funcional. A grande maioria dos estudos de controle postural são realizados com tarefas não funcionais, como esta de flexão de ombro até 90º (ARUIN; ALMEIDA, 1997, SLIPJER et al., 2004, DICKSTEIN, et al., 2004, ARUIN, 2006).

Por outro lado, a qualidade de vida mostrou relação média com a atividade muscular. Essa relação não dependeu do meio onde foi feito o treinamento. Esse resultado mostra que a melhora da qualidade de vida repercute na atividade muscular e ela foi independente do meio. Apesar de ser mais lúdica e prazerosa (KATSURA et al., 2010; AVELAR et al., 2010), a atividade na piscina não foi mais associada à resposta muscular porque a tarefa postural não foi funcional, como o teste de alcance funcional.

A fraca relação entre variáveis biomecânicas e testes funcionais durante a flexão de ombro reforça a necessidade de avaliações funcionais com o uso de instrumentos biomecânicos.

6 CONCLUSÃO

Em relação aos objetivos propostos nesta tese de doutorado, que avaliou o efeito do treino aeróbio realizados em diferentes ambientes, no controle postural de pessoas com sequelas crônicas de AVC, os resultados indicam que:

Para as avaliações clínicas:

- As 27 sessões de treinamento aeróbio causaram efeito na função motora e equilíbrio de 12 pessoas com sequelas crônicas de AVC, mostrado pelo aumento do escore da EFM.
- O treinamento aeróbio causou efeito na agilidade e equilíbrio de pessoas com AVC.
- A porção motora do questionário de qualidade de vida SF36 sofreu o efeito do treinamento e aumentou os escores na fase pós

Para a tarefa de alcance funcional nas avaliações biomecânicas:

- Os mecanismos básicos de controle postural sofreram o efeito do lado, grupo e treinamento. Destacamos o comportamento oposto da atividade EMG na fase de pós treinamento para os grupos GE e GP.
- Os sujeitos aumentaram a velocidade e aceleração durante o APO na fase pós treinamento.
- Houve o aumento do número de sinergias no APA e APC e uma diminuição no APO no pós treinamento.
- O resíduo da reconstrução do movimento focal foi maior no APA e APC pós treinamento e menor no APO pós treinamento.
- O GE aumentou sua variabilidade boa na fase pós treinamento. Isso significa o fortalecimento de suas sinergias.
- Todos os grupos mostraram relação da atividade muscular com os testes funcionais e a qualidade de vida. Isso demonstra a importância de se realizarem avaliações biomecânicas por meio de tarefas funcionais.

Para a tarefa flexão de ombro:

- Os mecanismos básicos de controle postural sofreram o efeito do lado, grupo e treinamento. Destacamos o comportamento oposto da atividade EMG na fase de pós treinamento para os grupos GE e GP.

- Houve aumento da velocidade e aceleração em todos os ajustes no grupo GE. Isso mostra a especificidade do treinamento e a menor acurácia deste movimento em relação ao alcance funcional.
- As ações sinérgicas foram diferentes para os ajustes nos grupos GE e GP e nas fases pré e pós treinamento. O GP aumentou a flexibilidade enquanto que o GE aumentou a segurança na fase pós.
- Aumentou o resíduo da reconstrução do movimento no pós treinamento em todos os ajustes e portanto aumentou o risco em se utilizar um maior número de sinergias.
- As sinergias musculares, no APO e APC e no GE, foram mais variáveis, flexíveis e menos fortes que no APA e GP após o treinamento aeróbio.
- A fraca relação entre variáveis biomecânicas e testes funcionais durante a flexão de ombro, reforçam a necessidade de avaliações funcionais com o uso de instrumentos biomecânicos.

Esses resultados são promissores e apoiam a importância do exercício para a recuperação da qualidade de vida de pessoas que sofreram o AVC. É necessário compreender se o treinamento aeróbico tem efeito durador ou temporário no comportamento motor e na qualidade de vida.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição.** Rio de Janeiro: Guanabara, 2003**.** p.25-100.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **Pesquisas do ACSM para a fisiologia do exercício clínico. Afecções musculoesqueléticas, neuromusculares, neoplásicas, imunológicas e hematológicas**. Rio de Janeiro: Guanabara, 2004**.** p.3-17.

ARUIN, A. S. The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. **Motor Control***,* v.7, p. 264-277, 2003.

ARUIN, A. S.; ALMEIDA, G. L. A. A co-activation strategy in anticipatory postural adjustment in persons with Down syndrome. **Motor Control**, vol.1, p. 178–191, 1997.

AVELAR, N. C. P.; BASTONE, A. C.; ALCÂNTARA, M. A.; GOMES, W. F. Efetividade do treinamento de resistência à fadiga dos músculos dos membros inferiores dentro e fora d'água no equilíbrio estático e dinâmico de idosos. **Rev Bras Fisioter**, v.14(3), p. 229-36, 2010.

BERTOLUCCI, P. H. F.; BRUCKI, S. M. D.; CAMPACCI, S. R.; JULIANO, Y. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arq Neuropsiquiatr,** v.52, p. 1-7, 1994.

BIGONGIARI, A.; SOUZA, F. A.; FRANCIULLI, P.M.; NETO, S. E. R.; ARAUJO, R. C.; MOCHIZUKI, L. Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. **Human Movement Science**, vol. 30, p. 648–657, 2011.

BRUST, J. C. M. Circulação encefálica – Apêndice C. In: KANDEL, E. R; SCHWARTZ, J. H; JESSEL, T. M. **Princípios da neurociência.** São Paulo, Editora Manole 4ª ed, 2003, p. 1302 -1316.

CAMARA, F. M.; GEREZ, A. G.; MIRANDA, L. M. J.; VELARDI, M. Capacidade funcional do idoso: formas de avaliação e tendência. **Acta Fisiátrica,** v.15, p. 249-256, 2008.

CAMPOS, G. W.; BARROS, R. B.; CASTRO, A. M. Avaliação de política nacional de promoção da saúde. **Ciência & Saúde Pública,** v. 9(3), p. 745-749, 2004.

CAROD-ARTAL, F. J.; CORAL, L. F.; TRIZOTTO, D. S.; MOREIRA, C. M. The Stroke Impact Scale 3.0: Evaluation of acceptability, reliability, and validity of the Brazilian version. **Stroke,** v. 39, p. 2477-2484, 2008.

CARVALHO, T.; NÓBREGA, A. C. L.; LAZZOLI, J. K.; MAGNI, J. R. T.; REZENDE, L.; DRUMMOND, F. A.; OLIVEIRA, M. A. B.; DE ROSE, E. H.; ARAÚJO, C. G. S.; TEIXEIRA, J. A. C. Posição oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte: atividade física e saúde. **Rev Bras Med Esport**, v. 2(4), p. 79-81, 1996.

CECATTO, R. B. Lesão Encefálica Adquirida: Aspectos Clínicos. In: MOURA, E. W; SILVA, P. A. C. **Fisioterapia - Aspectos Clínicos e Práticos da Reabilitação**, São Paulo, Editora: Artes Médicas, 2005 p. 257-269.

CHANG, W. H.; TANG P. F.; WANG, Y. H.; LIN, K. H.; CHIU, M. J.; CHEN, S. H. A. Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. **Gait & Posture**, vol. 32, p. 487–493, 2010.

CHU, K. S.; ENG, J. J.; DAWSON, A. S.; HARRIS, J. E.; OZKAPLAN, A.; GYLFADOTTIR, S. Water-Based Exercise for Cardiovascular Fitness in People With Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. **Arch Phys Med Rehabil,** v. 85, p. 870-874, 2004.

CICONELLI, R. M.; FERRAZ, M. B.; SANTOS, W.; MEINÃO, I.; QUARESMA, M. R. Tradução para língua portuguesa e validação do questionário genérico de avaliação de qualidade de vida SF-36 (Brasil SF-36). **Revista Brasileira de Reumatologia,** v. 39(3),p. 143-150, 1999.

CLARK, D. J.; LENA H. TING, L. H.; ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ1, S. A. Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. **J Neurophysiol**, v. 103, p. 844–857, 2010.

DICKSTEIN, R; SHEFI, S; MARCOVITZ, E; VILLA, Y; Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. **Arch Phys Med Rehabil,** v. 85, p.261-267, 2004.

DRIVER, S.; REES, K.; O'CONNOR, J.; LOX, C. Aquatics, health-promoting self-care behaviours and adults with brain injuries. **Brain Injury**, v. 20(2), p. 133–141, 2006.

DUFFY, C. R.; STEWART, D.; PECORARO, F.; RICHES , P. E.; FARINA, D.; MACALUSO, A. Comparison of power and EMG during 6-s all-out cycling between young and older women. **Journal of Sports Sciences**, v. 30(12), p. 1311–1321, 2012.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da Cinesiologia**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000. 289 p. ISBN: 85-204-0795-1.

ENRIGTH, P. L. The six-minute walk test. **Respiratory Care,** v. 48(8), p.783-785, 2003.

FARIAS, N.; BUCHALLA, C. M. A Classificação internacional de funcionalidade, incapacidade de saúde da organização mundial da saúde: conceitos, usos e perspectivas. **Rev Bras Epidemiol,** v. 8(2), p. 187-193, 2005.

FERNANDES, M. R.; CARVALHO, L. B. C.; PRADO, G. F.; A functional eletrical orthesis on the paretic leg improves quality of life of strokes patients. **Arq. Neuropsiquiatr,** v. 64(1), p.20-23, 2006.

FERRI DE BARROS, J. E. Doença encefalovascular. In: NITRINI, R; BACHESCHI, L. A. **A neurologia que todo médico deve saber.** São Paulo: Editora Atheneu, 2ª ed. 2005, p. 171-188.

FIGUEIREDO, K. M. O. B.; LIMA, K. C.; GUERRA, R. O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano,** v. 9(4), p. 408-413, 2007.

FREITAS, S. M. S. F. **Coordenação postural em adultos e idosos durante movimentos voluntários na postura ereta**. 2005. 52 f. Tese em educação física- Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

GARLAND, S. J.; GRAY, V. L.; KNORR, S. Muscle activation patterns and postural control following stroke. **Motor Control,** v. 13, p. 387-411, 2009.

GLOBAS, C.; BECKER, C.; CERNY, J.; LAM, J. M.; LINDEMANN, U.; FORRESTER, L. W.; MACKO, R. F.; LUFT, A. R. Chronic stroke survivors benefit from high-intensity aerobic treadmill exercise : a randomized control trial. **Neurorehabil Neural Repair,** v. 26(1), p. 85-95, 2012.

GRAY, V. L.; IVANOVA, T. D.; GARLAND, S. J. Control of fast squatting movements after stroke. **Clinical Neurophysiology,** v. 123, p. 344-350, 2012.

HAMMER, A.; NILSAGARD, Y.; WALLQUIST, M. Balance training in stroke patients- a systematic review randomized, controlled trials. **Advances in Physiotherapy,** v. 10, p. 163-172, 2008.

HIVÄRINEM, A.; OJA, E. Independent Component Analysis: algorithms and applications. **Neural Networks,** v. 13(4-5), p. 411-430, 2000.

HOLT, R.; KENDRICK, C.; McGLASHAN, K.; KIRKER, S.; JENNER, J. Static bicycle training for functional mobility in chronic stroke: *case report*. **Physiotherapy,** v. 87(5), p. 6-13, 2001.

HORAK, F. B; HENRY, S. M; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. **Physical Therapy**, v. 77, p. 517-533, 1997.

HSU W. L.; CHOU, L. S.; WOOLLACOTT, M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. **AGE**, 2012.

JACOBS, V.J.; LOU, J.; KRAAKEVIK J. A.; HORAK, F.B. The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. **Neuroscience**, vol. 164(2), p. 877–885, 2009.

KAMEN, G. Electromyographic Kinesiology. In ROBERTSON, D. G. E; CALDWELL, G. E; HAMILL, J; KAMEN, G; WHITTLESEY, S. N. **Research Methods in Biomechanics.** United States of America, Human Kinectics, 2004. 163 p.

KATSURA, Y.; YOSHIKAWA, T.; UEDA, S-Y.; USUI, T.; SOTOBAYASHI, D.; NAKAO, H.; SAKAMOTO, H.; OKUMOTO, T.; FUJIMOTO, S. Effects of aquatic exercise training using water-resistance equipment in elderly. **Eur J Appl Physiol**, v.108, p. 957–964, 2010.

KATZ-LEURER, M.; SHOCHINA, M.; CARMELI, E.; FRIEDLANDER, Y. The influence early aerobic training on the functional capacity in patients with cerebrovascular accident at the subacute stage. **Arch Phys Med Rehabil,** v. 84, p. 1609-1614, 2003.

KOLLEN, B.; KWAKKEL, G.; LINDEMAN, E. Hemiplegic Gait After Stroke: Is Measurement of Maximum Speed Required? **Arch. Phys. Med. Rehabil**, v. 87, p.358-63, 2006.

KRISHNAN, C.; DHAHER, Y. Corticoespinal responses of quadriceps are abnormally coupled with hip adductor in chronic stroke survivors. **Experimental Neurology,** v. 233(1): 400-407, 2011.

KRISHNAN, V.; LATASH, M. L.; ARUIN, A. S. Early and late components of feed-forward postural adjustment to predictable perturbations. **Clinical Neurophysiology, v. 123(5), p. 1016-1026,** 2012.

LATASH, M. L. Building a definition for synergy. In: LATASH, M. L. **Sinergy,** New York, Oxford University Press, 2008a, p. 1-15.

LATASH, M. L.; KRISHNAMOORTHY, V.; SCHOLZ, J. P.; ZATSIORSKY, V. M. Postural Synergies and their Development. **Neural plasticity**, v. 12, p. 1190-130, 2005.

LATASH. M. L.; ANSON, J. G. Synergies in Health and Disease: Relations to Adaptive Changes in Motor Coordination. **Phys ther**, v. 86, p. 1151-1160, 2006.

LATISH, M. L. **Neurophysiological basis of movement**. 2 ed. United Sates of America: human kinetics, 2008b. 199 p. ISBN: 10: 0-7360-6367-6.

LI, S.; LATASH, M. L.; YUE, G. H.; SIEMIONOW, V.; SAHGAL V. The effects of stroke and age on finger interaction in multi finger force production tasks. **Clinical Neurophysiology,** v.114, p. 1646-1655, 2003.

LI, X.; SURESH, A.; ZHOU, P. Alterations in the peak amplitude distribution of the surface electromyogram post-stroke. **IEEE Trans Biomed Eng**. 2012.

LO, H. C.; HSU, Y. C.; HSUEH, Y. H.; YEH, C. Y. Cycling exercise with functional electrical stimulation improves postural control in stroke patients. **Gait & Posture**, v. 35, p. 506–510, 2012.

LOTUFO, P. A. Stroke in Brazil: a neglected disease. **São Paulo Medicine Journal,** São Paulo, v. 123, p. 3-4, 2005.

MACKO, R. F.; DESOUZA, C. A.; TRETTER, L. D.; SILVER, K. H.; SMITH, G.V.; ANDERSON, P. A.; TOMOYASU, N.; GORMAN, P.; DENGEL, D. R. Treadmill Aerobic Exercise Training Reduces the Energy Expenditure and Cardiovascular Demands of Hemiparetic Gait in Chronic Stroke Patients. American Heart Association. ***Stroke,*** v. 28, p.326-330, 1997.

MACKO, R.F.; IVEY, F.M.; FORRESTER, L.W**.** Task-Oriented aerobic exercise in chronic hemiparetic stroke: training protocols and treatment effects. **Top Stroke Rehabil,** vol. 12(1) p. 45–57, 2005.

MAKI, T.; QUAGLIATO, E. M. A. B.; CACHO, E. V. A.; PAZ, L. P. S.; NASCIMENTO, N. H.; INOUE, M. M. E. A.; VIANA, M. A. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala Fugl-Meyer no Brasil. **Revista Brasileira de Fisioterapia,** v. 10(2), p. 177-183, 2006.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia.** Available from URL: http://demotu.org/pubs/emg.pdf, 2006.

MASSION, J. Postural control system in developmental perspective. **Neuroscience and**

Biobehavioral Reviews, v. 22(4), p. 465-472, 1998.

MENEGHELO, R. S.; ARAÚJO, C. G. S.; STEIN, R. MASTROCOLLA, L. E.; ALBUQUERQUE, P. F.; SERRA, S. M.; et al. Sociedade Brasileira de Cardiologia. III Diretrizes da sociedade brasileira de cardiologia sobre teste ergométrico. **Arq Bras. Cardiol,** v. 95(5), p. 1-26, 2010.

MICHAEL, K. M.; ALLEN, J. K.; MACKO, R. F. Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness. **Arch Phys Med Rehabil,** v. 86, p. 1552-1556, 2005**.**

MICHAEL, K.; GOLDBERG, A. P.; TREUTH, M. S.; BEANS, J.; NORMANDT, P.; MACKO, R. F. Progressive adaptive physical activity in stroke improves, balance, gait, and fitness: preliminary results. **Top Stroke Rehabil**, v.16(2), p. 133–139, 2009.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. DATASUS. Mortalidade – Brasil. Óbitos segundo Causa - CID-BR-10. Available from URL: www.datasus.gov.br [Informações de Saúde: Estatísticas vitais: mortalidade e nascidos vivos: Mortalidade geral – desde 1996 - 2009: Região e Unidade da Federação]. Acessado em novembro de 2011.

MIYAMOTO, S. T.; LOMBARDI JUNIOR, I.; BERG, K. O.; RAMOS, L. R.; NATOUR, J. Brazilian version of Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Reserch,** v. 37, p. 1411-1421, 2004.

MOCHIZUKI, L. **Abordagem biomecânica para o estudo do controle postural: organização dos ajustes posturais.** Tese de Livre Docência da Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo – USP, 2008.

MORRIS, J. H.; WILLIAMS B. Optimising long-term participation in physical activities after stroke: Exploring new ways of working for physiotherapists. **Physiotherapy,** v. 95, p. 227-233, 2009.

MOTA, J. F.; NICOLATO, R. Qualidade de vida em sobreviventes de acidente vascular cerebral- instrumentos de avaliação e seus resultados. **Jornal Brasileiro de Psiquiatria,** v. 57(2), p. 148-156, 2008.

NG, S. S.; HUI-CHAN, C. W. The timed up & go test: its reliability and association with lower limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. **Arch Phys Med Rehabil,** v. 86, p. 1641-1647, 2005.

NOH, D. K.; LIM, J. Y.; SHIN, H. I.; PAIK, N. J. The effect of aquatic therapy on postural balance and muscle strength in stroke survivors – a randomized controlled pilot trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 22, p. 966–976, 2008.

O'SULLIVAN S. B. Acidente vascular encefálico. In: O'SULLIVAN S. B; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento.** São Paulo: Editora Manole, 2ª ed. 2004, p. 519-581.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. **Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde.** São Paulo: Edusp; 2003.

OUTERMANS, J. C.; PEPPEN, R. P. S. V.; WITTINK, H.; TAKKEN, T.; KWAKKEL, G. Effects of a high-intensity task-oriented training on gait performance early after stroke: a pilot

study. **Clinical Rehabilitation**, v. 24, p. 979–987, 2010.

PAGLIARO, P.; ZAMPARO P. Quantitative evaluation of the stretch reflex before and after hydro kinesy therapy in patients affected by spastic paresis. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** v .9, p. 141–148, 1999.

PANG, M. Y. C.; ENG, J. J.; DAWSON, A. S.; MCKAY, H. A.; HARRIS, J. E**.** A Community-based Fitness and Mobility Exercise (FAME) Program for Older Adults with Chronic Stroke: a Randomized Controlled Trial. **J Am Geriatr Soc,** v. 53(10), p. 1667–1674, 2005.

PANG, M. Y.C.; ENG, J.J.; DAWSON, A. S.; SIF GYLFADÓTTIR, S. The use of aerobic exercise training in improving aerobic capacity in individuals with stroke: a meta-analysis. **Clin Rehabil**, vol. 20(2), p. 97–111, 2006.

PEDRINELLI, A.; GARCEZ-LEME, L. E.; NOBRE, R. S. A. O efeito da atividade física no aparelho locomotor do idoso. **Rev Bras Ortop**, v. 44(2), p.96-101, 2009.

POTEMPA, K.; LOPEZ, M.; BRAUN, L. T.; SZIDON, P.; FOGG, L.; TINCKNELL, T. Physiological Outcomes of Aerobic Exercise Training in Hemiparetic Stroke Patients. American Heart Association, Inc. **Stroke**, v.26, p.101-105, 1995.

RAFII, M. S.; HILLIS, A. E. Compendium of cerebrovascular diseases. **International Review of Psychiatry**, v.18, n.5, p. 395-407, 2006.

RAND, D.; ENG, J. J.; TANG, P. F.; HUNG, C.; JENG, J. S.; Daily physical activity and its contribution to the health-related quality of life of ambulatory individuals with chronic stroke. **Health and Quality of Life Outcomes,** v. 8(80), p. 2-8, 2010.

RAMAS, J.; COURBON, A.; ROCHE, F.; BETHOUX, F.; CALMELS, P. Effect of training programs and exercise in adult stroke patients: literature review. **Annales de réadaptation et de médecine physique,** v. 50, p. 438-444, 2007.

REISMAN, D. S.; SCHOLZ, J. P. Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. **Brain**, v.126, p. 2510-2527, 2003.

SABUT, S. K.; LENKA, P. K.; KUMAR, R.; MAHADEVAPPA, M. Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p. 1170–1177, 2010.

SAFAVYNIA, S. A.; TORRES-OVIEDO, G.; TING, L. H. Muscles synergies: implications for clinical evaluation and rehabilitation of moviment. **Top Spinal Cord Inj Rehabil,** v. 17(1), p. 16–24, 2011.

SALTER, K. JUTAI, J. W.; TEASELL, R.; FOLEY, N.C.; BITENSKY, J. Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: ICF Body Functions. **Disability and Rehabilitation**, v. 27(4), p. 191 – 207, 2005.

SAPOSNIK, G; DEL BRUTTO, O. H. Stroke in South America: A systematic review of incidence, prevalence and strokes subtypes. **Journal of The American Heart Association,**

Dallas, v. 34, p.2103-2107, 2003.

SCHIEBER, M. H.; LANG, C. E.; REILLY, K. T.; McNULTY, P.; SIRIGU, A. Selective activation of human finger muscles after stroke or amputation. **Adv Exp Med Biol,** v.629, p. 559-575, 2009.

SCHMIDT, R. A; WRISBERG, C. A. Aprendizagem e performance motora: uma abordagem da aprendizagem voltada para o problema. Porto Alegre: **Artmed**, 2001.

SCIANNI, A.; TEIXEIRA-SALMELA, L.; ADA, L. Challenges in recruitment, attendance and adherence of acute stroke survivors to a randomized trial in Brazil: a feasibility study. **Revista Brasileira de Fisioterapia,** v.16, p. 40-45**,** 2011.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle postural. In: SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, M. H. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**, 2º ed. São Paulo, Manole, 2003.

SLIJPER, H.; LATASH, M. L.; RAO, N.; ARUIN. A.S. Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. **Clinical Neurophysiology**, vol. 113, p. 642–655, 2002.

SLIPJER, H.; LATASH, M. L. The effects of muscle vibration on antecipatory postural adjustments, **Brain Research**, v.1015, p. 57-72, 2004.

SMITH, L. I. **A tutorial on Principal Components Analisys.** Available from URL: http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/student_tutoriais/principal_components.pdf, 2002.

STEEN, M. C. V.; BONGERS, R. M. Joint angle variability and co-variation in a reaching with a rod task. **Exp Brain Res**, v. 208, p. 411–422, 2011.

STEMPLEWSKI, R; MACIASZEK, J; SALAMON, A; TOMCZAK, M; OSINSKI, W. Effect of moderate physical exercise on postural control among 65-74 years old men, **Archives of Gerontology and Geriatrics,** v. 54, p. 279-283**,** 2012.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; OLIVEIRA, E. S. G.; SANTANA, E. G. C.; RESENDE, G. P. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiatrica,** v. 7(3), p. 108-118, 2000.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; OLNEY, S. J.; NADEAU, S.; BROUWER, B. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Arch Phys Med Rehabil,** v. 80, 1211-1218, 1999.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; SYLVIE NADEAU, S.; MCBRIDE, L.; OLNEY S. J. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. **J Rehab Med, vol.** 33 p. 53–60, 2001.

TING, L. H.; McKAY, J. L. Neuromechanics of muscles synergies for posture and movement. **Currient Opinion in Neurobiology,** v. 17, p. 622-628, 2007.

VAN DUIJNHOVEN, H. J. R.; DE KAM, D; HELLEBRAND, H.; SMULDERS, E.; GEURTS, A. C. H.; WEERDESTEYN, V. Development and process evaluation of a 5-week exercise program to prevent falls in people after stroke: the falls program. **Stroke Research**

and treatment, p.1-7, 2012.

VIVAS, J.; ARIAS, P.; CUDEIRO, J. Aquatic Therapy Versus Conventional Land-Based Therapy for Parkinson's Disease: An Open-Label Pilot Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 92, p. 1202-1210, 2011.

WEERDESTEYN, V.; NIET, M; VAN DUIJNHOVEN, H. J. R.; GEURTS, A. C. H. Falls in individuals with stroke. **Journal of Rehabilitation Research & Development,** v. 45(8), p. 1195-1214, 2008.

WINTER, D. A. Kinesiological Electromyography. In: WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement.** United States of America, Jonh Wiley & Sons, Inc. 1990, p. 191-212.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E. Signal processing and linear systems for the movement sciences**. Waterloo Biomechanics**, p. 38-48, 1997.

YONEYAMA, S. M.; ROIZ, R. M.; OLIVEIRA, T. M.; OBERG, T. D.; LIMA, N. M. F.V. Validação da versão brasileira da escala de avaliação postural para pacientes após acidente vascular encefálico. **Acta Fisiátrica,** v.15(2), p. 96-100, 2008.

ANEXO A – ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

Nome _____ Data:_____

Local_____ Avaliador_____

INSTRUÇÕES GERAIS

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item.

Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico.

Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou à distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente.

Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente. Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.

	Escore
Posição sentada para posição em pé	
Permanecer em pé sem apoio	
Permanecer sentado sem apoio	
Posição em pé para posição sentada	
Transferências	
Permanecer em pé com os olhos fechados	
Permanecer em pé com os pés juntos	
Alcançar a frente com os braços estendidos	
Pegar um objeto do chão	
Virar-se para olhar para trás	
Girar 360 graus	
Posicionar os pés alternadamente no degrau	
Permanecer em pé com um pé à frente	
Permanecer em pé sobre um pé	
Total: _____	

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- € 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- € 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- € 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- € 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- € 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- € 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- € 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- € 2 capaz de permanecer em pé por 30 s sem apoio
- € 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 s sem apoio
- € 0 incapaz de permanecer em pé por 30 s sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No 3, continue com o item No. 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- € 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- € 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- € 2 capaz de permanecer sentado por 30 s
- € 1 capaz de permanecer sentado por 10 s
- € 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 s

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

- € 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- € 3 controla a descida utilizando as mãos
- € 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- € 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- € 0 necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências

Instruções: 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. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- € 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- € 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- € 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- € 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- € 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 s.

- € 4 capaz de permanecer em pé por 10 s com segurança
- € 3 capaz de permanecer em pé por 10 s com supervisão
- € 2 capaz de permanecer em pé por 3 s
- € 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 mas mantém-se em pé
- € 0 necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar. € 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança € 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão € 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 s € 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15s € 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 s	**8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé** Instruções: Levante o braço a 90º. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90º. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco). € 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança € 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança € 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança € 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão € 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo
9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés. € 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança € 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão € 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente € 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando € 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair	**10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé** Instruções: 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. (O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento) € 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso € 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso € 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio € 1 necessita de supervisão para virar € 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair
11. Girar 360 graus Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário. € 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 s ou menos € 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 s ou menos € 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente € 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais € 0 necessita de ajuda enquanto gira	**12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio** Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes. € 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 s € 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 s € 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda € 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda € 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente Instruções: (demonstre para o paciente) 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. € 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro independentemente e permanecer por 30 s € 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado independentemente e permanecer por 30 s € 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e permanecer por 30 s € 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 s € 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé	**14. Permanecer em pé sobre uma perna** Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar. € 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 s € 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 s € 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 s € 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 s, embora permaneça em pé independentemente € 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
Escore total (Máximo = 56)	

ANEXO B – ESCALA DE AVALIAÇÃO POSTURAL PARA PACIENTES PÓS-AVC (EAPA) - POSTURAL ASSESSMENT SCALE FOR STROKE PATIENTS (PASS)

Nome: _____ Idade: _____
Lado afetado: Esquerdo ı Direito ı Data de ocorrência do AVC: ___/___/___
Avaliador: _____ Data: ___/___/___
Instituição: _____ Total da PASS: _____

Manutenção de uma Postura

1. Sentar-se sem apoio (sentar-se na extremidade de um tablado com 50 cm de altura com os pés a tocar no chão).
0 = Não consegue sentar-se.
1 = Consegue sentar-se com ligeiro apoio, por exemplo, de uma mão.
2 = Consegue estar sentado mais de 10 segundos sem apoio.
3 = Consegue estar sentado durante 5 minutos sem apoio.
2. Estar de pé com apoio (posição dos pés livre, sem outras restrições).
0 = Não consegue estar de pé, mesmo com apoio.
1 = Consegue estar de pé com um forte apoio de 2 pessoas.
2 = Consegue estar de pé com apoio moderado de 1 pessoa.
3 = Consegue estar de pé com o apoio apenas de uma mão.
3. Estar de pé sem apoio (posição dos pés livre, sem outras restrições).
0 = Não consegue estar de pé sem apoio.
1 = Consegue estar de pé sem apoio durante 10 s ou apoiar-se pesadamente sobre 1 perna.
2 = Consegue estar de pé sem apoio durante mais de 1 min ou estar de pé com ligeira assimetria.
3 = Consegue estar de pé sem apoio durante mais de 1 min e ao mesmo tempo executar movimentos dos membros superiores acima do nível do ombro.
4. Estar de pé sobre a perna não hemiparética (sem outras restrições).
0 = Não consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética.
1 = Consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética alguns segundos.
2 = Consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética durante mais de 5 segundos.
3 = Consegue estar sobre a perna não hemiparética durante mais de 10 segundos.
5. Estar de pé sobre a perna hemiparética (sem outras restrições).
0 = Não consegue estar de pé sobre a perna hemiparética.
1 = Consegue estar de pé sobre a perna hemiparética alguns segundos.
2 = Consegue estar de pé sobre a perna hemiparética durante mais de 5 segundos.
3 = Consegue estar sobre a perna hemiparética durante mais de 10 segundos.

Sub- escore _____ 51

Mudança de Postura

A pontuação dos itens de 6 a 12 é como se segue (itens de 6 a 11 são para ser executados com um tablado a 50 cm de altura, como uma mesa de Bobath; itens 6, 11 e 12 são para ser executados sem qualquer suporte, sem outras restrições):
0 = Não consegue executar a atividade.
1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda
2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda.
3 = Consegue executar a atividade sem ajuda.
6. De pé para sentado. 0 1 2 3
7. De sentado na extremidade do tablado para decúbito dorsal. 0 1 2 3
8. De decúbito dorsal para o lado afetado. 0 1 2 3
9. De decúbito dorsal para o lado não afetado. 0 1 2 3
10. De decúbito para sentado na extremidade do tablado. 0 1 2 3
11. De sentado para a posição de pé. 0 1 2 3
12. Em pé, apanhar uma caneta do chão. 0 1 2 3

Sub-escore _____

TOTAL_____

ANEXO C - ESCALA DE CATEGORIAS DE DEAMBULAÇÃO (FAC)

A escala de Categorias de Deambulação Funcional (*Functional Ambulation Cathegory – FAC*) foi utilizada para avaliar o suporte necessário para caminhar do paciente, seguindo uma escala de seis níveis:

Nível 0 – o indivíduo não pode andar ou requer auxílio de duas ou mais pessoas;
Nível 1 – o indivíduo precisa de suporte contínuo de uma pessoa que ajude com seu peso e equilíbrio;
Nível 2 – o indivíduo é dependente com suportes contínuos ou intermitentes com uma pessoa auxiliando no equilíbrio ou coordenação;
Nível 3 – o indivíduo precisa de apenas supervisão verbal;
Nível 4 – a ajuda é requerida para escadas e superfícies irregulares;
Nível 5 – o indivíduo pode andar independentemente em qualquer lugar.

ANEXO D – ESCALA DE AVALIAÇÃO DE FULG-MEYER

TESTE	PONTUAÇÃO
I. Movimentação passiva e dor: – ombro: flexão, abdução 90, rot. ext. e int. – cotovelo, punho e dedos: flexão e extensão – antebraço: pronação e supinação – quadril: flexão, abdução, rot. ext. e int. – joelho: flexão e extensão – tornozelo: dorsiflexão e flexão plantar – pé: eversão e inversão *Pont. máx: (44 mobilidade)* *(44 dor)*	**Mobilidade:** **0** – apenas alguns graus de movimento **1** – grau de mobilidade passiva diminuída **2** – grau de movimentação passiva normal **Dor:** **0** – dor pronunciada durante todos os graus de movimento e dor marcante no final da amplitude **1** – alguma dor **2** – nenhuma dor
II. Sensibilidade: – Exterocepção: membro superior, palma da mão, coxa e sola do pé ( ) *Pont. máx: (8)*	**0** – anestesia **1** – hipoestesia/ disestesia **2** – normal
– Propriocepção: ombro, cotovelo, punho, polegar, quadril, joelho, tornozelo e hálux ( ) *Pont. máx: (16)*	**0** – nenhuma resposta correta (ausência de sensação) **1** – ¾ das respostas são corretas, mas há diferença entre o lado não afetado **2** – todas as respostas são corretas
III. Função motora de membro superior 1 – Motricidade reflexa: bíceps/ tríceps ( ) *(2)*	**0** – sem atividade reflexa **2** – atividade reflexa presente
2 – Sinergia flexora: elevação, retração de ombro, abdução + 90, rot. externa, flexão de cotovelo, supinação ( ) *Pont. máx:(12)*	***0 – tarefa não pode ser realizada completamente **** ***1 – tarefa pode ser realizada parcialmente*** ***2 – tarefa é realizada perfeitamente***
3 – Sinergia extensora: adução do ombro, rot. interna, extensão cotovelo, pronação *Pont:(8)*	*
4 – Movimentos com e sem sinergia: **a)** mão a coluna lombar ( ) **b)** flexão de ombro até 90° ( ) **c)** prono-supinação (cotov. 90° e ombro 0°) ( ) **d)** abdução ombro a 90° com cotov. estendido e pronado ( ) **e)** flexão de ombro de 90° a 180° ( ) **f)** prono-supinação (cotov. estendido e ombro fletido de 30 a 90° ( ) *Pont. máx: (12)*	**a)** * **b) 0** – se o início do mov. o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido **1** – se na fase final do mov., o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo **2** – a tarefa é realizada perfeitamente **c) 0** – Não ocorre posiciona/o correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada complet/e **1** – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados **2** – a tarefa é realizada completamente **d) 0** – não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no INÍCIO do movimento **1** – realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantêm pronado na fase TARDIA do movimento **2** – a tarefa pode ser realizada sem desvio **e) 0** – o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento **1** – o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento **2** – a tarefa é realizada perfeitamente **f) 0** – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente **1** – atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados **2** – a tarefa é realizada perfeitamente
5 – Atividade reflexa normal: ( ) bíceps / tríceps/ flexor dedos **(avalia-se o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d), e), f) do item anterior)** *Pont. máx: (2)*	**0** – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos **1** – 1 reflexo esta marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos **2** – não mais que 1 reflexo esta vivo e nenhum esta hiperativo

6 – Controle de punho: a) Cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, c/ resistência. (assistência, se necessário) ( ) b) Máxima flexo-extensão de punho, cotov. 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) ( ) c) Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) ( ) d) Máxima flexo-extensão, com cotov. 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) ( ) e) Circundução ( ) *Pont. máx:(10)*	a) 0 – o pcte não pode dorsifletir o punho na posição requerida 1 – a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma 2 – a posição pode ser mantida contra alguma resistência b) 0 – não ocorre mov. voluntário 1 – o pcte não move ativamente o punho em todo grau de movimento 2 – a tarefa pode ser realizada c) Idem ao a) d) Idem ao b) e) Idem ao b)

7 – Mão: a) flexão em massa dos dedos ( ) b) extensão em massa dos dedos ( ) c)Preensão 1: Art. metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência ( ) d) Preensão 2: O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo indicador ( ) e) Preensão 3: O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto ( ) f) Preensão 4: Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais ( ) g) Preensão 5: o paciente segura com firmeza uma bola de tênis ( ) *Pont. máx: (14)*	a) * b) 0 - nenhuma atividade ocorre 1 – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa 2 – extensão completa (comparado com mão não afetada) c) 0 – posição requerida não pode ser realizada 1 – a preensão é fraca 2 – a preensão pode ser mantida contra considerável resistência d) 0 - a função não pode ser realizada 1 – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – um pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão e) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o lápis é segurado firmemente f) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão g) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão
IV. Coordenação/ Velocidade MS: a) Tremor ( ) b) Dismetria ( ) c) Velocidade: Index-nariz 5 vezes, e o mais rápido que conseguir ( ) *Pont. máx: (6)*	a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado não afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença
V. Função motora membro inferior: Motricidade Reflexa A) Aquiles ( )B) Patelar ( ) (4) 1 - Motricidade reflexa: Patelar e aquileu / adutor ( )(2)	0 – sem atividade reflexa 2 – atividade reflexa pode ser avaliada 0 – 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos 1 – 1 reflexo esta hiperativo ou 2 estão vivos 2 – não mais que 1 reflexo esta vivo
2 – Sinergia flexora: flexão quadril, joelho e dorsiflexão (dec.dorsal) ( ) *Pont. máx: (6)*	*
3 – Sinergia extensora: extensão de quadril, adução de quadril, extensão de joelho, flexão plantar ( ) *Pont max: (8)*	*
4 – Mov. com e sem sinergias: a) a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90°. (sentado) ( ) b) Dorsiflexão de tornozelo (sentado)( ) c) Quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90° (em pé) ( ) d) Dorsiflexão do tornozelo (em pé) ( ) *Pont. máx:(8)*	a) 0 – sem movimento ativo 1 – o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho) 2 – o joelho pode ser fletido além de 90° b) * c) 0 – o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente 1 – inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento. 2 – a tarefa é realizada completamente d) *
VI. Coordenação./ Velocidade MI: a) Tremor ( ) b) Dismetria ( ) c) Velocidade: calcanhar-joelho 5 vez ( ) (dec. Dorsal) *Pont. máx: (6)*	a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença

VII . Equilíbrio: **a)** Sentado sem apoio e com os pés suspensos ( ) **b)** Reação de pára-quedas no lado não afetado ( ) **c)** Reação de pára-quedas no lado afetado ( ) **d)** Manter-se em pé com apoio ( ) **e)** Manter-se em pé sem apoio ( ) **f)** Apoio único sobre o lado não afetado ( ) **g)** Apoio único sobre o lado afetado ( ) *Pont. máx: (14)*	**a) 0** – não consegue se manter sentado sem apoio/ **1** – permanece sentado sem apoio por pouco tempo/ **2** – permanece sentado sem apoio por pelo menos 5 min. e regula a postura do corpo em relação a gravidade **b) 0** – não ocorre abdução de ombro, extensão de cotovelo para evitar a queda/ **1** – reação de pára-quedas parcial/ **2** – reação de pára-quedas normal **c)** idem ao **b)** **d) 0** – não consegue ficar de pé/ **1** – de pé com apoio máximo de outros/ **2** – de pé com apoio mínimo por 1 min **e) 0** – não consegue ficar de pé sem apoio/ **1** – pode permanecer em pé por 1 min e sem oscilação, ou por mais tempo, porém com alguma oscilação/ **2** – bom equilíbrio, pode manter o equilíbrio por mais que 1 minuto com segurança **f) 0** – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 seg (oscilação)/ **1** – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos/ **2** – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos **g) 0** – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação) **1** – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos **2** – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos

ANEXO E - MEDICAL OUTCOMES STUDY – ITEM SHORT – FORM HEALTH SURVEY (SF-36)

Versão Brasileira do Questionário de Qualidade de Vida SF-36

Instruções: Esta pesquisa questiona você sobre sua saúde. Estas informações nos manterão informados de como você se sente e quão bem você é capaz de fazer suas atividades de vida diária.

Responda cada questão, marcando a resposta como indicado. Caso você esteja inseguro em como responder, por favor, tente responder o melhor que puder.

1. Em geral, você diria que sua saúde é:
(circule uma)
- Excelente 1
- Muito boa 2
- Boa 3
- Ruim 4
- Muito ruim 5

2. Comparada há um ano atrás, como você classificaria sua saúde em geral, agora?
(circule uma)
- Muito melhor agora do que há um ano atrás..1
- Um pouco melhor agora do que há um ano atrás..2
- Quase a mesma de um ano atrás..... 3
- Um pouco pior agora do que há um ano atrás..4
- Muito pior agora do que há um ano atrás...5

3. O seguintes itens são sobre atividades que você poderia fazer atualmente durante um dia comum. **Devido à sua saúde**, você tem dificuldade para fazer essas atividades? Neste caso, **quanto**? (circule um número em cada linha)

ATIVIDADES	Sim. Dificulta muito	Sim. Dificulta um pouco.	Não. Não Dificulta de modo algum
A. Atividades vigorosas,que exigem muito esforço, tais como correr, levantar objetos pesados, participar de esportes árduos	1	2	3
B. Atividades moderadas, tais como mover uma mesa, passar aspirador de pó, jogar bola, varrer a casa	1	2	3
C. Levantar ou carregar mantimentos	1	2	3
D. Subir **vários** lances de escada	1	2	3
E. Subir **um lance** de escada	1	2	3
F. Curva-se, ajoelhar-se ou dobrar-se	1	2	3
G. Andar **mais de 1 quilômetro.**	1	2	3
H. Andar **vários quarteirões**	1	2	3
I. Andar **um** quarteirão	1	2	3
J. Tomar banho, ou vestir-se	1	2	3

4. Durante **as últimas 4 semanas**, você teve algum dos seguintes problemas com o seu trabalho ou com alguma atividade diária regular, **como conseqüência de sua saúde física?**

	(circule uma em cada linha)	Sim	Não
A.	Você diminuiu **a quantidade de tempo** que se dedicava ao seu trabalho ou a outras atividades?	1	2
B.	Realizou **menos tarefas** do que você gostaria?	1	2
C.	Esteve **limitado** no seu tipo de trabalho, ou em outras atividades?	1	2
D.	Teve **dificuldade** de fazer seu trabalho ou outras atividades (por exemplo, necessitou de um esforço extra?)	1	2

5. Durante **as últimas 4 semanas**, você teve algum dos seguintes problemas, com o seu trabalho ou outra atividade regular diária, **como conseqüência de algum problema emocional** (como sentir-se deprimido ou ansioso)?

	(circule uma em cada linha)	Sim	Não
A.	Você diminuiu **a quantidade de tempo** que se dedicava ao seu trabalho ou a outras atividades?	1	2
B.	Realizou **menos tarefas** do que você gostaria?	1	2
C.	Não trabalhou, ou não fez qualquer das atividades **com tanto cuidado**, como geralmente faz?	1	2

6. Durante **as últimas 4 semanas**, de que maneira sua saúde física ou problemas emocionais interferiram nas suas atividades sociais normais, em relação à família,vizinhos, amigos ou em grupo? (circule uma)

- De forma nenhuma.....1
- Ligeiramente.....2
- Moderadamente.....3
- Bastante.....4
- Extremamente.....5

7. Quanta **dor no corpo** você teve durante **as últimas 4 semanas**? (circule uma)

- Nenhuma.....1
- Muito leve.....2
- Leve.....3
- Moderada.....4
- Grave.....5
- Muito grave.....6

8. Durante **as últimas 4 semanas**, quanto a dor interferiu com o seu trabalho normal (incluindo tanto trabalho fora de casa, quanto o dentro de casa)? (circule uma)

- De maneira nenhuma.....1
- Um pouco.....2
- Moderadamente.....3
- Bastante.....4
- Extremamente.....5

9. Estas questões são sobre como você se sente e sobre como tudo tem acontecido com você durante as últimas 4 semanas. Para cada questão, dê, por favor, uma resposta que mais se aproxime da maneira como você se sente.

Em relação **às últimas 4 semanas**:

(circule um número para cada linha)

		Todo tempo	A maior parte do tempo	Uma boa parte do tempo	Alguma parte do tempo	Uma pequena parte do tempo	Nunca
A.	Quanto tempo você tem se sentido cheio de vigor, cheio de vontade, cheio de força?	1	2	3	4	5	6
B.	Quanto tempo você tem se sentido uma pessoa muito nervosa?	1	2	3	4	5	6
C.	Quanto tempo você tem se sentido tão deprimido, que nada pode animá-lo	1	2	3	4	5	6
D.	Quanto tempo você tem se sentindo calmo ou tranqüilo	1	2	3	4	5	6
E.	Quanto tempo você tem se sentindo com muita energia?	1	2	3	4	5	6
F.	Quanto tempo você tem se sentindo desanimado e abatido?	1	2	3	4	5	6
G	Quanto tempo você tem se sentindo esgotado?	1	2	3	4	5	6
H	Quanto tempo você tem se sentido uma pessoa feliz?	1	2	3	4	5	6
I.	Quanto tempo você tem se sentido cansado?	1	2	3	4	5	6

10. Durante as últimas 4 semanas, quanto do seu tempo **a sua saúde física ou problemas emocionais** interferiram com as suas atividades sociais (como visitar amigos, parentes, etc.)?

- Todo o tempo 1
- A maior parte do tempo 2
- Alguma parte do tempo.....3
- Uma pequena parte do tempo...4
- Nenhuma parte do tempo....5

11. O quanto **verdadeiro** ou **falso** é **cada uma** das afirmações para você?

		Definitivamente verdadeiro	A maioria das vezes verdadeiro	Não sei	A maioria das vezes falsa	Definitivamente falsa
A.	Eu costumo adoecer um pouco mais facilmente que as outras pessoas	1	2	3	4	5
B.	Eu sou tão saudável quanto qualquer pessoa que eu conheço	1	2	3	4	5
C.	Eu acho que a minha saúde vai piorar	1	2	3	4	5
D.	Minha saúde é excelente	1	2	3	4	5

Pontuação do questionário SF-36

Questão	Pontuação
01	1 => 5,0 2 => 4,4 3 => 3,4 4 => 2,0 5 => 1,0
02	Soma Normal
03	Soma Normal
04	Soma Normal
05	Soma Normal
06	1 => 5 2 => 4 3 => 3 4 => 2 5 => 1
07	1 => 6,0 2 => 5,4 3 => 4,2 4 => 3,1 5 => 2,2 6 => 1,0
08	Se 8=>1 e 7=> 1 =====> 6 Se 8=>1 e 7=> 2 a 6 =====> 5 Se 8=>2 e 7=> 2 a 6 =====> 4 Se 8=>3 e 7=> 2 a 6 =====> 3 Se 8=>4 e 7=> 2 a 6 =====> 2 Se 8=>5 e 7=> 2 a 6 =====> 1 Se a questão 7 não for respondida, o escore da questão 8 passa a ser o seguinte: 1 => 6,0 2 => 4,75 3 => 3,5 4 => 2,25 5 => 1,0
09	a, d, e, h = valores contrários (1=6, 2=5, 3=3, 4=3, 5=2, 6=1) Vitalidade = a + e + g + i Saúde mental = b + c + d + f + h
10	Soma Normal
11	a, c = valores normais b, d = valores contrários (1=5, 2=4, 3=3, 4=2, 5=1)

Cálculo do Raw Scale (0 a 100)

	Questão	Limites	Score Range
Capacidade Funcional	3 (a+b+c+d+e+ f+g+h+i+j)	10,30	20
Aspectos Físicos	4 (a+b+c+d)	4,8	4
Dor	7+8	2,12	10
Estado Geral de Saúde	1+11	5,25	20
Vitalidade	9 (a+e+g+i)	4,24	20
Aspectos Sociais	6+10	2,10	8
Aspecto Emocional	5 (a+b+c)	3,6	3
Saúde Mental	9 (b+c+d+f+h)	5,30	25

Raw Scale:

$$\text{Ex: Item} = \frac{[\text{Valor obtido - Valor mais baixo}] \times 100}{\text{Variação}}$$

Ex: Capacidade funcional = 21
Valor mais baixo = 10
Variação = 20

$$\frac{21 - 10}{20} \times 100 = 55$$

Obs.: A questão nº 2 não entra no cálculo dos domínios

Dados Perdidos:
Se responder mais de 50% = substituir o valor pela média

ANEXO F - MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

Escolaridade: _____

Orientação

Em que dia estamos?

( ) Ano ( ) Semestre ( ) Mês ( ) Dia ( ) Dia da Semana

Onde nós estamos?

( ) Estado ( ) Cidade ( ) Bairro( ) Hospital ( ) Andar

Memória Imediata

Repita as palavras: (1 segundo para dizer cada uma, depois pergunte ao idoso todas as três).

( ) Caneca ( ) Tijolo ( ) Tapete

Atenção e Cálculo

O Sr. (a) faz cálculos? (1) Sim (2)Não

Se a resposta for positiva pergunte: Se de 100 reais forem tirados 7, quanto resta? E se tirarmos mais 7 reais, quanto resta? (total de 5 subtrações).

Se a resposta for não, peça-lhe para soletrar a palavra "mundo" de trás para diante.

93 ou O ( ) 86 ou D ( ) 79 ou N ( ) 72 ou U ( ) 65 ou M ( )

Memória de Evocação

Repita as palavras que disse há pouco:

( ) _____ ( ) _____ ( ) _____

Linguagem

Mostre um relógio de pulso e pergunte lhe: O que é isto? Repita com o lápis.

( ) Relógio ( ) Lápis

Repita o seguinte: "NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ" ( )

Siga uma ordem de três estágios:

"Tome um papel com sua mão direita" ( )

"Dobre-o ao meio" ( )

"Ponha-o no chão" ( )

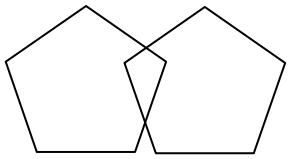
Leia e execute o seguinte: (cartão)

"FECHE OS OLHOS" ( )

Escreva uma frase ( )_____

_____

Copie este desenho ( )



TOTAL _____ PONTOS

ANEXO G - *TIMED UP AND GO* (TUG)

Instrução: sujeito sentado em uma cadeira com braços, com as costas apoiadas, usando seus calçados usuais e seu dispositivo de auxílio à marcha. Após o comando "vá", deve se levantar da cadeira e andar um percurso linear de 3 metros, com passos seguros, retornar em direção à cadeira e sentar-se novamente.

TEMPO GASTO NA TAREFA: _____segundos

ANEXO H – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa

FORMULÁRIO Nº 9

AMC - Serviços Educacionais S/C Ltda
Rua Taquari, 546 - Mooca - São Paulo -SP
CEP 03166-000
PABX: 6099-1999 - FAX: 6099-1692

PARECER CONSUBSTANCIADO

Protocolo: **093/2009**

Título do Projeto: ESTUDO DO EFEITO DE PROGRAMAS DE ATIVIDADE FÍSICA NA LOCOMOÇÃO, POSTURA E QUALIDADE DE IDOSO COM DOENÇA ENCÉFALO VASCULAR ISQUÊMICA CRÔNICA

Professor Orientador: Luis Mochizuki

Grupos temáticos: Projeto fora das áreas temáticas especiais

Decisão: Aprovado

UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU COEP Comitê de Ética em Pesquisa SÃO PAULO - SP

Resumo dos Autores:

não consta resumo no parecer

Parecer do COEP:

Com base na resolução 196/96 (CONEP-MS), o Coep/USJT deliberou que o protocolo de pesquisa está aprovado, uma vez que:

está de acordo com os preceitos éticos. Solicita-se que os pesquisadores substituam: "qualidade de idosos" por "qualidade de vida de idosos" no título do projeto.

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuizo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo COEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.

O COEP/USJT deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificações ao COEP e a à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao COEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovado pelo COEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e.).

O **Relatório Parcial** deve ser apresentado ao COEP na forma de arquivo eletrônico (CD-R) exclusivamente, em 1 via, após a coleta de dados do estudo em agosto/2012.

O **Relatório Final** deve ser apresentado ao COEP na forma de arquivo eletrônico (CD-R) exclusivamente, em 1 via, ao término do estudo em dezembro/2012.

ANEXO I - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DA SAÚDE GERAL

Nome:_____ Data da avaliação: _____/_____/_____.

Endereço:_____Bairro:_____ Telefone: _____

Cidade: _____ Estado: _____

Idade: _____ Data de nascimento:_____

Naturalidade: _____

Estado Civil: _____Raça:_____Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

Profissão: _____ Escolaridade: _____

Possui algum problema de saúde relacionado:? ( ) Infarto ( ) Diabetes Mellitus ( ) Pressão alta ( ) Obesidade ( )

Outros_____

História de Doenças Pregressas
1. Possui seqüela de DEV (AVC)? ( ) Sim ( ) Não. Qual?_____
Qual tratamento?_____
2. Fez uso de medicamento para a doença citada? ( ) Sim ( ) Não. Qual?_____
Por quanto tempo?_____
3. Fez alguma cirurgia relacionada a esta doença? ( ) Sim ( ) Não
4. Tal doença fez com que você mudasse seus hábitos de vida? ( ) Sim ( ) Não. Quais?_____
Sistema Respiratório: ( ) Pneumonia ( ) Bronquite ( ) Enfisema ( ) Asma ( ) Cianose ( ) Outros_____
Dispnéia: ( ) Pequenos esforços ( ) Médios esforços ( ) Grandes esforços
Tosse: ( ) Ausente ( ) Seca ( ) Presente ( ) Produtiva
Chiado no peito: ( ) Ausente ( ) Presente

COONG
Cabeça: ( ) Cefaléia ( ) Tontura ( ) Outras:_____
Ouvidos: ( ) Boa audição ( ) Infecção ( ) Outras:_____
Olhos: ( ) Alterações oculares ( ) Dor ( ) Outras:_____
Nariz: ( ) Sangramento ( ) Sinusite ( ) Outras:_____
Garganta: ( ) Dor ( ) Rouquidão ( ) Outras:_____

Alergias: ( ) Medicamentos ( ) Agentes externos ( ) Outras:_____

Sistema Musculoesquelético: ( ) traumatismo ( ) deformidade ( ) dor ( ) derrame articular ( ) rigidez ( ) hipermobilidade
( ) osteoporose ( ) febre reumática ( ) Outros:_____
Você teve fraturas com colocação de placas, pinos, parafusos e próteses?
( ) Sim ( ) Não Onde?_____

Aspectos Psiquiátricos
( ) depressão ( ) distúrbio do sono ( ) ansiedade ( ) alteração de memória ( ) dificuldade no trabalho Outros:_____

Fatores de Risco
Tabagismo: Você é fumante? ( ) Sim ( ) Não Qual a quantidade? _____cigarros/dia
Há quanto tempo?_____ Qual o tipo do cigarro?_____
Você já fumou antes? ( ) Sim ( ) Não
Parou há quanto tempo?_____
É fumante passivo? ( ) Sim ( ) Não
Alcoolismo: Você possui o hábito de ingerir bebidas alcoólicas?( ) Sim ( ) Não
Tipo de bebida: ( ) destilados ( ) fermentados
Quantidade:_____
Há quanto tempo?_____
Frequência_____
Obesidade: IMC = $\frac{\text{Peso corpóreo (kg)}}{\text{Altura (m}^2)}$ =...=..
Hipercolesterolemia: Você possui colesterol alto? ( ) Sim ( ) Não
Como você controla o seu colesterol?_____
Estresse: Você trabalha ou possui alguma ocupação? ( ) Sim ( ) Não

Qual o grau de responsabilidade na sua ocupação?_____
Passa ou já passou situações estressantes? ( ) Sim ( ) Não
Quais?_____
Em quais situações você se sente relaxado?_____
Faz algum tipo de terapia para controlar a sua ansiedade, depressão, cansaço, insônia? ( ) Sim ( ) Não
Qual?_____
Há quanto tempo?_____
Como você classifica o seu estresse? ( ) Leve ( ) Moderado ( ) Severo
Sedentarismo: Você pratica algum tipo de atividade física ou fisioterapia? ( ) Sim ( ) Não
Você já praticou algum tipo de atividade física? ( ) Sim ( ) Não
Qual foi o motivo da interrupção?_____
Você começou a praticar depois do acometimento? ( ) Sim ( ) Não
Qual?_____
Qual a duração?_____
Qual a freqüência semanal?_____
Com qual intensidade você desempenha sua atividade? ( ) Leve ( ) Moderada ( ) Forte
Você controla a sua freqüência cardíaca durante a atividade? ( ) Sim ( ) Não
Qual a freqüência cardíaca máxima atingida durante a atividade?_____
Você recebeu algum tipo de orientação para realizar essa atividade física? ( ) Sim ( ) Não
De quem?_____
Você apresenta (ou) algum sintoma durante a atividade física? ( ) Sim ( ) Não
Diabetes: Você tem Diabetes? ( ) Sim ( ) Não Há quanto tempo?_____
Como você controla seu Diabetes?_____
Mudou sua dieta com a presença do Diabetes?_____
Hipertensão Arterial: Você possui hipertensão arterial? ( ) Sim ( ) Não
Há quanto tempo?_____
Em quais atividades sua pressão arterial fica elevada?_____
Faz algum tipo de terapia para controle? ( ) Sim ( ) Não
Quais?_____
História Familiar: Algum parente sofre de problemas cardiovasculares? ( ) Sim ( ) Não
Qual o grau de parentesco?_____
Qual o problema?_____
Há quanto tempo?_____
Algum de seus familiares foi à óbito por problemas cardiovasculares? ( ) Sim ( ) Não
Pressão Arterial:_____

ANEXO J – ESCALA MODIFICADA DE BORG

Foi inicialmente formulada e introduzida por Borg (BORG, 1978), com uma escala que ia de 6 à 20 e posteriormente modificada em uma escala numerada de 0 à 10. A Escala modificada de Borg e freqüência cardíaca estão linearmente correlacionadas entre si e com a intensidade de trabalho através de uma grande variedade de mobilidades e condições de exercícios. O esforço é considerado máximo ou próximo do máximo quando o indivíduo relatar um esforço percebido de 9 ou 10

Escala Modificada de Borg

Classificação	Percepção de esforço
0	Nenhum
0,5	Muito, muito fraco
1	Muito fraco
2	Fraco
3	Moderado
4	Um pouco forte
5	Forte
6	-
7	Muito forte
8	-
9	-
10	Muito, muito forte