

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

RICHARD WAGNER ZÜGE

**EFEITOS DE UMA INTERVENÇÃO CINESIOTERAPÊUTICA E
ELETROTERRAPÊUTICA NA CINEMÁTICA DA MARCHA DE INDIVÍDUOS
HEMIPARÉTICOS**

**CURITIBA
2008**

RICHARD WAGNER ZÜGE

**EFEITOS DE UMA INTERVENÇÃO CINESIOTERAPÊUTICA E
ELETROTERRAPÊUTICA NA CINEMÁTICA DA MARCHA DE INDIVÍDUOS
HEMIPARÉTICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Elisangela Ferretti Manffra.

**CURITIBA
2008**

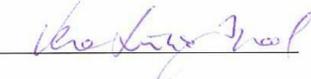
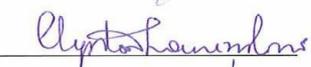


Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

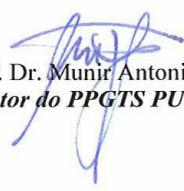
ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 073

Aos 26 dias do mês de junho de 2008 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação “Efeitos de uma intervenção cinesioterapêutica e eletroterapêutica na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos”, apresentada por **Richard Wagner Züge** como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde, – Área de Concentração – Bioengenharia perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof ^ª . Dr ^ª . Elisângela Ferretti Manffra, PUCPR (Orientadora)	 assinatura	<u>APROVADO</u> parecer (aprov/ reprov.)
Prof ^ª . Dr ^ª . Vera Lúcia Israel, UFPR/Litoral		<u>APROVADO</u>
Prof. Dr. Clynton Lourenço Corrêa, (UFVJM)		<u>APROVADO</u>

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado aprovado (*aprovado/reprovado*), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.


Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,
Diretor do PPGTS PUCPR



AGRADECIMENTOS

À minha família e esposa pela compreensão e estímulo sempre presentes.

Aos voluntários que generosamente participaram e que, cada vez mais despertam em nós, o amor pela profissão que abraçamos.

À minha orientadora, Profa. Elisângela Ferretti Manfra, profissional capaz e dedicada, pela atenção e paciência que dispensa ao que faz.

Aos professores da PUCPR que participaram dos projetos de dissertação e qualificação que muito contribuíram para o desenvolvimento do estudo.

À Danieli Isabel Rommanovitch Ribas pela colaboração e confiança aplicados ao emprestar material essencial à pesquisa.

Ao Leandro Vazatta, pela capacidade de concluir e disponibilizar o *software* de acordo com nossas necessidades.

À professora Márcia Olandoski pela atenção, qualidade e disponibilidade para realização da análise estatística.

Ao CESCAGE por disponibilizar local adequado para realização da pesquisa.

Aos professores do CESCAGE, colegas de profissão, que sempre me incentivaram e me deram suporte.

A Deus, pela saúde e persistência que nos conferiu, condições indispensáveis para enfrentar os desafios que este trabalho impôs.

“Se eu pudesse deixar algum presente a você,
Deixaria acesso ao sentimento de amor à vida aos seres humanos.
A consciência de aprender tudo que nos foi ensinado pelo tempo afora...
Lembraria os erros que foram cometidos para que não mais se repetissem.
A capacidade de conhecer e escolher novos rumos.
Deixaria para você, se pudesse, o respeito àquilo que é indispensável além do pão,
o trabalho.
Além do trabalho, a Ação.
E, quando tudo mais faltasse, um segredo:
O de buscar no interior de si mesmo
a resposta e a força para encontrar a saída”.

Mahatma Gandhi

RESUMO

Efeitos de uma intervenção cinesioterapêutica e eletroterapêutica na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma das causas mais freqüentes de incapacidade tendo, como uma das seqüelas, a hemiparesia. O hemiparético necessita de um treinamento motor a fim de recuperar sua independência que inclua a melhora da marcha. O treino da marcha é uma etapa importante e complexa da reabilitação pós-AVE. Porém, na realidade clínica, a análise da marcha é realizada de forma qualitativa, sem recursos que possam fornecer ao terapeuta parâmetros objetivos sobre os efeitos de sua intervenção. Esta pesquisa teve como objetivo avaliar os efeitos de um único atendimento cinesioterapêutico e eletroterapêutico na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos. Para tanto, foi estabelecida uma metodologia de análise de marcha para pacientes hemiparéticos, usando um modelo cinemático bidimensional de quatro segmentos. Foram colocados marcadores adesivos em pontos anatômicos e foi realizada filmagem simultânea com duas câmeras posicionadas uma para cada lado do corpo dos voluntários. As coordenadas dos pontos e os ângulos articulares foram recuperados a partir dos vídeos com auxílio de um *software* desenvolvido no Laboratório de Engenharia de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. A intervenção fisioterapêutica foi composta por cinesioterapia (a partir de mobilizações e alongamentos musculares de membros inferiores) e eletroterapia (estimulação elétrica funcional, em músculo tibial anterior do hemicorpo parético). A amostra foi constituída de nove voluntários com hemiparesia secundária à AVE, em fase crônica de evolução da doença. A análise da marcha foi realizada antes e após uma única intervenção fisioterapêutica. Parâmetros lineares e angulares da marcha foram analisados (comprimento do passo, tempo de passo, velocidade da passada, ângulo de tornozelo, joelho e quadril, suas amplitudes de movimento e valores máximos e mínimos). Os parâmetros da marcha que sofreram alterações após a intervenção foram as amplitudes de movimento dos joelhos parético (de $60,66 \pm 8,66$ para $62,44 \pm 8,15$ graus) e não parético (de $39,54 \pm 15,40$ para $43,61 \pm 18,13$ graus), o comprimento do passo do lado não parético (de $0,28 \pm 0,13$ para $0,31 \pm 0,12$ m) e a velocidade da marcha (de $0,40 \pm 0,16$ para $0,44 \pm 0,14$ m/s). O método quantitativo para análise de marcha mostrou-se válido, pois foi capaz descrever padrões da marcha hemiparética descritos na literatura. Contudo, está restrito a uma análise no plano sagital e não é capaz de captar os movimentos rotacionais do membro hemiparético, por exemplo. Isso deve ser levado em conta na interpretação dos resultados.

Palavras-Chave: Acidente vascular encefálico. Estimulação elétrica funcional. Fisioterapia. Marcha. Cinemática.

ABSTRACT

Effects of a single intervention of kinesitherapy associated with FES on gait kinematics of hemiparetic individuals

The cerebrovascular accident is one of the most common causes of disability and one of its sequelae is hemiparesis. An hemiparetic patient needs motor training in order to recover its independence, including improvement of gait. Gait training is a complex and important stage of rehabilitation after stroke. However, in clinical reality, gait analysis is usually done qualitatively, without resources that can provide the therapist with an objective assessment of the therapeutic intervention. The purpose of this work was to analyse the effects of a single intervention associating kinesitherapy and functional electrical stimulation on the gait kinematics of hemiparetic individuals. To this end, a method for hemiparetic gait analysis was established, using a two-dimensional, four segment kinematical model. Adhesive markers were placed at anatomical landmarks and the volunteers were videotaped by two digital cameras, one at each body side. The marker's coordinates and joint angles were recovered from images with a software developed at the Laboratory of Rehabilitation Engineering at PUCPR. The physiotherapeutic intervention was composed by kinesitherapy (with mobilizations and stretching of lower limbs muscles) and functional electrical stimulation on the anterior tibial muscle of the paretic side. The study group consisted of nine volunteers with hemiparesis secondary to stroke, in the chronic phase of the pathology. Gait analysis was carried out before and after a single intervention. Gait linear and angular parameters were analyzed (step length, step time, velocity, ankle, knee and hip angles, their maximum and minimum values and ranges of motion). There gait parameters whose values have changed after intervention were range of motion of paretic (from $60,66 \pm 8,66$ to $62,44 \pm 8,15$ degrees) and non-paretic ($39,54 \pm 15,40$ to $43,61 \pm 18,13$ degrees) knees, non-paretic step length (from $0,28 \pm 0,13$ to $0,31 \pm 0,12$) and gait speed (from $0,40 \pm 0,16$ to $0,44 \pm 0,14$ m/s). The method adopted for gait analysis was successful in describing the hemiparetic gait pattern, since parameters values obtained here were similar to those from the literature. However, the analysis is restricted to the to the sagittal plane. This must be taken into account in order to correctly interpret the results. For instance, the method, is not able to describe the rotational movement of the hemiparetic leg outside this plane.

Keywords: Cerebrovascular accident. Functional electric stimulation. Physical Therapy. Gait. Kinematics.

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM	Amplitude de Movimento
AVE	Acidente Vascular Encefálico
CBT	Cabeça, Braços e Tronco
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EMG	Eletromiografia
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i> (Estimulação Elétrica Funcional)
IS	Índice de Simetria
LER	Laboratório de Engenharia de Reabilitação
MMSE	<i>Mini Mental State Examination</i> (Mini Exame do Estado Mental)
SAMAT	<i>Software</i> para Análise de Movimento Aquático e Terrestre
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
TENS	<i>Transcutaneous Electrical Nervous Stimulation</i> (Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	09
1.1 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA.....	09
1.2 OBJETIVOS.....	11
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	12
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	13
2.1 MARCHA HUMANA NORMAL.....	13
2.2 AVE E HEMIPARESIA.....	21
2.3 MARCHA DO HEMIPARÉTICO.....	23
2.4 REEDUCAÇÃO DA MARCHA DO HEMIPARÉTICO.....	25
2.4.1 Tratamento cinesioterapêutico.....	28
2.4.2 Tratamento através de estimulação elétrica funcional.....	29
2.4.2.1 Parâmetros utilizados na modulação da corrente.....	31
2.4.2.2 Estudos sobre avaliação da terapia com FES na hemiparesia	33
3 METODOLOGIA.....	38
3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	38
3.2 AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA.....	39
3.3 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO DE MARCHA COM CINEMETRIA.....	41
3.4 INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA (CINESIOTERAPIA E <i>FES</i>).....	48
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	49
4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	52
4.1 AMOSTRA E AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA.....	52
4.2 TRAJETÓRIAS ARTICULARES DURANTE A MARCHA PRÉ-INTERVENÇÃO E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA.....	53
4.3 VARIÁVEIS LINEARES DA MARCHA.....	57
4.4 VARIÁVEIS ANGULARES DA MARCHA.....	60
5 DISCUSSÃO.....	69
5.1 AMOSTRA.....	69
5.2 SOBRE AS METODOLOGIAS DE AVALIAÇÃO.....	70
5.3 VARIÁVEIS LINEARES DA MARCHA.....	74
5.4 VARIÁVEIS ANGULARES DA MARCHA.....	77
5.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	79
6 CONCLUSÃO.....	81

REFERÊNCIAS.....	82
ANEXOS.....	93
APÊNDICES.....	99

1 INTRODUÇÃO

1.1 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA

O tratamento e a reintegração dos adultos com lesão encefálica constituem uma das tarefas mais importantes e desafiadoras no campo da reabilitação. O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma das causas mais freqüentes de incapacidade tendo como uma das seqüelas a hemiparesia.

Fuller (2002) destaca que cerca de dois a cada 1000 indivíduos a cada ano sofrem AVE nos Estados Unidos, sendo que os homens são mais afetados que as mulheres na proporção de 144:100. Nos Estados Unidos cerca de 750.000 casos anualmente são registrados (tornando-se a principal causa da inabilidade do país) e aproximadamente 25% daqueles que sofreram AVE não sobrevivem, ou seja, cerca de 150.000 por ano vão a óbito (BYL *et al.*, 2003; GREENBERG; AMINOFF; SIMON, 2005).

No Brasil, conforme dados do Ministério da Saúde de 2006, o AVE é a principal causa de morte, ultrapassando o infarto. Sua elevada incidência se deve ao aumento da expectativa de vida e a hábitos inadequados da população brasileira. Avanços científicos no tratamento e prevenção do AVE dão esperanças ao combate da doença e também da sua recorrência cuja repercussão pode ser ainda mais grave que no primeiro caso (BRASIL, 2006).

Robbins *et al.* (2006) descrevem que depois de um AVE, as pessoas terão déficits motores incluindo alterações da ativação muscular, aumento no tônus muscular e alterações na marcha. Há dificuldade de controle agonista-antagonista e espasticidade nos músculos flexores no membro superior e extensores no membro inferior, que geram imprecisão de movimentos, dificultando sua execução (KLUDING; SANTOS, 2008, TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2000).

Segundo uma pesquisa realizada no Canadá por Visintin *et al.* (1998), mais de metade dos pacientes que sobreviveram à fase aguda pós AVE não foram capazes de caminhar. Outro estudo mostra que os que recuperam esta capacidade apresentam alterações nos parâmetros velocidade, cadência, simetria, tempo e comprimento de passo e passada (HIGGINSON *ET AL.*, 2006b). A característica marcha ceifante, com abdução exagerada do membro inferior parético durante a

fase de balanço, acontece pela dificuldade em flexionar o quadril, o joelho e dorsifletir o tornozelo devido ao padrão hipertônico (MARTINS *et al.*, 2004). Esta marcha requer alto dispêndio energético devido à co-ativação muscular e aos padrões de movimento alterados (NUNES; QUEVEDO, 2004).

Outra capacidade perdida é a de distribuir uniformemente o peso do corpo sobre a planta dos pés devido à instalação da espasticidade (NUNES; QUEVEDO, 2004). Hemiparéticos têm uma distribuição assimétrica de peso corporal durante o ato de sentar e levantar, durante o ortostatismo e durante a marcha (KLUDING; SANTOS, 2008).

Para pacientes que sofreram AVE e tiveram como seqüela uma hemiparesia, a restauração da marcha desempenha um papel primordial na reabilitação. A marcha proporciona acesso livre às áreas de seu domicílio, como quarto, cozinha e banheiro, ou áreas externas como o carro ou ponto de ônibus. Sendo assim, após a aquisição de marcha, o indivíduo torna-se muito mais independente, facilitando seus cuidados.

O treinamento motor na reabilitação do AVE (TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2003) pode ser realizado através de exercícios passivos (realizados pelo terapeuta), ativos (realizados pelo paciente) e ativos assistidos (realizados pelo paciente com algum auxílio externo, como pelo terapeuta ou por eletroestimulação) (KISNER; COLBY, 2005). Antes de realizar estes movimentos funcionais, porém, deve-se preparar o paciente com adequação do tônus muscular, pois os músculos hipertônicos limitam a amplitude de movimento da articulação, restringindo sua função (NADEAU *et al.*, 1999; ISAKOV; BOWKER, 2002; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999). Por exemplo, a limitação da mobilidade de tornozelo hemiparético pode contribuir para a assimetria de suporte de peso, mas uma terapia utilizando mobilizações articulares pode contribuir para melhora deste quadro (KLUDING; SANTOS, 2008).

A terapia com eletroestimulação age, principalmente, diminuindo a espasticidade e sessões de 15-30 minutos podem resultar em um efeito terapêutico que dura de 24 a 48 horas após a primeira sessão e até algumas semanas, quando as sessões são repetidas (ISAKOV E BOWKER, 2002).

A evolução tecnológica permite uma intervenção fisioterapêutica cada vez mais diversificada. No entanto, nos pacientes neurológicos, é de fundamental importância a avaliação de protocolos existentes e aprimoramento dos mesmos para

que proporcionem melhor resposta motora com menor período de reabilitação. No caso da estimulação elétrica, Popovic e Keller (2005) relatam que a falta de protocolos de estimulação retarda o desenvolvimento de novos tratamentos.

A avaliação da marcha de forma quantitativa possibilita a visualização de seus principais parâmetros, auxiliando na determinação dos objetivos de tratamento e na avaliação dos resultados das terapias. Para Teixeira-Salmela *et al.* (2000), por exemplo, a utilização de medidas sensíveis de avaliação do hemiparético, como, por exemplo, a velocidade da marcha, permite detectar ganhos significativos em pacientes crônicos. Porém, a avaliação de marcha necessita de laboratórios com elevado custo, com investimento em softwares de análise de movimento, câmeras, elementos de calibração, aperfeiçoamento de conhecimento científico, entre outros.

Sendo assim, deve-se testar e avaliar procedimentos simples, com menor investimento, fazendo uso de equipamentos de tratamento e avaliação acessíveis aos profissionais, mas com qualidade suficiente para melhorar o atendimento aos pacientes.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é avaliar os efeitos de um único atendimento cinesioterapêutico e eletroterapêutico na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos.

Especificamente deseja-se:

- Propor uma metodologia de análise cinemática da marcha para pacientes hemiparéticos a fim de possibilitar o acesso a esta avaliação na prática clínica.
- Propor um atendimento com associação de cinesioterapia e eletroterapia.
- Determinar e comparar os parâmetros cinemáticos da marcha antes e após uma sessão de atendimento.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Neste trabalho, o capítulo 2 trata da revisão de literatura dos assuntos que norteiam este estudo: marcha humana, AVE, hemiparesia, marcha e reeducação da marcha do hemiparético e tratamento cinesioterapêutico e através de estimulação elétrica funcional.

O capítulo 3 descreve a metodologia utilizada na pesquisa, englobando o modelo biomecânico utilizado e a rotina de coleta de dados, a seleção dos voluntários, a forma de realização de avaliação de marcha, a intervenção fisioterapêutica realizada até a análise estatística.

No capítulo 4 estão descritos os resultados e no capítulo 5 são os mesmos discutidos de acordo com os dados disponíveis em literatura e também são apresentadas sugestões para trabalhos futuros.

No capítulo 6 apresentam-se as conclusões e, logo após, as referências bibliográficas, anexos e apêndices pertencentes ao estudo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura apresenta características da marcha normal a fim de proporcionar ao leitor uma base para comparar à marcha do paciente hemiparético. Também estão citados textos sobre a marcha do paciente hemiparético. Apresenta-se também uma revisão sobre cinemetria e técnicas de tratamento, buscando embasar a forma de tratamento e a forma de avaliação que será proposta na metodologia.

2.1 MARCHA HUMANA NORMAL

A compreensão dos parâmetros normais da marcha pode parcialmente ser adquirida de forma observacional, mas, para aquisição de conhecimentos suficientes para realização de sua análise deve-se fazer uma revisão de literatura adequada, buscando mais embasamento científico. Para tal, a seguir estão descritos os padrões de marcha normal.

Conforme Greve e Amatuzzi (1999), “a marcha humana é um mecanismo capaz de promover o deslocamento do corpo entre dois pontos de maneira segura e eficiente, com baixo gasto energético”.

O sistema anatômico e fisiológico da marcha normal é o mesmo em todos os seres humanos, porém podem ocorrer variações individuais da marcha de acordo com fatores neurológicos, antropométricos e psicológicos (MELO *et al.*, 1999).

A marcha tem um padrão cíclico de movimentos corporais que indefinidamente se repete a cada passo. Em geral, as descrições de marcha tratam do que acontece no curso de apenas um ciclo, supondo-se que os ciclos que sucedem são todos iguais (BRUNIERA; AMADIO, 1993; MELO *et al.*, 1999; RIBAS *et al.*, 2006; BARELA; DUARTE, 2005; VAUGHAN, 1999; PERRY, 2004).

Conforme o corpo em movimento tem um membro inferior em apoio, o outro balança para frente preparando para a próxima fase. Um dos pés está sempre no chão e durante o período em que o apoio é transferido de um membro inferior para o outro que avança, há um pequeno momento em que os dois pés ficam no chão. As forças de reação do solo que apóiam o corpo e o movimento periódico de cada um dos pés de uma posição de apoio para a seguinte, na direção de progressão, são

elementos necessários para qualquer forma de marcha bípede (BRUNIERA; AMADIO, 1993; MELO *et al.*, 1999).

Para Lehmann e Lateur (1994), um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completa é definido como ciclo da marcha ou passada. Os mesmos autores definem como passo o espaço entre o toque de calcâneo de um pé até o toque de calcâneo do pé oposto (Figura 1).



Figura 1- Representação esquemática da passada e do passo.
Fonte: Lehmann; Lateur, 1994.

Sutherland, Kaufman e Moitza (1994) definem que a fase de apoio é o contato do membro com o solo representando 60% do ciclo da marcha e a fase de balanço (que corresponde a 40% do ciclo) é o avanço do membro sem contato com o solo.

Normalmente, o contato inicial do pé é feito com o calcâneo, mas na marcha hemiparética, outras áreas do pé podem tocar o solo primeiro (SCHUSTER; SANT; DALBOSCO, 2007), por isso o termo toque do pé em vez de toque do calcâneo.

Saad, Battistella e Masiero (1996) indicam que o ciclo de marcha seja dividido em fases para sistematizar o estudo. Então, Saad, Battistella e Masiero (1996) e Greve e Amatuzzi (1999) utilizam as mesmas divisões e subdivisões da marcha:

-Fase de Apoio, subdividida em:

- a) **Contato inicial:** momento de toque do calcâneo e absorção do impacto;
- b) **Resposta de carga:** momento em que o peso é transferido de um membro a outro;
- c) **Médio apoio:** momento em que o pé de apoio está em contato total com o solo;
- d) **Apoio terminal:** final da fase de apoio e o pé encontra-se em flexão plantar;

e) **Pré-balanço:** momento anterior ao desprendimento do hálux do solo.

-Fase de Balanço, subdividida em:

a) **Balanço inicial:** desprendimento do hálux do solo;

b) **Balanço médio:** flexão do joelho para passagem do membro;

c) **Balanço final:** extensão do joelho preparando para o contato inicial.

Ao final do ciclo, outro ciclo se repete.

A Figura 2 resume os dados descritos anteriormente:

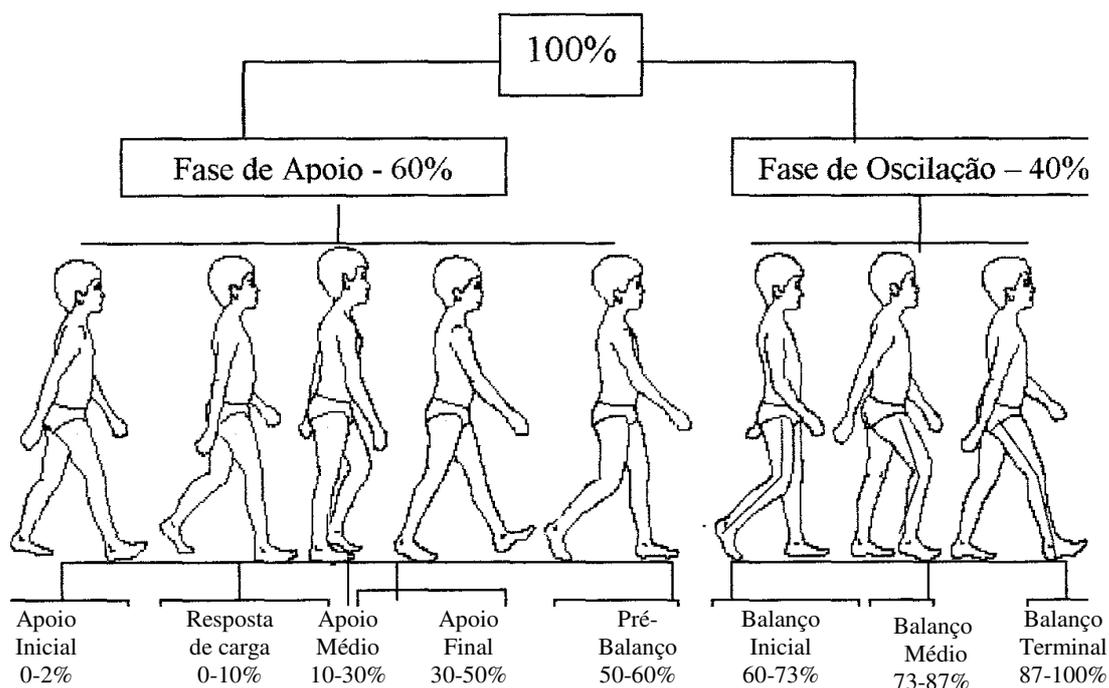


Figura 2- Fases da marcha, divididas em fase de apoio e fase de oscilação.
Fonte: Vaughan, 1999; Perry, 2004.

Para uma marcha normal, Greve e Amatzuzi (1999) consideram importantes as ADM's de joelho; Observam que a amplitude de movimento de 15º durante o período inicial da fase de apoio e de 30 a 40º durante a parte final da fase de apoio são essenciais para uma marcha adequada.

Para Schuster, Sant e Dalbosco (2007), uma marcha com presença de restrições em tornozelo, joelho ou quadril pode gerar um padrão não-fisiológico de marcha. Esta se torna desalinhada e obriga o indivíduo a realizar movimento lateral de membro inferior.

A instabilidade de um membro inferior altera o equilíbrio (MANFIO; MUNIZ; RABELLO, 2005) e também altera padrões de marcha de um indivíduo, aumentando a velocidade do deslocamento do membro não-parético para compensar a

instabilidade do membro que fica em apoio (MOCHIZUKI *et al.*, 2005).

Segundo Gage (1991), a marcha normal deve ter estabilidade durante a fase de apoio, liberação adequada do pé durante a fase de balanço, um pré-posicionamento adequado do pé para o contato inicial e um comprimento adequado do passo. Para Hoppenfeld (2004) o comprimento adequado de um passo é aproximadamente 35-40 centímetros.

A estabilidade no apoio depende do controle muscular global sobre o tronco e membros inferiores e sobre a qualidade da base de apoio, que são os pés; A liberação adequada do pé durante a fase de balanço está relacionada ao movimento de flexão do joelho ipsilateral; A amplitude de flexão do joelho, sua máxima flexão, a posição do pé e tornozelo, são indispensáveis para que a liberação dos pés ocorra normalmente; Durante o contato inicial do pé, este deve tocar o solo através da região do calcanhar; O comprimento adequado do passo depende da extensão do joelho e é importante para que a marcha seja funcional e aconteça com o menor gasto de energia possível e durante um tempo apropriado (DAVIES, 1996b).

Ao começar a desaceleração do corpo o músculo tibial anterior age isometricamente impedindo a queda brusca do antepé contra o solo (ROSE; GAMBLE, 1998), conforme Figura 3.

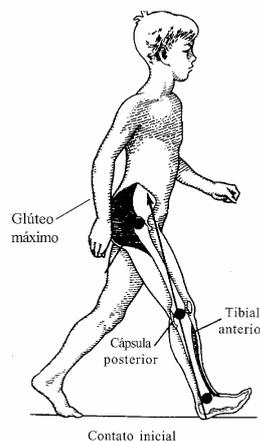


Figura 3 - Atividade muscular e linha da força de reação no contato inicial do pé.
Fonte - Rose; Gamble, 1998.

A partir daí o joelho age como uma mola, pois, ao receber o peso do corpo, ocorre a contração de seus músculos extensores, semiflexão e novamente a contração dos extensores de joelho que é auxiliada pela plantiflexão de tornozelo, fase esta, designada por Rose e Gamble (1998) de resposta de carga (Figura 4).

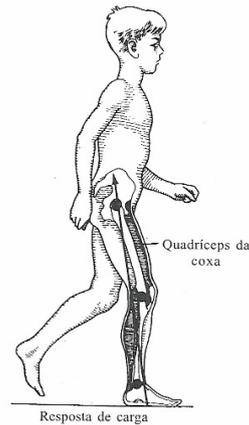


Figura 4 – Atividade muscular e linha de força de reação durante a resposta de carga.
Fonte - Rose; Gamble, 1998.

De acordo com a Figura 5, durante o médio apoio o joelho permanece estendido; Na fase terminal de apoio, permanece a extensão de joelho e plantiflexão de tornozelo.

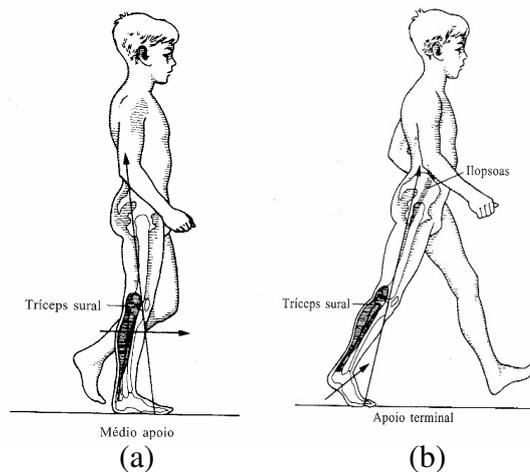


Figura 5 - Atividade muscular e linha de força de reação no médio apoio (a) e apoio terminal (b).
Fonte - Rose; Gamble, 1998.

Depois que o membro oposto atinge o solo e transfere a carga, inicia-se a fase de pré-balanço e balanço (Figura 6), na qual os flexores do quadril (contraindo concentricamente) levantam o membro inferior e o balançam para frente, mantendo a contração dos dorsiflexores de tornozelo. Conforme o pé toca o chão, o ciclo se repete (ROSE; GAMBLE, 1998).

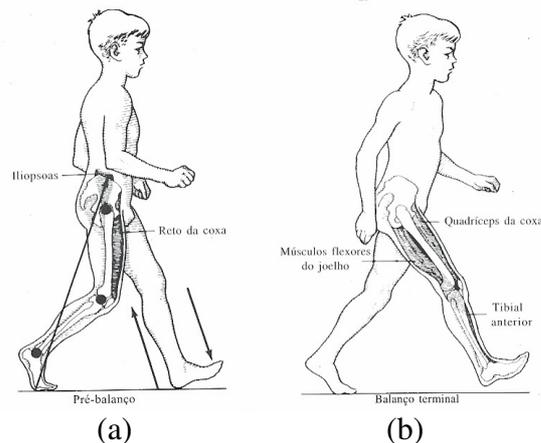


Figura 6 - Atividade muscular e linha de reação de força no solo na fase de pré-balanço (a) e fase de balanço terminal (b).
Fonte - Rose; Gamble, 1998.

A marcha normal é simétrica no que diz respeito ao tempo e distância e os tempos de apoio dos lados direito e esquerdo são iguais, do mesmo modo que os comprimentos das passadas direita e esquerda; uma cadência da marcha economicamente viável é de 120 passos/min (GABRIELI *et al.*, 2004; QUERVAIN *et al.*, 1996; SOARES, 2003). Com o aumento de passos por minuto o período de duplo apoio diminui e durante a corrida desaparece (GREVE; AMATUZZI, 1999).

Greve e AmatuZZi (1999) citam que para uma marcha ser funcional e com baixo gasto energético deve ocorrer uma geração de energia mecânica para progressão anterior controlada, seguindo-se de absorção de energia mecânica durante o impacto com o solo, controlando a progressão anterior do corpo; ao mesmo tempo deve-se manter a estabilidade da posição ortostática, dando suporte à parte superior do corpo durante a fase de apoio; controle da trajetória do pé, oferecendo suporte na fase de apoio e facilitando a passagem do pé na fase de balanço.

Uma marcha confortável, em condições normais, corresponde à velocidade na qual o gasto energético por unidade de distância é mínimo, alteração nas condições articulares e de precisão da ação muscular diminui a velocidade e aumenta o gasto energético (GREVE; AMATUZZI, 1999).

Detrembleur *et al.* (2004), realizaram pesquisa sobre gasto energético da marcha e detectou que quanto maior for a deficiência do membro inferior acometido, maior será o gasto energético. Este mesmo autor destaca ainda que as estratégias adotadas por um indivíduo ao realizar a marcha podem ser diferentes, com maior ou menor oscilação do centro de gravidade, causando assim variações de consumo de

energia entre os padrões de marcha existentes.

A fase de oscilação apresenta similaridade com um mecanismo de pêndulo invertido, onde o deslocamento do membro inferior à frente ocorre de forma a economizar energia. Com alteração neste mecanismo, a energia gasta é maior (DETREMBLEUR *et al.*, 2004).

Com o envelhecimento, ocorre um impacto no sistema locomotor, observando-se várias alterações cinemáticas, tais como: diminuição do comprimento da passada, diminuição da duração da passada, diminuição da fase de oscilação e aumento da fase de suporte, bem como uma menor amplitude de movimento e menor velocidade da passada (MORAES; MAUERBERG, 2001).

Gérin-Lajoie (2005), num estudo comparando a marcha de adultos jovens (24.6 ± 4.1 anos) e idosos (69.7 ± 3.2 anos) observou que o idoso é em média mais lento ($1,38 \pm 0,17$ m/s) do que os mais jovens ($1,57 \pm 0,14$ m/s) e possuem comprimentos de passo menores ($0,69 \pm 0,06$ m versus $0,77 \pm 0,05$ m para os jovens adultos).

Edwards (1999) estabelece parâmetros da marcha entre diferentes idades. Na tabela 1 define cadência, comprimento de passadas e velocidade da marcha.

Tabela 1 - Parâmetros gerais da marcha durante caminhada em velocidade livre de indivíduos normais.

Idade (anos)	Cadência (passos/min)	Comp. Passada (m)	Velocidade (m/s)
13-14	100-149	1,06-1,64	0,95-1,67
15-17	96-142	1,15-1,75	1,03-1,75
18-49	91-135	1,25-1,85	1,10-1,82
50-64	82-126	1,22-1,82	0,96-1,68
65-80	81-125	1,11-1,71	0,81-1,61

Fonte: Edwards, 1999.

Barela e Duarte (2005) também compararam grupos de jovens (28 ± 6 anos) e idosos ($70 \pm 6,5$ anos), buscando avaliar dados cinemáticos da marcha destes indivíduos. Os resultados estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2 - Valores médios (\pm desvio padrão) das variáveis descritivas da passada nos ambientes terrestre dos adultos e idosos.

AMBIENTE TERRESTRE		
	Adultos	Idosos
Duração (s)	1,3 \pm 0,1	1,2 \pm 0,1
Comprimento (m)	1,0 \pm 0,1	1,0 \pm 0,1
Velocidade (m/s)	1,4 \pm 0,1	1,2 \pm 0,2

Fonte: Barela; Duarte, 2005.

No mesmo estudo de Barela e Duarte (2005) na Figura 7 observa-se as médias e desvio padrão da amplitude de movimento das articulações do tornozelo joelho e quadril dos adultos e idosos durante o ciclo de marcha.

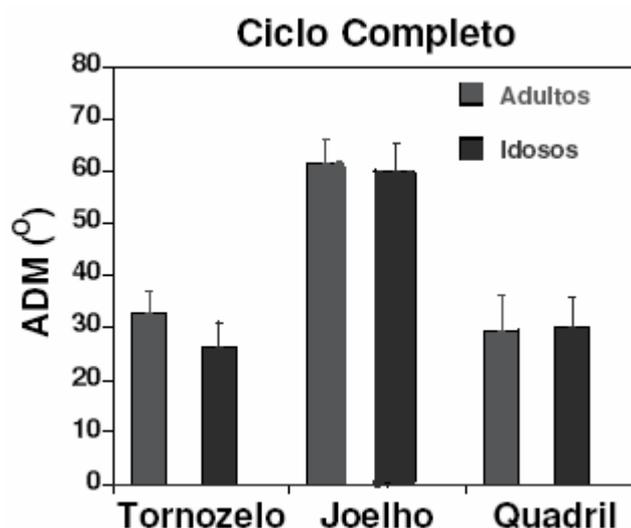


Figura 7 - Comparação entre amplitudes de movimento do adulto jovem e do idoso.
Fonte: Adaptado de BARELA; DUARTE, 2005.

Depois dos itens descritos no capítulo de marcha normal, agora será descrito sobre o AVE e sua seqüela motora, a hemiparesia. Esta doença apresenta características próprias de incidência, tipos de lesão e fases.

A doença também possui características relacionadas à marcha e esta marcha por sua vez possui necessidade de ser trabalhada. Tais temas serão abordados no texto seguinte.

2.2 AVE E HEMIPARESIA

O AVE pode ser definido como a manifestação de uma disfunção neurológica causada por uma anormalidade no fluxo sanguíneo cerebral, a qual deve persistir por no mínimo 24 horas (DIAS; BORGES; OLIVEIRA, 1997). Os AVE's podem ser divididos em duas categorias, os isquêmicos e os hemorrágicos. Os AVE's isquêmicos são caracterizados pela interrupção do fluxo sanguíneo para o encéfalo, enquanto os AVE's hemorrágicos ocorrem devido a ruptura de um vaso sanguíneo (GUIMARÃES *et al.*, 2002).

As deficiências ocasionadas pelo AVE, bem como sua gravidade, dependerão do local da lesão e de sua extensão. Dentre essas deficiências estão: alterações sensitivas, do nível de consciência, cognitivas, de linguagem e da função motora (TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2000).

As alterações da função motora são as mais evidentes e incapacitantes podendo levar à falta de coordenação dos movimentos, fraqueza e anormalidades do tônus no hemicorpo contralateral à lesão (SHEEAN, 2002). Isso porque, as lesões do neurônio motor superior podem causar hemiparesia e prejudicar o controle seletivo dos movimentos, expondo primitivos modos de ativação muscular, resultando em um controle semi-voluntário do movimento (BURRIDGE E MCLELLAN, 2000). Estas lesões tornam o tônus mais susceptível às mudanças de comprimento muscular e às mudanças de velocidade de movimento (SHEEAN, 2002).

Segundo Cohen (2001), hemiparesia é o acometimento motor de um hemicorpo (membro superior, membro inferior, tronco e em alguns casos, a hemiface) devido a seqüelas de lesão do Sistema Nervoso Central.

Quanto à terminologia, pode-se considerar *plegia* (CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004), como um déficit motor total ou parcial associado a algum déficit sensitivo, a *paresia* como sendo um déficit somente motor, total ou parcial, e a *parestesia* sendo algum déficit sensitivo. Pode-se também considerar *plegia* (SOARES, 2003) como déficit motor total, ou seja, a paralisia total, a *paresia* como um déficit motor parcial, ou uma fraqueza muscular, e a *parestesia* como um déficit sensitivo. Tais definições são igualmente consideradas.

Em seguida ao AVE, o paciente apresenta paralisia flácida que compromete o hemicorpo contralateral à lesão encefálica, refletindo uma ausência dos movimentos

ativos, bem como uma arreflexia e uma hipotonia. A fase seguinte, que pode se iniciar aproximadamente um mês depois da lesão, é denominada de Síndrome de Liberação Piramidal, caracterizando-se por uma hiperexcitabilidade reflexa, associada a um aumento do tônus, gerando espasticidade e clônus que se estabilizam na fase crônica da doença. Essas características indicam que a medula espinhal reassume a sua atividade reflexa através da ativação do sistema vestibulo espinhal, liberada pela ausência da ação das vias corticoespinhal, rubroespinhal e reticuloespinhal (CARVALHO *et al.*, 2001; SHEEAN, 2002; TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2000).

As seqüelas do AVE, logo após a lesão, podem evoluir dentro de seis estágios, estabelecidas por Brunnstrom e citadas por O'Sullivan e Schmitz (2004), reproduzidas no Quadro 1. Não existe um tempo certo para cada estágio e um indivíduo pode se estabilizar em qualquer uma destas.

ESTÁGIO	CARACTERÍSTICAS
Primeiro	Flacidez Não consegue ser promovido qualquer movimento dos membros
Segundo	Movimento voluntário mínimo Início da espasticidade
Terceiro	Controle voluntário dos sinergismos é baixo Espasticidade aumenta: grave
Quarto	Dominação de algumas combinações motoras (1º certa dificuldade evoluindo para facilidade) Diminui a espasticidade
Quinto	*Sinergismos perdem dominância Combinações motoras mais difíceis começam a ser realizadas
Sexto	Desaparecimento da espasticidade Movimentos articulares individuais Coordenação mais próxima do normal

* Ação recíproca de músculos dificultando a ação isolada e coordenada dos mesmos.

Quadro 1 - Estágios da hemiplegia.

Fonte: O'Sullivan; Schmitz, 2004.

Há padrões comuns de desenvolvimento da espasticidade em pacientes hemiparéticos que são citados por Lianza (2001) no Quadro 2 e são explicados pela Síndrome de Liberação Piramidal, citada anteriormente.

		SINERGISMO FLEXOR	SINERGISMO EXTENSOR
MEMBRO SUPERIOR	ESCÁPULA	Elevação e retração	Protração
	OMBRO	Abdução e RE/RI*	Adução e RI
	COTOVELO	Flexão	Extensão com pronação
	ANTEBRAÇO	Supino/Prono*	-----
	PUNHO	Flexão	Pouca extensão
	DEDOS	Flexão /adução	Flexão /adução
	POLEGAR	Flexão /adução	Flexão /adução
MEMBRO INFERIOR	PELVE	Elevação e retração	-----
	QUADRIL	Abdução e RE	Extensão/RI e Adução*
	JOELHO	Flexão	Extensão
	TORNOZELO	Dorsiflexão em supino	Plantiflexão com inversão
	ARTELOS	Extensão	Flexão e adução
	GRANDE ARTELHO	Extensão	Pode estender-se

Quadro 2 - Padrões comuns de desenvolvimento da espasticidade.

Fonte: Lianza, 2001.

Um dos comprometimentos motores da hemiparesia é a incapacidade de manter a simetria postural, distribuindo o peso corporal inadequadamente; A assimetria e a distribuição inadequada do peso afetam a capacidade de manter o controle postural ocasionando limitações funcionais e incapacidades, acarretando a perda da independência em suas atividades de vida diária (VERONEZI *et al.*, 2004).

A seguir observam-se as principais características da marcha do paciente hemiparético.

2.3 MARCHA DO HEMIPARÉTICO

Indivíduos que sofrem hemiparesia têm restrição de suas habilidades físicas e automaticamente utilizam compensações buscando desempenho na realização de sua marcha (BURRIDGE E MCLELLAN, 2000). Essas compensações são padrões primários de extensão ou flexão em massa (sinergismo), que inibem a progressão

normal da marcha, um exemplo disso é a ativação simultânea do sóleo e gastrocnêmio com o quadríceps causando flexão plantar prematura quando o membro está suportando peso (em pé, por exemplo), ocasionando fase de apoio com antepé (PERRY,1993).

O paciente hemiparético anda assimetricamente no que diz respeito ao tempo e à distância e oscila rapidamente o membro inferior não-parético pela dificuldade de apoio do membro inferior parético. O paciente também anda lenta e cuidadosamente, o que exige mais equilíbrio e energia. Em virtude da hipertonia dos músculos do tronco, a rotação da pelve cessa e o balançar dos membros superiores não ocorre mais (DAVIES, 1996b).

Há dificuldade em dorsifletir o pé (conhecida como pé eqüino) durante a fase do balanço, freqüentemente tendo por resultado um atrito maior do pé contra o solo (HART *et al.*, 2005). Isto ocorre devido à falta da atividade nos músculos dorsiflexores dos dedos do pé e do tornozelo e também à atividade espástica no grupo dos músculos antagonistas, que tracionam o pé na plantiflexão e inversão (HART *et al.*, 2005; EDWARDS, 1999 citado por MARTINS *et al.*, 2004).

Devido a estas alterações, a marcha do hemiparético mostra-se lenta, assimétrica, com a duração da fase de apoio prolongada do hemicorpo não-parético e aumento do tempo de duplo apoio em relação à marcha dos neurologicamente sadios (HIGGINSON *et al.*, 2006a).

Em outro estudo de Higginson *et al.* (2006b), foi possível identificar algumas alterações da marcha hemiparética no pós-AVE. Por exemplo, foi observado que a velocidade da marcha de hemiparéticos varia de 0,1m/s a 1,0 m/s. Para chegar às suas conclusões, os autores avaliaram a marcha de indivíduos com hemiparesia secundária ao AVE, com a utilização de cinemetria bidimensional, e compararam com indivíduos neurologicamente normais deambulando a uma velocidade de 0,3m/s (como a encontrada em portadores de hemiparesia).

A Figura 8 resume os resultados de Higginson *et al.* (2006b), onde as curvas dos ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo dos hemicorpos parético e não-parético, no plano sagital, foram traçadas para um ciclo de marcha. A região sombreada e longa linha tracejada indicam as fases de apoio e balanço, respectivamente.

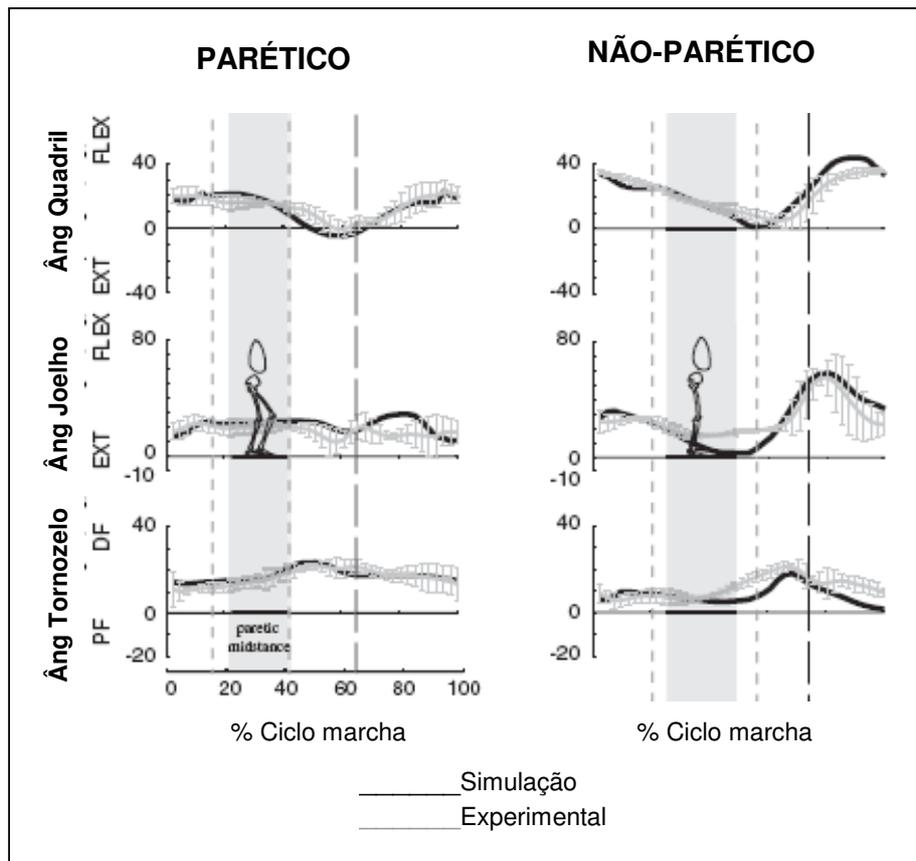


Figura 8 - Características da marcha do indivíduo não-parético em velocidade utilizada por indivíduo hemiparético (linha preta) e características da marcha hemiparética (cinza) de marcha hemiparética pós-AVE (0,3 m/s, n=1).

Fonte: Higginson *et al.*, 2006b.

2.4 REEDUCAÇÃO DA MARCHA DO HEMIPARÉTICO

O treinamento motor é a fonte de desenvolvimento cerebral, pois induz as mudanças neuroplásticas e o treinamento repetido de atividades motoras ajuda a reparar os danos provocados por lesões cerebrais. Essas mudanças neuroplásticas também são chamadas de reorganização cortical ou Plasticidade Cerebral (DINIZ; ABRANCHES, 2003).

Byl *et al.* (2003), após realizarem estudo sobre a neuroplasticidade de indivíduos pós AVE, chegaram à conclusão de que exercícios realizados em forma de repetições em séries proporcionam uma melhor aprendizagem motora. Dessa forma, apesar do mecanismo de lesão, a realização de uma atividade motora gera padrões de estimulação sensorial proprioceptiva e parece conduzir a um recrutamento de um amplo número de neurônios adjacentes à lesão (DINIZ; ABRANCHES, 2003).

Kautz *et al.* (2005), afirmam que se acreditava haver pouco potencial para mudanças (plasticidade) das conexões sinápticas no idoso depois de uma lesão do SNC (Sistema Nervoso Central) e que na atualidade aceita-se que o sistema nervoso do adulto também é capaz de apresentar a plasticidade. Entretanto, a plasticidade varia entre cada indivíduo, dependendo de seus hábitos de vida, de seu tratamento e do local e extensão da lesão (WHITALL, 2004).

Seguindo o princípio da plasticidade, qualquer ato realizado de forma repetida pode tornar-se um movimento padrão, executado de forma automática. Após o aprendizado deste ato motor, se este não for de acordo com a normalidade, haverá uma grande dificuldade de revertê-lo, pois, ao invés de simplesmente aprender uma nova ação tem-se que esquecer o padrão da ação anteriormente executada, justificando assim, a grande importância de avaliar e corrigir qualquer alteração no movimento (LUNDY-EKMAN, 2000).

Entre os principais movimentos ou funções objetivadas pelo profissional e paciente, está a marcha e, além de buscar a marcha de um paciente hemiparético, esta deve ser funcional, possibilitando autonomia.

Para ser verdadeiramente funcional, a marcha deve ser: segura de tal modo que o paciente não tenha medo, nem fique em constante perigo de sofrer uma queda; Relativamente sem esforço, de modo que nem toda energia disponível do paciente seja necessária para mover-se de um lugar para o outro; Cosmeticamente agradável, de modo que o paciente possa caminhar entre outras pessoas sem constantemente ser olhado desconfortavelmente; Possível sem o uso de uma bengala, de modo a que o paciente possa usar sua mão sadia para realizar tarefas; Executada em um nível automático para capacitar o paciente a concentrar-se em outras atividades (DAVIES, 1996a).

Na busca destes objetivos, Bobath (1989) orienta que os componentes separados da marcha devem ser compreendidos e ensinados, e o paciente habilitado ao padrão de marcha mais normal para ele. Os objetivos dificilmente serão alcançados se o paciente for deixado ou incentivado a andar em um padrão hemiparético típico (BOBATH, 1989).

Bobath (1989) orienta um trabalho de reabilitação voltado à qualidade de movimentos, buscando um gasto energético menor para realização das tarefas; este gasto energético menor representa uma qualidade de vida maior. Bobath (1989) também orienta que, durante o treinamento de atividades motoras, estas sejam

executadas com precisão, repetindo os movimentos corretos e inibindo as assimetrias, para que o aprendizado motor ocorra de forma gradual, sem que movimentos imprecisos sejam valorizados.

Burridge e McLellan (2000) aconselham que a qualidade de movimento e o número de repetições na estimulação de movimentos sejam enfatizados, ao invés de buscar-se uma máxima resposta a um estímulo, pois este pode desencadear mais facilmente respostas não satisfatórias como as compensações ou sinergismos.

Barbeau (2003), ao realizar uma revisão sobre treino locomotor na reabilitação de hemiparéticos com utilização de sete estudos, detectou que os tratamentos tinham uma variação de duas a quarenta semanas. Sendo um, por duas semanas, um por três semanas, um por quatro semanas e meia, dois por seis semanas, um por dezessete e um por quarenta semanas.

Vários autores demonstram tratamento por um longo período de tempo (períodos de meses) demonstrando o resultado das técnicas sobre o bem estar geral do paciente, preocupando-se com funcionalidades e seus avanços (KAUTZ *et al.*, 2005; HANLON, 1996; BYL *et al.*, 2003; BAYAT; BARBEAU; LAMONTAGNE, 2005; HARRIS-LOVE *et al.*, 2004; GAVIRIA *et al.*, 1996).

Embora estas pesquisas sejam a maioria, já existem pesquisas buscando a verificação dos resultados imediatos da reabilitação, coincidindo com objetivo deste trabalho, como é o caso de Tecklin (2002), Isakov e Bowker (2002) e Brech (2005).

Isakov e Bowker (2002) propuseram investigar as vantagens imediatas que podem ser obtidas a partir de uma única sessão de tratamento de hemiparéticos secundários a AVE com *FES*; Consideraram que o equilíbrio e a marcha com hemiparéticos poderão melhorar em resultado de um decréscimo na espasticidade, atingido por uma única sessão com *FES*.

Para verificar esse pressuposto os autores avaliaram a oscilação antero-posterior bilateral e amplitude de movimento bilateral de joelho durante o ciclo de marcha. Participaram do estudo indivíduos com hemiparesia espástica, sem grupo controle. Foi aplicado *FES* no membro inferior parético por trinta minutos na posição supina. Os músculos trabalhados pertenciam ao hemicorpo parético (quadríceps, ísquio-tibiais, dorsiflexores e plantiflexores).

Apesar de nem todos os parâmetros estudados apresentarem uma resposta significativa, apenas uma intervenção serviu para mudar algumas características iniciais da marcha, concordando com Tecklin (2002), que observou que a utilização

de abordagens de tratamento por meio do desenvolvimento neurológico resulta numa alteração imediata ao final das sessões.

Gaviria *et al.* (1996) realizaram um estudo em que caracterizava anormalidades dinâmicas e temporais da marcha em uma população hemiplégica; Consideraram que a avaliação sistemática da capacidade motora dos pacientes é fundamental para ajustar objetivos da reabilitação, o planejamento terapêutico e o ajuste do tratamento de acordo com a recuperação do paciente.

Uma das finalidades principais do tratamento de pacientes hemiparéticos é melhorar a mobilidade, e tentar assim a restauração da função locomotora (GAVIRIA *et al.*, 1996).

Visando a recuperação destes pacientes, nos capítulos seguintes estão apresentadas formas de tratamento a partir da cinesioterapia e da eletroestimulação.

2.4.1 Tratamento cinesioterapêutico

Um hemiparético, em fase avançada da reabilitação necessita de um treinamento motor visando avanços funcionais, entre eles, a melhora da marcha. Para a realização deste treinamento o paciente recebe uma preparação para que os padrões da marcha sejam mais próximos do normal, ou mais simétricos (DAVIES, 1996a).

Brech (2005), Conceição (2004), Kakihara (2005), Santana (2005), recomendam um trabalho de mobilização e alongamento muscular para diminuir a espasticidade de musculatura antagonista, visando aumentar a mobilidade articular e facilitar a contração da musculatura agonista ao movimento.

Gaviria (1996) indica que devem ser considerados em uma reabilitação locomotora: a redução da espasticidade, a melhoria da motricidade do membro inferior, e a prevenção ou mesmo a correção de deformidades comuns. Esta afirmação apóia o objetivo de reduzir tônus para melhorar a marcha, pois com isto a tendência é melhorar a mobilidade.

A mobilização articular, seguindo orientação céfalo-caudal pode ser realizada com propósito de diminuição de tônus e serve de preparatório para o movimento funcional do paciente (BOBATH, 1989 e KISNER; COLBY, 2005). Este conceito de diminuição de tônus para facilitar o movimento pode ser chamado de funcionalização de tônus. Kluding e Santos (2008) afirmam que após mobilização articular visando

melhora de amplitude de movimento pode-se adquirir aumento da velocidade da marcha.

Kisner e Colby (2005) indicam alongamentos passivos sob a forma de alongamento progressivo estático, na qual o terapeuta mantém a mesma tensão muscular durante todo tempo de alongamento, o tempo de manutenção sugerido é de 30" a 40", de 03 a 05 séries.

Grego Neto (2007), realizou uma pesquisa em que define como o tempo ideal mínimo de alongamento de 30" após a máxima amplitude articular, justificado por ser um tempo necessário para acomodação do fusos neuromusculares, reduzindo a intensidade dos estímulos emitidos pelos motoneurônios gama primários. Segundo conclusão do mesmo autor, os exercícios de alongamento devem ser realizados de forma lenta, devido à menor estimulação de motoneurônios excitatórios.

Depois de uma preparação inicial para a realização de exercícios, deve ser feito um programa de reabilitação voltado ao aprendizado motor, buscando automatismo de movimentos (TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2003).

Outros autores escolheram outras técnicas para realizar suas pesquisas no tratamento de AVE's. Carvalho *et al.* (2001), por exemplo, realizaram tratamento durante 06 meses, utilizando-se de Cinesioterapia, tendo como recurso a Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva e a Crioterapia, visando relaxamento da musculatura espástica, quanto uma estimulação dos músculos antagonistas aos espásticos.

Então, resumidamente, a literatura recomenda que seja realizado um trabalho preparatório (por exemplo: um trabalho de mobilizações e alongamento muscular, seguido de treinamento funcional) buscando capacitar o indivíduo a realizar a tarefa, podendo facilitar inicialmente, guiando os movimentos quando necessário, para diminuir ou prevenir os movimentos compensatórios anormais e, após, realizar movimentos funcionais independentes e com maior qualidade (DAVIES, 1996a; BRECH, 2005; CONCEIÇÃO, 2004; KAKIHARA, 2005; SANTANA, 2005; BOBATH, 1989; KISNER; COLBY, 2005, TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2003, CARVALHO *et al.*, 2001).

2.4.2 Tratamento fisioterapêutico por meio de estimulação elétrica funcional

De acordo com o Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, o Fisioterapeuta é habilitado para realizar tratamento utilizando recursos

eletroterapêuticos, tendo em vista sua formação técnica e clínica com grade curricular incluindo Eletrotermofototerapia, além de outras cadeiras bases para a utilização da mesma como a Fisiologia, a Anatomia, Cinesiologia e também cadeiras específicas como Neurologia e Ortopedia, visando compreensão das necessidades dos pacientes.

O treinamento funcional pode também ser apoiado por recursos eletroterápicos, buscando facilitação na execução dos movimentos (CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004; ROBBINS *et al.*, 2006; LIANZA, 2002; CARVALHO; FONSECA, 2001).

A Estimulação Elétrica Funcional (*FES* do inglês "*Functional Electrical Stimulation*", traduzindo-se: Estimulação elétrica funcional), também designada por Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) emite corrente elétrica através de eletrodos que produz a despolarização do nervo motor, resultando em uma contração muscular capaz de produzir movimentos funcionais (CACHO; MELO; OLIVEIRA, 2004; LIANZA, 2002; ROBBINS *et al.*, 2006). É uma técnica que têm sido utilizada na reabilitação dos hemiparéticos (ROBBINS *et al.*, 2006).

Popovic e Keller (2005) relatam que a população que sofreu lesões cerebrais pode se beneficiar de *FES* quando aplicados durante fase final de reabilitação; Em seus estudos encontraram dados que demonstram que os pacientes que foram sujeitos a tratamento de *FES* recuperaram as funções de agarrar ou de andar mais rapidamente que os pacientes que não receberam nenhum tratamento de *FES*.

Outros estudos têm mostrado que a *FES* pode melhorar a força, diminuir espasticidade, melhorar a marcha e a capacidade funcional em pacientes com seqüelas de AVE (HANLON, 1996; AGNE, 2004; HART *et al.* 2005).

No estudo de Alon e Ring (2003), que utilizaram um tempo de tratamento de três meses, a velocidade da marcha passou de 0,88 m/s na avaliação inicial, para 1,20 m/s na avaliação no pós tratamento. No estudo de Granat *et al.* (1996), com indivíduos idosos pós AVE, encontraram no pré-tratamento uma velocidade de 0,87 m/s, evoluindo para 0,93 m/s pós-tratamento de um mês com eletroestimulação. Robbins *et al.* (2006) determinaram o efeito da estimulação elétrica funcional (*FES*) sobre o reforço da marcha em indivíduos pós-AVE; Realizaram uma revisão bibliográfica e declaram que em três dos cinco estudos com *FES*, encontraram uma real melhoria na velocidade da marcha.

Para os pacientes hemiparéticos, a proposta da estimulação elétrica funcional

é melhorar a contração voluntária, visando ganhos funcionais como o aumento da flexão do joelho e a redução do equinismo do tornozelo (MARTINS *et al.*, 2004; NUNES; QUEVEDO, 2004). Breen *et al.* (2005) citam um estudo de Liberson em 1961, como o início da pesquisa sobre eletroestimulação em função do pé equino. Se os exercícios executados forem funcionais haverá uma melhor aprendizagem motora, como sugerido por Hanlon (1996).

Há também a possibilidade de melhora da distribuição do peso na região plantar ao melhorar o equilíbrio agonista-antagonista, proporcionando estímulos proprioceptivos para a musculatura correta, bem como diminuição do tônus muscular utilizando o princípio de inibição recíproca, buscando aperfeiçoar a qualidade dos movimentos (MARTINS *et al.*, 2004; NUNES; QUEVEDO, 2004). Burridge e McLellan (2000) suportam a hipótese que a estimulação do nervo fibular comum, obtendo uma contração do músculo tibial anterior também inibe os músculos antagonistas, sugerindo que esta técnica seja utilizada na fisioterapia com a indicação do tratamento do pé equino. Nos seus resultados, observaram que, à medida em que os dorsiflexores são ativados, a ação dos plantiflexores é diminuída e vice-versa.

Segundo Hart *et al.* (2005), a aplicação de eletroterapia pela estimulação de nervo fibular comum pode melhorar a marcha ao gerar um torque maior nos músculos do tornozelo, assim sendo, com o uso da FES em nervo fibular comum, estimula-se a contração de dorsiflexores que produzirá uma diminuição de tônus em tríceps sural, ajudando a reverter o padrão extensor de um hemiparético durante a marcha (SCHUSTER; SANT; DALBOSCO, 2007; HART *et al.*, 2005).

Carvalho e Fonseca (2001) e Martins *et al.* (2004) observaram em seus estudos uma melhora do movimento de tornozelo de todos os pacientes hemiparéticos trabalhados com eletroestimulação. Os autores confirmaram os dados com eletromiografia e análise estatística.

2.4.2.1 Parâmetros utilizados na modulação da corrente

Existem muitos protocolos e muitas formas de se trabalhar com eletroestimuladores. Cada autor e pesquisador revelam os resultados de seus estudos, sugerindo os parâmetros que acham mais adequados para a reabilitação.

Vodovnik citado por Breen *et al.* (2005) propõe períodos compostos de rampa de subida (*rise*) e de descida (*decay*) ao estimulador, o período da rampa de subida foi usado para evitar a contração rápida dos tibiais anteriores, que poderiam causar

uma reação espástica do músculo e um período da rampa de descida foi usado para evitar a queda do pé devido à cessação rápida do estímulo.

Para o tratamento da hemiparesia, Lianza (2002), indica duração de pulso inferior a 0,3 ms para não produzir desconforto, a utilização de baixa frequência para controlar a fadiga (em torno de 20 Hz) e a emissão de trens de pulso com duração de 5 segundos, com intervalos de igual duração; Também aconselha que seja usado um *rise* (elevação do trem de pulso) de 2 segundos ou mais, evitando trens de pulso com formação retangular para que este não se constitua de fator irritativo causando hipertonia e dificultando atividades funcionais.

Agne (2004) refere que se o objetivo é aumentar a movimentação e facilitar a reaprendizagem motora, a estimulação deve ter intensidade suficiente para produzir estímulo gatilho para auxiliar o início do movimento ou para completar seu arco total, amplificando o esforço total do paciente; O tempo *ON* é variável e o tempo *OFF* deve ser grande suficiente para permitir nova participação ativa do paciente e a terapia durar no máximo 15 minutos, várias vezes ao dia.

Para fortalecimento, a intensidade deve ser suficiente para vencer carga adequada, numa frequência de 20 a 50 Hz, tempo *ON* de 4 a 6 segundos, tempo *OFF* de 12 a 18 segundos (relação *ON/OFF* de 1:3), duração da sessão de 30 a 60 minutos com colocação dos eletrodos próximos aos pontos motores (AGNE, 2004).

Para trabalhar a amplitude de movimento, indica frequência maior que 20 Hz, tempo *ON* de 6 segundos e *OFF* de 12 segundos (relação *ON/OFF* de 1:2) e para trabalhar na espasticidade utiliza tempo *ON* de 10 a 15 segundos e tempo *OFF* de 40 a 60 segundos (relação *ON/OFF* de 1:4), visando controlar a fadiga (AGNE, 2004).

A fadiga rápida do músculo é a imperfeição fundamental de *FES*, pois estimula principalmente fibras musculares fásicas, que tem um menor condicionamento (SALGADO, 1999). Hart *et al.* (2005) destacam que a frequência usada na maioria das aplicações da eletroestimulação é 40 hertz e que esta frequência produz uma contração rápida e fundida porque cada pulso da estimulação produz uma única contração sincrônica de muitas fibras do músculo. Para reduzir a presença de fadiga muscular, Salgado (1999) sugere um tempo menor de estimulação ou uma regulagem de um tempo *OFF* de duas ou três vezes o tempo *ON* de estimulação.

A maioria dos estimuladores comercialmente disponíveis tem algumas

limitações significativas. Não possuem comando multicanal independente, uma larga escala de parâmetros programáveis, uma relação custo-benefício, a facilidade para armazenar a história da estimulação do paciente, etc (VARGHESE *et al.*, 2005).

Cada canal de saída que o aparelho possui, possibilita a utilização de dois eletrodos, portanto quanto mais canais, mais músculos podem ser estimulados num mesmo procedimento. A regulagem da largura de pulso e a faixa de frequência permitem que a estimulação ocorra de forma individualizada.

Há diversos aparelhos no mercado que podem ser utilizados para estimulação do tipo *FES*, no quadro 3 estão as características de um aparelho utilizado comumente em clínicas de fisioterapia (BIOSET), disponível no mercado brasileiro, (estas características podem variar de aparelho para aparelho, dependendo do fabricante).

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	
Modos de operação	<i>FES</i>
Canais de saída	4 canais independentes em amplitude
Largura de pulso	Variável de 20us à 300us
Faixa de frequência	Variável de 7 à 255 Hz
<i>ON Time</i>	Variável de 3 à 20 segundos
<i>OFF Time</i>	Variável de 4 à 40 segundos
<i>RISE</i> (tempo de subida de pulso)	Variável de 1 à 15 segundos
<i>DECAY</i> (tempo de descida de pulso)	Variável de 1 à 15 segundos

Quadro 3 - Características técnicas de um aparelho de eletroestimulação.
Fonte: Bioset.

2.4.2.2 Estudos sobre avaliação da terapia com FES na hemiparesia

Além das diferentes formas de modulação das correntes, como descrito no item anterior, também existem diversas formas de estudos, avaliando diferentes formas de tratamento com FES com diferentes formas de avaliação.

Foram encontradas diferenças nas formas de intervenção com FES no que se refere ao número de eletrodos utilizados para estimulação do hemiparético. Bogataj *et al.* (1995), por exemplo, utilizaram vários canais de um aparelho, onde realizava estimulação sobre o nervo fibular, sóleo, ísquiotibiais, quadríceps femoral, glúteo

máximo e até mesmo o tríceps braquial, enquanto Burridge *et al.* (1997) utilizaram um único canal com *FES* sobre o nervo fibular e também Burridge e McLellan (2000) que estudaram a ação do *FES* utilizado sobre nervo fibular comum com estimulação somente de tibial anterior, durante a fase de balanço da marcha.

A formação de grupos controle nem sempre é realizada, como no caso de Granat *et al.* (1996) que utilizaram um único grupo de indivíduos com pé eqüino na fase crônica do AVE tratado com *FES* em nervo fibular.

Em sete estudos descritos por Robbins (2006) e Isakov e Bowker (2002) utilizando estimulação elétrica em portadores de hemiparesia, houve uma variação de tempo de tratamento de uma única sessão até quatro meses, sendo que quatro destes sete estudos não tiveram grupo controle.

Cada pesquisador propõe um tempo de terapia, que pode variar entre uma única sessão (ISAKOV; BOWKER, 2002), três semanas (BOGATAJ *et al.*, 1995), um mês (GRANAT *et al.*, 1996), três meses (BURRIDGE *et al.*, 1997) e três semanas a seis meses (KOTTINK *et al.*, 2004) de tratamento.

Para análise da marcha foram encontradas variações de comprimento de percurso analisados. Bogataj *et al.* (1995) avaliaram a velocidade da marcha em mais de 20 m, Burridge *et al.* (1997), por sua vez, orientaram seus voluntários a caminhar 10 m para medição da velocidade (permitindo aos participantes 1 m para aceleração e 1 m para frenagem) e Granat *et al.* (1996), mediram a velocidade durante 6 e 10 m em diferentes superfícies (permitindo 1,5 m no início e ao fim para acelerar e desacelerar).

Glanz *et al.* (1996) e Kottink *et al.* (2004) realizaram meta-análise da eficácia da estimulação elétrica pós-reabilitação e concluíram que a estimulação elétrica melhorou significativamente a força muscular. Kottink *et al.* (2004) determinaram que o *FES* sendo utilizado como uma órtese, durante a deambulação, tem resultados na velocidade da marcha. Não foi avaliado se estas melhorias na velocidade foram mantidas após a *FES* ser removida (efeito terapêutico ou reporte).

Robbins *et al.* (2006) determinaram o efeito da estimulação elétrica funcional (*FES*) sobre o reforço da marcha em indivíduos pós-AVE. Realizaram uma revisão bibliográfica e declaram que em três dos cinco estudos com *FES*, encontraram uma real melhoria na velocidade da marcha. Assim, concluíram que a *FES* é capaz de melhorar a velocidade de marcha de indivíduos que tiveram um acidente vascular encefálico. O Quadro 4 descreve estudos sobre tipo de intervenção, duração, tipo de

estudo e variáveis analisadas que estes, mais dois autores, observaram em seus estudos.

ESTUDO	NÚMERO PARTIC.	INTERVENÇÃO	DURAÇÃO	TIPO DE ESTUDO	VARIÁVEIS
Alon and Ring	*C:9 *I:10	FES Multicanal	2 Meses	Teste controle	-Velocidade da marcha -Cadência
Bogataj <i>et al.</i>	C:10 I:10	FES Multicanal	3 Semanas	Crossover de dois grupos	-Velocidade da marcha -Cadência -Comprimento de passo -Escala de Fugl-Meyer
Burridge <i>et al.</i>	C:16 I:16	FES Canal único	12 Semanas	Estudo controlado randomizado	-Velocidade da marcha -Melhora do índice de custo fisiológico
Burridge and McLellan	18	FES Canal único	12 Semanas	Teste antes-depois	-Velocidade da marcha -Melhora do índice de custo fisiológico
Granat <i>et al.</i>	16	FES Canal único	1 Mês	Crossover de um grupo	-Velocidade da marcha
Isakov <i>et al.</i>	12	FES Multicanal	1 Sessão	Teste antes-depois	-Velocidade da marcha -Oscilação e ADM joelho -Simetria de ADM de joelho
Sande <i>et al.</i>	1	Corrente Russa	1 Sessão	Teste antes-depois	-**Stiffness de MMII -Escala de Ashworth -Torque

*C=Grupo controle. *I=Grupo de intervenção.
 ** Resistência à mobilização passiva associada à hipertonia (Sugerido por Sande *et al.*, 2007).

Quadro 4 - Descrição de estudos sobre eletroestimulação.
 Fonte: Robbins *et al.*, 2006; Isakov; Bowker, 2002; Sande *et al.*, 2007.

No estudo de Alon e Ring (2003), os pesquisadores buscaram utilizar mais canais e estimular mais grupos musculares ao mesmo tempo e associar a FES com utilização de órteses de membros superiores e inferiores, buscando a execução e a facilitação de movimentos funcionais. Utilizaram então, eletrodos em músculos extensores de punho e de cotovelo com exercícios de agarrar e soltar e também em musculatura de dorsiflexores de tornozelo (tibial anterior) e plantiflexores de tornozelo (gastrocnêmios) durante execução da marcha. A execução de eletroestimulação com associação com movimentos funcionais foi, segundo os autores, uma das maiores dificuldades de seu estudo, visto a complexidade de sua realização, justificaram com isso, a pouca utilização desta forma de trabalho. Entre os movimentos estudados, além de funções de membros superiores, estava o estudo da marcha em que buscou-se avaliar o tempo de deslocamento de um percurso pré-estabelecido, cadência e velocidade da marcha. O grupo estudado

consistiu de dez indivíduos e o grupo controle de nove indivíduos. Neste estudo, os autores observaram melhora significativa nas variáveis estudadas.

Granat (1996) estudou efeitos da *FES* em nervo fibular comum, visando correções do pé eqüino durante um mês. Neste estudo, fez-se avaliação da marcha em diferentes superfícies de solo, durante a aplicação da eletroestimulação e observou-se melhora significativa da marcha em todas as superfícies trabalhadas. No grupo controle, sem a utilização do *FES*, não houve melhora. O autor defende a idéia de se trabalhar com menos eletrodos e menos grupos musculares estimulados ao mesmo tempo, pois considera que tal escolha exige maior complexidade de realização da técnica, tempo de colocação dos eletrodos, deixando a terapia morosa, num sistema difícil de afinar. Como resultado após a terapia, o autor observou melhora nos diferentes pisos e na maioria dos pacientes tratados.

Somente um trabalho foi encontrado em que uma única intervenção fisioterapêutica utilizando a *FES* em hemiparéticos foi realizada, o qual foi realizado por Isakov e Bowker (2002). Este estudo avaliou a influência de um único tratamento com *FES* aplicado ao membro inferior de hemiparéticos, secundário a acidente vascular encefálico. Um único tratamento com *FES* foi empregado durante 30 minutos ao membro inferior parético de 12 pacientes. A oscilação e amplitude de movimento do joelho durante a marcha foram investigadas imediatamente antes e depois do tratamento. Como resultado, observou-se melhora significativa da simetria entre os membros inferiores. As diferenças significativas na amplitude de movimento entre os joelhos paréticos e não-paréticos durante a caminhada foi reduzida, uma vez que *FES* aumentou a amplitude de movimento do joelho parético de $34,5 \pm 9^\circ$ a $41,7 \pm 7^\circ$.

Isakov e Bowker (2002) concluíram que um único tratamento com *FES* aplicado aos músculos do membro inferior parético melhora o equilíbrio e qualidade da marcha. Este estudo apóia a utilização do *FES* na reabilitação de pacientes com hemiparesia espástica, onde as diferenças entre os joelhos tornaram-se insignificantes após a *FES*. Isakov e Bowker (2002) avaliaram os sujeitos 30 minutos antes, imediatamente antes a estimulação e imediatamente após. Os dados da tabela 2 resumem os resultados deste estudo.

Tabela 2 - ADM de joelho durante a fase de balanço do membro inferior parético e não-parético, antes e depois da *FES*.

ADM DE JOELHO DURANTE FASE DE OSCILAÇÃO			
	MI Parético	MI Não parético	*p
30 min antes <i>FES</i>	33,8 ^o ± 6 ^o	46,9 ^o ± 5 ^o	<0,001
Imediatamente antes <i>FES</i>	34,5 ^o ± 9 ^o	47,7 ^o ± 4 ^o	<0,001
Depois <i>FES</i>	41,4 ^o ± 7 ^o	48,3 ^o ± 4 ^o	ns

*p= significância estatística, ns=não significante.

Fonte: Isakov; Bowker, 2002.

3 METODOLOGIA

A partir da revisão realizada sobre os efeitos da cinesioterapia e da eletroterapia sobre o padrão do hemiparético, sugeriu-se uma pesquisa sobre a associação destas técnicas tendo em vista a execução da marcha logo em seguida. Para tal, os padrões da marcha foram avaliados com utilização de cinemetria.

O estudo foi realizado, com aprovação do Comitê de Ética da PUCPR, sob registro CEP n.1544 (ANEXO A), e seguindo os critérios de inclusão e exclusão.

3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A amostra deste estudo foi constituída de modo voluntário aleatório, a partir de critérios de inclusão e exclusão estabelecidos após revisão de literatura.

Critérios de inclusão:

- Diagnóstico clínico confirmado de Acidente Vascular Encefálico, secundário à lesão isquêmica unilateral;
- Em fase crônica, com mínimo de seis meses de lesão (ALON E RING, 2003; BURRIDGE e MCLELLAN, 2000);
- Presença de alteração da marcha;
- Capaz de tolerar a sensação de eletroestimulação;
- Apresentar força com grau igual a 1 ou superior (esboço de contração) de dorsiflexão de tornozelo no membro parético na escala de Kendall, McCreary e Provance, 1995 (MARTINS *et al.*, 2004);
- Capaz de realizar a marcha sem auxílio num percurso de 10m (BURRIDGE e MCLELLAN, 2000);
- Capaz de dar o consentimento livre e esclarecido.

Critérios de exclusão:

- Doenças cardíacas instáveis como insuficiência cardíaca congestiva ou doença oclusiva arterial periférica, diagnosticadas previamente pelo médico responsável (ALON E RING, 2003);
- História de outra doença ou condições crônicas de algias que afetem a marcha (GAVIRIA *et al.*, 1996);
- Demência confirmada com auxílio do exame Mini-Mental conforme ANEXO

B (HARRIS-LOVE *et al.*, 2004; BERTOLUCCI *et al.*, 1994; FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975);

- Inabilidade de seguir comandos (GAVIRIA *et al.*, 1996).

Os voluntários foram selecionados dentro da população de pacientes de uma Clínica-escola de um Centro de Ensino Superior localizado em Ponta Grossa. Tais pacientes foram encaminhados à clínica por seu médico responsável, com seus respectivos diagnósticos de doenças e alterações.

Visando facilitar a visualização dos passos seguidos para realização da pesquisa, estabeleceu-se o fluxograma mostrado na figura 9.

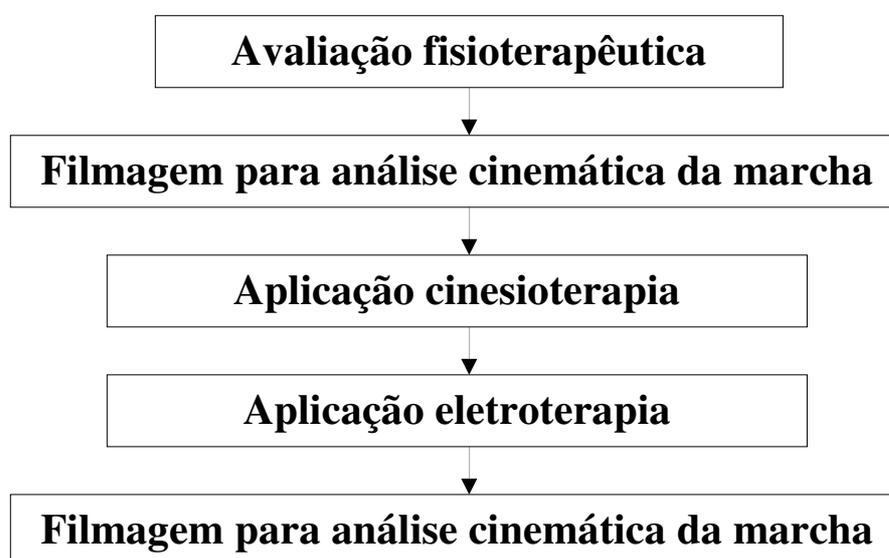


Figura 9 - Fluxograma demonstrando etapas da realização da pesquisa.

Fonte: O autor.

3.2 AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

Cada indivíduo selecionado tomou conhecimento do procedimento realizado e assinou um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

Após avaliação e encaminhamento médico para a Clínica-escola, os voluntários foram avaliados pelo pesquisador-fisioterapeuta, averiguando o diagnóstico cinético-funcional, pelas características principais do paciente em relação ao tônus e movimentação ativa.

O fisioterapeuta questionou sobre outras alterações além das diagnosticadas pelo médico como déficit visual, déficit auditivo, distúrbios de comportamento, déficit

linguagem, entre outros. Estas informações foram registradas numa ficha de avaliação (APÊNDICE B) e levadas em consideração para que, quando necessário, fosse orientado retorno ao médico.

O pesquisador avaliou o tônus mobilizando as articulações buscando presença de aumento ou diminuição de tônus, conforme escala de tônus de Ashworth (REMY-NERIS *et al.*, 2003; LEUNG; MOSELEY, 2002; POWELL *et al.*, 1999, DAMIANO *et al.*, 2002), no ANEXO C. A dificuldade em mobilizar passivamente uma articulação indica hipertonia, juntamente com compensações (movimentos em bloco e de partes que não deveriam se envolver durante o movimento) e hiperreflexia (aumento da resposta muscular a estímulos em tendões) (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

A sensibilidade dos membros inferiores foi avaliada com utilização de pincel e agulha de um martelo de Buck (FULLER, 2002), onde se testou a sensibilidade dos membros inferiores. Os pacientes foram posicionados em prono, com os olhos fechados e indicavam qual membro e qual parte do segmento inferior estava sendo estimulado e com qual recurso (pincel ou agulha). Este teste pode indicar anestesia da área (ausência de sensibilidade), hipoestesia (diminuição da sensibilidade), hiperestesia (aumento da resposta sensitiva, onde se pode observar algia com estímulos leves) ou sensibilidade normal.

Para avaliação de força muscular foi utilizada escala de força de Kendall, McCreary e Provance (1995), (ANEXO D), observando-se a força dos extensores de tornozelo. Para tal, os pacientes foram posicionados em prono, o fisioterapeuta requisitava ao voluntário a dorsiflexão do tornozelo.

A presença de encurtamentos musculares de ísquiotibiais (IITT), quadríceps, íleopectíneo, gastrocnêmio e sóleo foram avaliados seguindo padrões de avaliação descritas por Kendall, McCreary e Provance (1995).

Também nesta avaliação inicial foi observada a capacidade do voluntário caminhar por um percurso de 10m sem a utilização de recursos auxiliares como muletas ou órteses. Nesta avaliação foram anotadas todas as características principais da marcha, ou seja, as principais alterações. Isto se refere então, à uma avaliação qualitativa da marcha. Parâmetros como comprimento dos passos, velocidade, dissociação de cinturas, assimetrias, posição em que o pé toca o solo foram observadas e analisadas, somente por meio observatório.

3.3 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO DE MARCHA COM CINEMETRIA

Consiste em dupla análise bidimensional utilizando o *Software* SAMAT (*Software* para Análise de Movimento Aquático e Terrestre), publicado por Vazatta *et al.* (2006), possibilitando avaliação simultânea dos dois hemisférios de pacientes hemiparéticos, tal *software* já foi utilizado em outras pesquisas tais como por Araújo (2006) e Ribas *et al.* (2007).

Esta dupla análise bidimensional possui um protocolo semelhante ao protocolo de análise bidimensional, embora realize duas análises simultâneas e sincronizadas. Este protocolo já foi testado num estudo piloto de Züge e Manffra (2007).

Foi realizada dupla análise bidimensional, com duas câmeras digitais sincronizadas, posicionadas uma de cada lado dos voluntários para adquirir imagem do plano sagital. Os voluntários foram preparados com marcadores passivos e filmados enquanto deambulavam.

A avaliação inicial (antes da intervenção) e a final (depois da intervenção), com os parâmetros angulares e lineares, foi avaliada através de análise cinemática. Para tal, foi necessária filmagem e utilização de marcadores passivos nos pontos anatômicos: articulação gleno-umeral, trocânter maior, côndilo lateral do fêmur, maléolo lateral da fíbula, base lateral do quinto metatarso de cada hemisfério.

Para a filmagem, foram utilizadas duas filmadoras digitais (uma JVC GRD-72U e uma PANASONIC PV-GS12LB-5), uma posicionada do lado direito do voluntário e outra do lado esquerdo, de forma a adquirir a imagem do plano sagital.

O estúdio de filmagem foi adaptado em uma sala de aula de 7m x 13m.

A seguir, está um desenho esquemático em vista superior sobre a disposição das câmeras, calibrador, sincronizador, passarela e dimensões da sala utilizada (Figura 10).

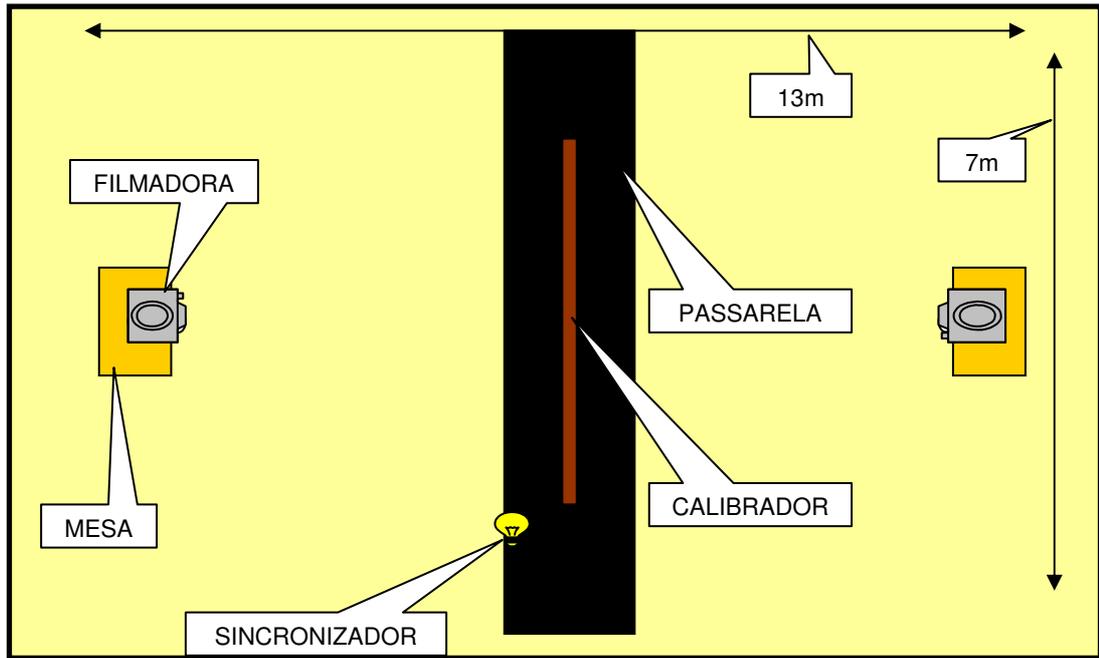


Figura 10 - Desenho esquemático da sala e disposição dos materiais.
Fonte: O autor.

Um objeto para calibração (Figura 11), de dimensões conhecidas foi posicionado dentro do plano de visão das câmeras. Tal objeto foi posicionado e regulado com utilização de nível e após, foi medido com utilização de fita métrica. Serve para permitir a recuperação das dimensões reais dos segmentos corporais a partir das imagens digitalizadas.

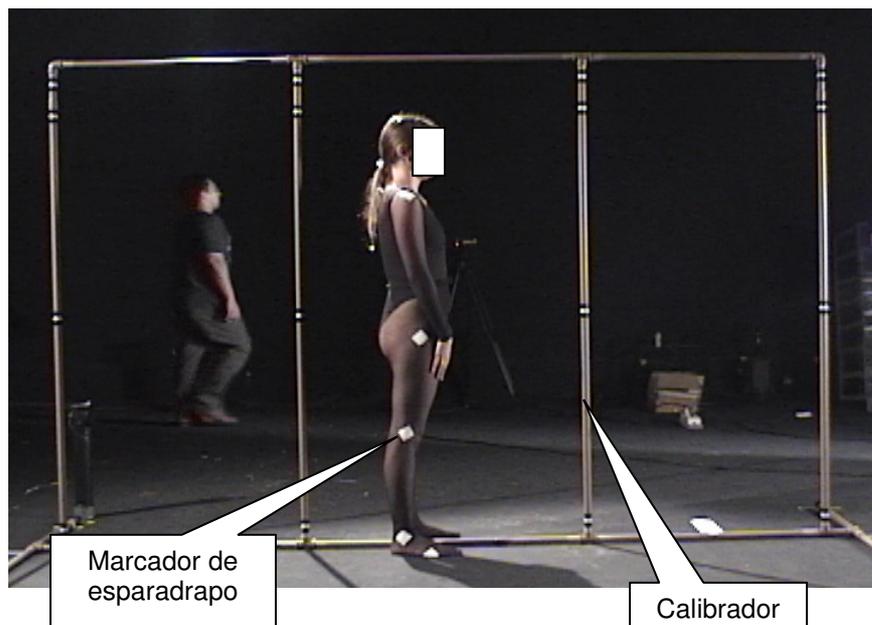


Figura 11- Calibrador feito em canos de PVC, devidamente ajustado e marcadores feitos de esparadrapo.
Fonte: O autor.

Foi utilizado neste estudo, um modelo bidimensional de quatro segmentos adaptados de Winter, 2005 (Figura 12). Os membros superiores e o tronco são representados como um único segmento, denominado CBT (cabeça, braços e tronco), e o membro inferior dividido em três segmentos: coxa, perna e pé.

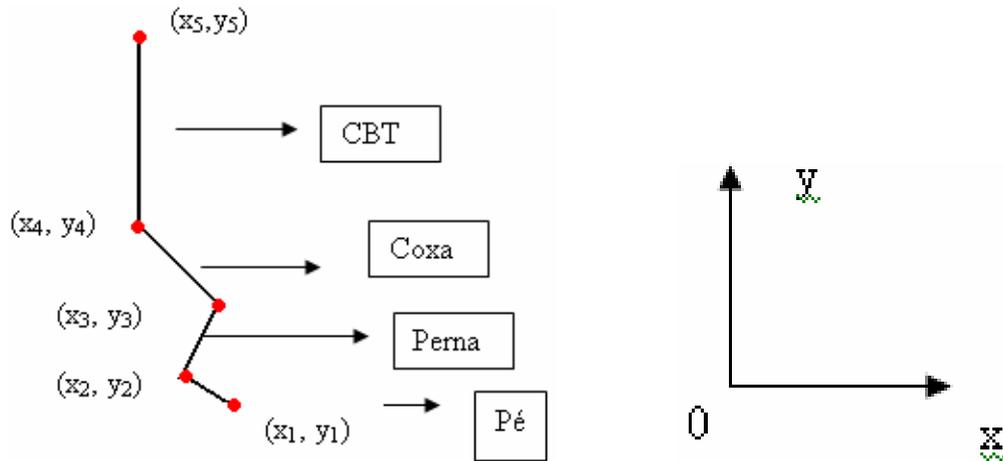


Figura 12 - Modelo bidimensional de quatro segmentos.
Fonte: Araújo, 2006.

Os segmentos (estruturas anatômicas) são delimitados por pontos, referenciados a um mesmo sistema de coordenadas, definidos no modelo biomecânico de Winter, 2005 (Quadro 5).

(x_1, y_1)	<i>Base do quinto metatarso</i>
(x_2, y_2)	<i>Maléolo Lateral</i>
(x_3, y_3)	<i>Côndilo Femoral</i>
(x_4, y_4)	<i>Trocânter Maior</i>
(x_5, y_5)	<i>Articulação Glenoumeral</i>

Quadro 5 - Referências anatômicas correspondentes aos pontos do modelo biomecânico.
Fonte: Winter, 2005.

Os ângulos de tornozelo foram obtidos através das coordenadas **x** e **y** da base lateral do quinto metatarso, maléolo lateral da fíbula e côndilo lateral do fêmur. Os ângulos de joelho obtidos através das coordenadas **x** e **y** do maléolo lateral da fíbula, côndilo lateral do fêmur e trocânter maior e os ângulos de quadril foram obtidos através das coordenadas **x** e **y** do côndilo lateral do fêmur, trocânter maior e articulação gleno-umeral (Figura 13).

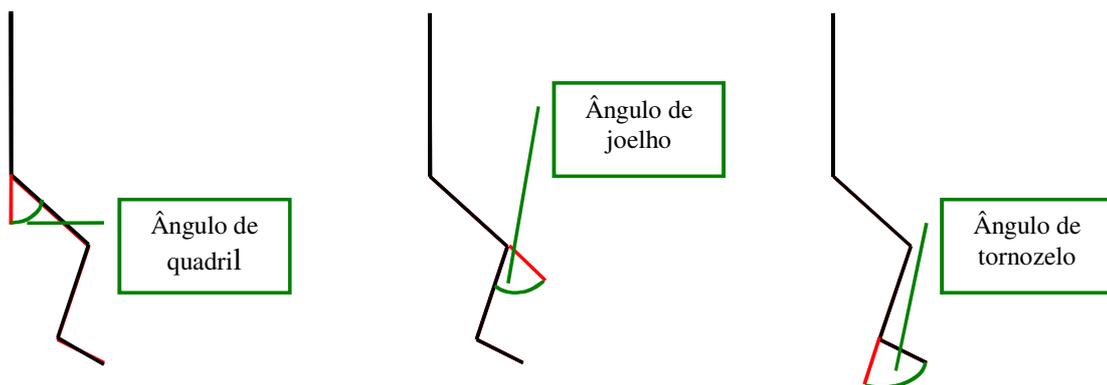


Figura 13 - Ângulos formados pelas coordenadas **x** e **y** dos 5 marcadores.

Cada voluntário foi orientado a caminhar a uma velocidade de sua própria escolha, da maneira mais natural possível, do início ao fim em uma passarela demarcada no piso, de 6m x 1,10m de comprimento e largura respectivamente (Figura 14). Este procedimento foi realizado 04 vezes a fim de garantir imagens adequadas e de se poder trabalhar realizando médias de ciclos da marcha. Foram descartados o primeiro e último metros, eliminando a aceleração e a frenagem da marcha.

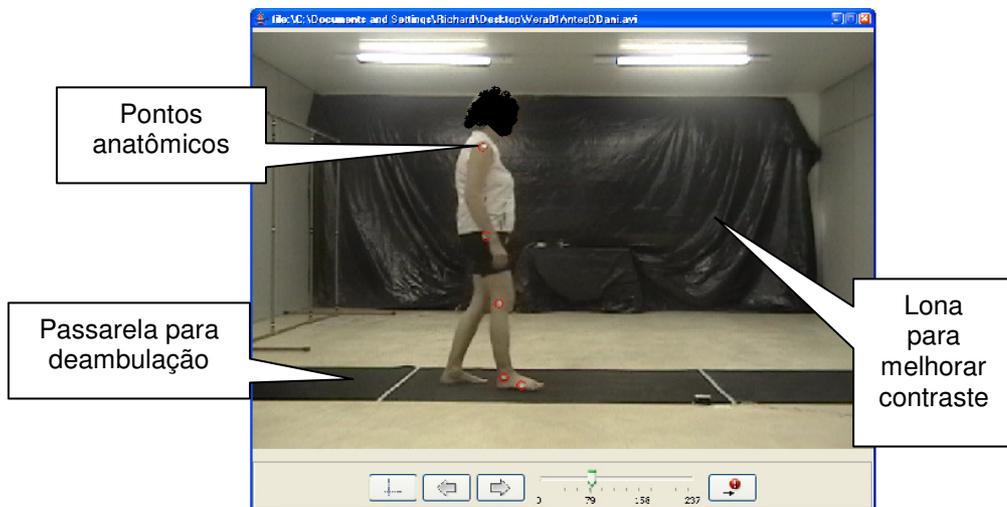


Figura 14 - Hemiparético deambulando sobre passarela durante avaliação por Cinematria. Imagem mostra tela durante marcação dos pontos anatômicos com a utilização do SAMAT.

Fonte: O autor.

Após a captação das imagens, foi utilizado o Programa *Adobe Premiere Pro 1.5* para montagem dos vídeos, que deveriam conter um frame para calibração e duas passadas (Figura 15).

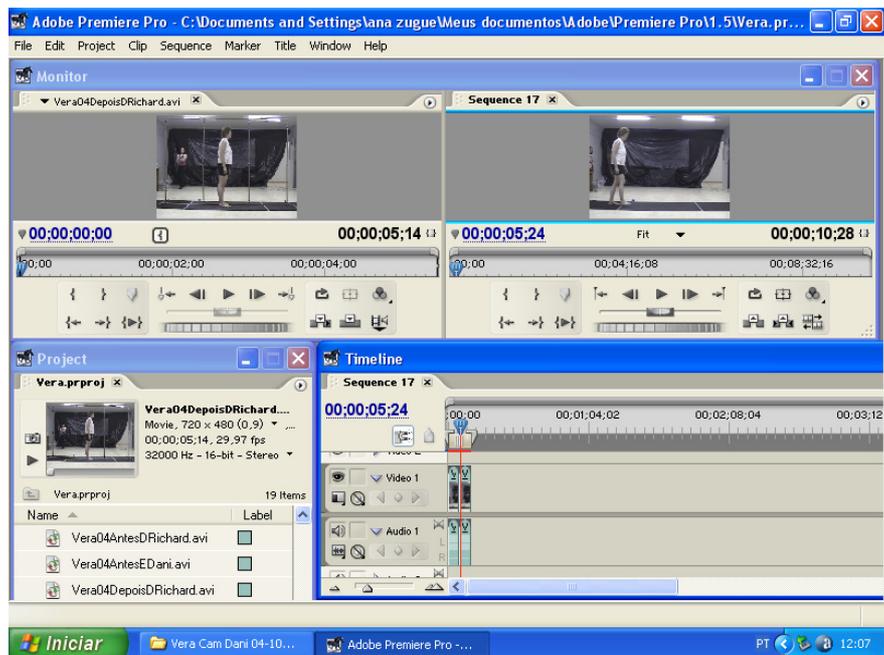


Figura 15 - Tela demonstrando o programa Adobe Premiere Pro 1.5 e a montagem dos vídeos para posterior trabalho das imagens.

Fonte: O autor.

O programa utilizado para recuperação das coordenadas e cálculo dos ângulos articulares foi o SAMAT (VAZATTA *et al.*, 2006), figura 14. Cada vídeo foi analisado quadro a quadro, onde foi realizada a marcação manual de todos os pontos (marcadores), figura 12. Os pontos foram marcados iniciando-se por base lateral do quinto metatarso, depois maléolo lateral da fíbula, seguido por côndilo lateral do fêmur, trocânter maior e articulação gleno-umeral.

Os dados das coordenadas x e y de todos os marcadores são armazenados. Para visualização dos resultados em forma de gráficos foi utilizado o programa Microsoft Excel.

O estudo sobre o modelo de Winter de 4 segmentos proporcionou a análise de variáveis lineares, como comprimento de passo, tempo de passo e velocidade de cada passo, e seus índices de simetria entre o hemicorpo hemiparético e não-parético. Também foi possível avaliar variáveis angulares como ADM's de quadril, joelhos e tornozelo durante fase de oscilação e fase de apoio e cálculos de índice de simetria.

Cada voluntário foi filmado por duas câmeras simultaneamente, onde executou 4 passagens sobre a passarela antes da intervenção e 4 passagens sobre a passarela depois da intervenção. Para análise, foram escolhidas aleatoriamente 3 dessas passagens. Cada passagem gerou 4 passos, sendo 2 passos à esquerda e dois passos à direita. Todos os passos destas três passagens foram analisados, foi calculada a média das variáveis antes e depois.

A análise tomou como referência para o início do ciclo o toque de calcâneo do membro inferior não-parético. Com a sincronização das duas câmeras, foi possível analisar os movimentos dos membros inferiores não-paréticos e paréticos simultaneamente.

O comprimento de cada passo foi dado com a localização no eixo x do marcador correspondente ao maléolo lateral, marcando-se o local onde era dado o primeiro toque de calcâneo e o seguinte toque de calcâneo. O maior valor de x era diminuído do menor e assim estabelecido o comprimento de passo.

Cada passagem de cada indivíduo sobre a passarela gerou 2 passos à esquerda e 2 à direita. Como foram avaliadas três passagens pré-intervenção e três passagens pós-intervenção, foram analisados 6 passos de cada lado pré e 6 pós.

Foram calculados então a média dos comprimentos dos 6 passos pré e

também a média dos 6 passos pós-intervenção.

As câmeras utilizadas possuem uma velocidade de captura de 30 frames/segundo, o conhecimento deste parâmetro possibilita estabelecer o tempo de cada movimento.

Primeiro era estabelecido o número de frames necessários para cada movimento analisado (no caso, a quantidade definida de frames que cada passo ocupou). Essa quantidade definida de frames era dividido por 30, devido à velocidade de captura da câmera, resultando na seguinte expressão:

$$\text{Tempo do Passo} = \frac{\text{Número de Frames}}{30}$$

Sabendo-se o comprimento do passo e o tempo deste movimento, a velocidade do passo pôde ser definida por um cálculo simples de comprimento sobre o tempo.

As ADM's foram definidas por um cálculo utilizando os dados angulares obtidos através do *software* SAMAT, com a diferença entre o ângulo máximo e o ângulo mínimo realizado em cada articulação (VAZATTA *et al.*, 2006).

O índice de simetria (LINDQUIST *et al.*, 2005; WHITALL *et al.*, 1992; HADDAD *et al.*, 2005) de comprimento de passo, tempo de passo, velocidade de passo e índice de simetria de ADM's de tornozelo, joelho e quadril, foram estabelecidos com a relação entre o hemicorpo não-parético e o hemicorpo parético a partir de um valor definido pela seguinte expressão:

$$\text{Índice de Simetria} = \frac{\text{Valor da Varável do hemicorpo não-parético}}{\text{Valor da Variável do hemicorpo parético}}$$

Quanto mais o valor se aproximar de 01 (um), mais simétrico será o movimento entre os dois hemicorpos (BAYAT; BARBEAU; LAMONTAGNE, 2005; BALASUBRAMANIAN *et al.*, 2007).

3.4 INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA (CINESIOTERAPIA E FES)

Após a captação inicial dos parâmetros da marcha, foi aplicado uma vez o protocolo de atendimento fisioterapêutico, com cerca de 25-30 minutos com exercícios passivos de mobilização articular e alongamentos e posteriormente, a

eletroestimulação, visando facilitar exercícios ativos. Cerca de um a 1,5 minutos após a aplicação do protocolo de atendimento fisioterapêutico foi realizada uma nova captação dos dados da marcha e comparadas as modificações.

O protocolo de atendimento fisioterapêutico inicia-se com o voluntário deitado sobre um tatame, em posição supina, onde foram realizadas mobilizações articulares no sentido céfalo-caudal (proximal para distal em relação ao tronco), caracterizando-se por movimentações lentas de cintura escapular, cintura pélvica, articulação coxo-femoral, joelho, tornozelo em toda a amplitude de movimento possível sem relato de algia no voluntário.

Na mesma posição anterior e utilizando também o decúbito lateral, foram realizados alongamentos em forma de alongamentos musculares passivos (realizados pelo terapeuta) de flexores de quadril, extensores de quadril, adutores e abdutores de quadril, ísquiotibiais e tríceps-sural, em três repetições com manutenção de 30 segundos (KISNER; COLBY, 2005).

Em seguida, os voluntários foram posicionados em pé, parados, utilizando apoio em barras paralelas, com 02 eletrodos em pontos motores da musculatura dorsiflexora de tornozelo. Foram então realizados movimentos de simulação do passo, colocando e retirando seu membro inferior do hemicorpo hemiparético sobre um banco de 10 cm de altura. Ao mesmo tempo foram estimulados com o *FES* que funcionou como facilitador do movimento.

Os parâmetros de modulação estabelecidos para a eletroestimulação como forma de facilitação do movimento seguem os parâmetros do Quadro 6.

PARÂMETROS DE MODULAÇÃO UTILIZADOS	
Tempo <i>ON</i>	3 s
Tempo <i>OFF</i>	6s
Frequência de pulso	40 Hz
Subida de pulso (Rise)	1,5 s
Descida de pulso (Decay)	1,5 s
Intensidade	Máxima suportada
Séries x repetições	3 sér. x 20 rep.

Quadro 6 - Parâmetros de modulação estabelecidos para a eletroestimulação.
Fonte: O autor.

O trabalho foi realizado utilizando o aparelho eletroestimulador *Physiotonus Four* da fabricante Bioset. De acordo com o fabricante, é um eletroestimulador de correntes *FES*, tratando-se de técnica não invasiva, sem efeitos sistêmicos que não causam dependência e não tem efeitos colaterais indesejáveis (BIOSET).

O projeto e construção deste equipamento foram baseados nas normas de construção NBR IEC60601-1 (Equipamento Eletromédico parte 1 – Prescrições Gerais de Segurança), e corresponde a classe 1 de proteção. O aparelho deve ser operado apenas por profissionais qualificados. O aparelho em questão foi submetido a teste com utilização de osciloscópio para verificação da forma de onda do eletroestimulador no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, com o acompanhamento de profissionais capacitados responsáveis pelo setor, e se apresentou em perfeitas condições de uso.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Tanto para as curvas como para as variáveis foram tomadas as médias de 3 tentativas (num total de seis passos) de cada voluntário. Estes valores foram usados para calcular a média do grupo.

Todas as variáveis foram analisadas pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

As variáveis lineares analisadas foram comprimento de passo, tempo de passo e seus índices de simetria como exposto no quadro 7.

Variável e unidade	Sigla	Definição
Comprimento do passo parético (m)	CPP	Distância entre posição do maléolo lateral no primeiro e segundo toque de calcâneo do lado parético
Comprimento do passo não-parético (m)	CPNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de comprimento do passo	ISCP	Razão entre CPNP e CPP
Tempo do passo parético (s)	TPP	Tempo percorrido durante o passo parético
Tempo do passo não-parético (s)	TPNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de Tempo do passo	ISTP	Razão entre TPNP e TPP
Velocidade da marcha (m/s)	V	Espaço percorrido dividido pelo tempo utilizado

Quadro 7 - Variáveis lineares analisadas, com suas respectivas definições e siglas.

Fonte: O autor.

As variáveis angulares analisadas foram ângulos articulares de tornozelo, joelho e quadril durante a marcha, além de seus Índices de Simetria. Também foram

analisadas os valores articulares máximo e mínimo de cada articulação e da mesma forma, com seus devidos índices de Simetria, conforme quadro 8.

Variável	Sigla	Definição
ADM de Tornozelo Parético	ADMTP	Amplitude de movimento de flexo-extensão de tornozelo parético
ADM de Tornozelo Não-parético	ADMTNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ADM de Tornozelo parético	ISADMT	Razão entre ADMTNP e ADMTP
ADM de Joelho Parético	ADMJP	Amplitude de movimento de flexo-extensão de joelho parético
ADM de Joelho Não-parético	ADMJNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ADM de Joelho Parético	ISADMJ	Razão entre ADMJNP e ADMJP
ADM de Quadril Parético	ADMQP	Amplitude de movimento de flexo-extensão de quadril parético
ADM de Quadril Não-parético	ADMQNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ADM de Quadril Parético	ISADMQ	Razão entre ADMQNP e ADMQP
Ângulo máximo de tornozelo Parético	MAXTP	Máximo de dorsiflexão de tornozelo Parético
Ângulo máximo de tornozelo Não-parético	MAXTNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ângulo máximo de tornozelo	ISMÁXT	Razão entre MAXTNP e MAXTP
Ângulo mínimo de tornozelo Parético	MINTP	Máximo de plantiflexão de tornozelo Parético
Ângulo mínimo de tornozelo Não-parético	MINTNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ângulo mínimo de tornozelo	ISMINT	Razão entre MINTNP e MINTP
Ângulo máximo de joelho Parético	MAXJP	Máximo de flexão de joelho Parético
Ângulo máximo de joelho Não-parético	MAXJNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ângulo máximo de joelho	ISMÁXJ	Razão entre MAXJNP e MAXJP
Ângulo mínimo de joelho Parético	MINJP	Máximo de extensão de joelho Parético
Ângulo mínimo de joelho Não-parético	MINJNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ângulo mínimo de joelho	ISMINJ	Razão entre MINJNP e MINJP
Ângulo máximo de quadril Parético	MAXQP	Máximo de flexão de quadril Parético
Ângulo máximo de quadril Não-parético	MAXQNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ângulo máximo de quadril	ISMÁXQ	Razão entre MAXQNP e MAXQP
Ângulo mínimo de quadril Parético	MINQP	Máximo de extensão de quadril Parético
Ângulo mínimo de quadril Não-parético	MINQNP	Similar contralateral
Índice de Simetria de ângulo mínimo de quadril	ISMINQ	Razão entre MINQNP e MINQP

Quadro 8 - Variáveis angulares analisadas, com suas respectivas definições e siglas.
Fonte: O autor.

Para análise estatística, os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para as comparações entre a avaliação pré e a avaliação pós foi usado o teste t de Student para amostras pareadas ou o teste não-paramétrico de Wilcoxon, quando apropriado. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística.

Para cada variável testou-se a hipótese nula de que a distribuição segue o modelo normal (distribuição simétrica), versus a hipótese alternativa de que a distribuição não é normal (teste de Shapiro-Wilks). Para as variáveis que atendem a condição de normalidade (teste de Shapiro-Wilks), testou-se a hipótese nula de que as médias são iguais nos dois momentos de avaliação, versus a hipótese alternativa de médias diferentes (teste t de Student para amostras pareadas). Para as variáveis que não atendem a condição de normalidade (teste de Shapiro-Wilks), testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais nos dois momentos de avaliação, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes (teste não-paramétrico de Wilcoxon).

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

4.1 AMOSTRA E AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

Para o estudo foram selecionados nove voluntários, de um total de 31 avaliados, dos quais 15 não apresentavam marcha ou apresentavam outras doenças associadas, três apresentavam marcha somente com auxílio de órtese, três não compareceram nos dias estipulados para coleta de dados e um apresentou algia durante avaliação.

Os nove voluntários analisados, sendo cinco homens e quatro mulheres, possuíam idade média de 54 ± 6 anos e um tempo de lesão de $18,6 \pm 11,4$ meses. Todos apresentavam hipertonia, sendo que cinco apresentaram grau 1 e quatro apresentaram grau 2 na escala de Ashworth. Em relação ao Mini-Mental, apresentaram índice de $26,8 \pm 3,8$ (caracterizando normalidade de acordo com o grau de escolaridade dos participantes que estava entre 1 e 11 anos). Nenhum apresentava alteração de sensibilidade que impedisse a realização da eletroestimulação.

Na escala de força utilizada, em que se utiliza graduação de 0 a 5, a força muscular de dorsiflexores foi de $2,55 \pm 1,55$ para o lado parético e de $4,45 \pm 0,55$ para o lado não-parético.

A presença de encurtamentos musculares foi verificada e pode ser observada no quadro 9. Nota-se que os encurtamentos são comuns nestes voluntários.

ENCURTAMENTOS MUSCULARES		
MÚSCULO	NÚMERO DE VOLUNTÁRIOS COM ENCURTAMENTOS	
	Parético	Não-parético
ÍSQUIOTIBIAIS	9	9
ÍLEOPSOAS	6	5
QUADRÍCEPS	4	4
GASTROCNÊMIO	8	7
SÓLEO	6	4

Quadro 9 - Número de voluntários com encurtamentos musculares no membro parético e não-parético.

Fonte: O autor.

Na avaliação fisioterapêutica qualitativa da marcha dos voluntários hemiparéticos, foram encontradas as características descritas no Quadro 10 que mostra também quantos voluntários apresentavam cada um dos movimentos inadequados.

MOVIMENTO INADEQUADO	NÚMERO DE VOLUNTÁRIOS
Movimento lateral de membro inferior (“ceifar”)	6
Movimento de arrastar membro inferior	5
Diminuição de dissociação de cinturas	9
Diminuição da oscilação de membro superior	9
Diminuição na velocidade	4
Semi-flexão de joelhos	4
Hiperextensão de joelhos	4
Aplainamento total do pé	4
Apoio iniciando em antepé	4
Passos curtos	5
Assimetria no tamanho dos passos	4

Quadro 10 - Alterações na marcha observadas em avaliação fisioterapêutica qualitativa e os respectivos números de voluntários.

Fonte: O autor.

4.2 TRAJETÓRIAS ARTICULARES DURANTE A MARCHA PRÉ-INTERVENÇÃO E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

A seguir, são apresentadas curvas das médias de ângulos de tornozelo, joelho e quadril, pré-intervenção e pós-intervenção fisioterapêutica de um dos voluntários da pesquisa escolhido aleatoriamente.

Como a visualização das curvas é somente para melhor percepção da análise e entendimento das variáveis angulares, a descrição contida nesta sessão servirá apenas como um exemplo e não será utilizada para análise de movimento. As curvas de todos os voluntários estão colocadas individualmente no Apêndice C.

As curvas possibilitam observar a variação dos ângulos conforme ocorre o desenvolvimento dos ciclos da marcha e também exemplificar um padrão característico de marcha hemiparética.

Nas figuras 16, 17 e 18 são mostrados os movimentos a partir do momento em que o calcâneo não-parético toca o solo sendo que as curvas do hemicorpo não-parético estão sincronizadas com o hemicorpo parético.

Tais ilustrações indicam a fase da marcha em que os voluntários se encontram, pois estão apoiados em desenhos esquemáticos da marcha.

As assimetrias podem ser observadas quando comparados os valores entre as curvas do lado parético e as curvas do lado não-parético.

Na Figura 16 estão representados os ângulos de tornozelo não-parético e parético de dois ciclos da marcha consecutivos. Na Figura 16(a), estão os ângulos desenvolvidos pela marcha do voluntário na pré-intervenção e na Figura 16(b), os ângulos desenvolvidos na pós-intervenção fisioterapêutica. Observa-se que a amplitude de movimento de tornozelo é pequena, principalmente quando comparadas à amplitude de movimento de joelho e quadril.

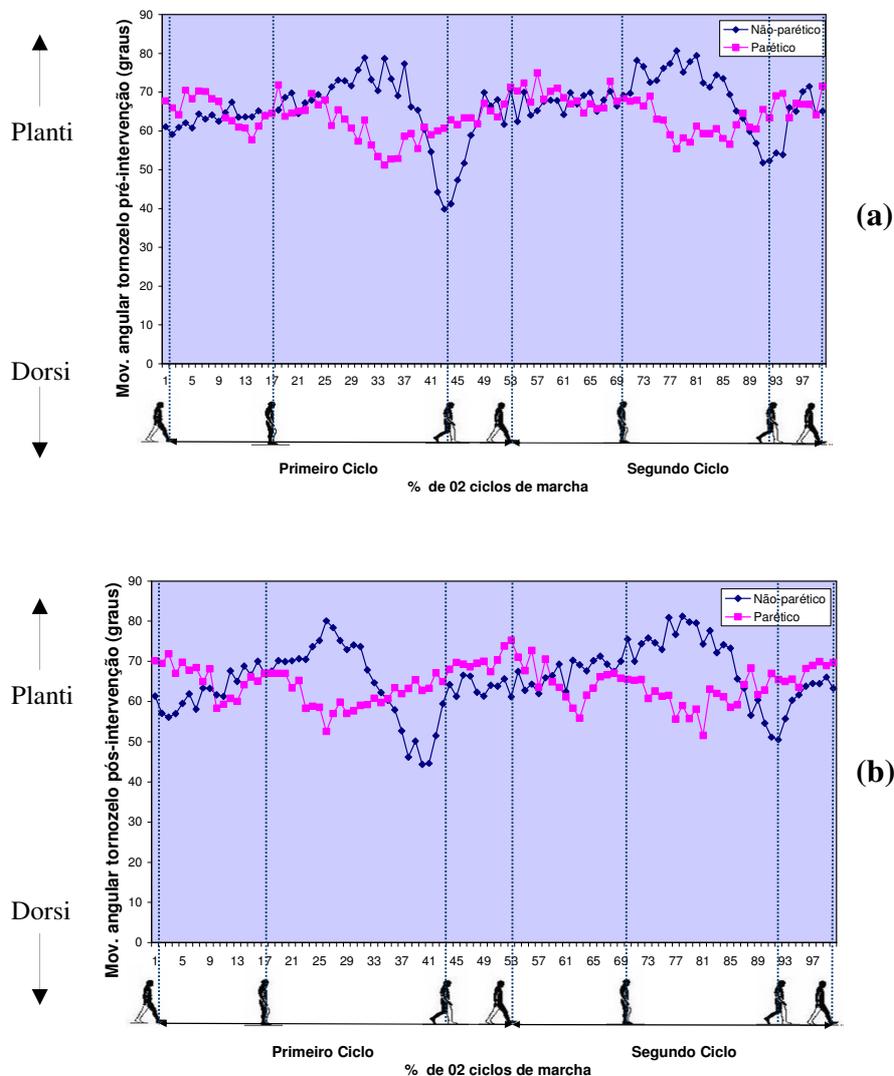


Figura 16 - Ângulos do tornozelo (voluntário 3) dos dois hemisférios simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Fonte: O autor.

Na Figura 17 observam-se as curvas de ângulo de joelho pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Neste caso, as alterações nas curvas ficaram visualmente mais claras que as de tornozelo. Observa-se que, neste voluntário a flexão máxima de joelho aumentou após a intervenção. Quando o ângulo de joelho apresenta um padrão negativo, isto representa que o joelho está realizando uma hiperextensão. Nas Figuras 17(a) e 17(b) observa-se hiperextensão do joelho na fase de apoio médio, ou seja, quando o membro inferior parético está sendo usado como pé de apoio em apoio simples (somente um pé no apoio), este é estabilizado utilizando-se um ângulo de joelho negativo considerado anormal. A hiperextensão foi visualizada em quatro dos nove voluntários avaliados (a curva que demonstra a hiperextensão está destacada na figura 17 a, com valor angular abaixo de zero).

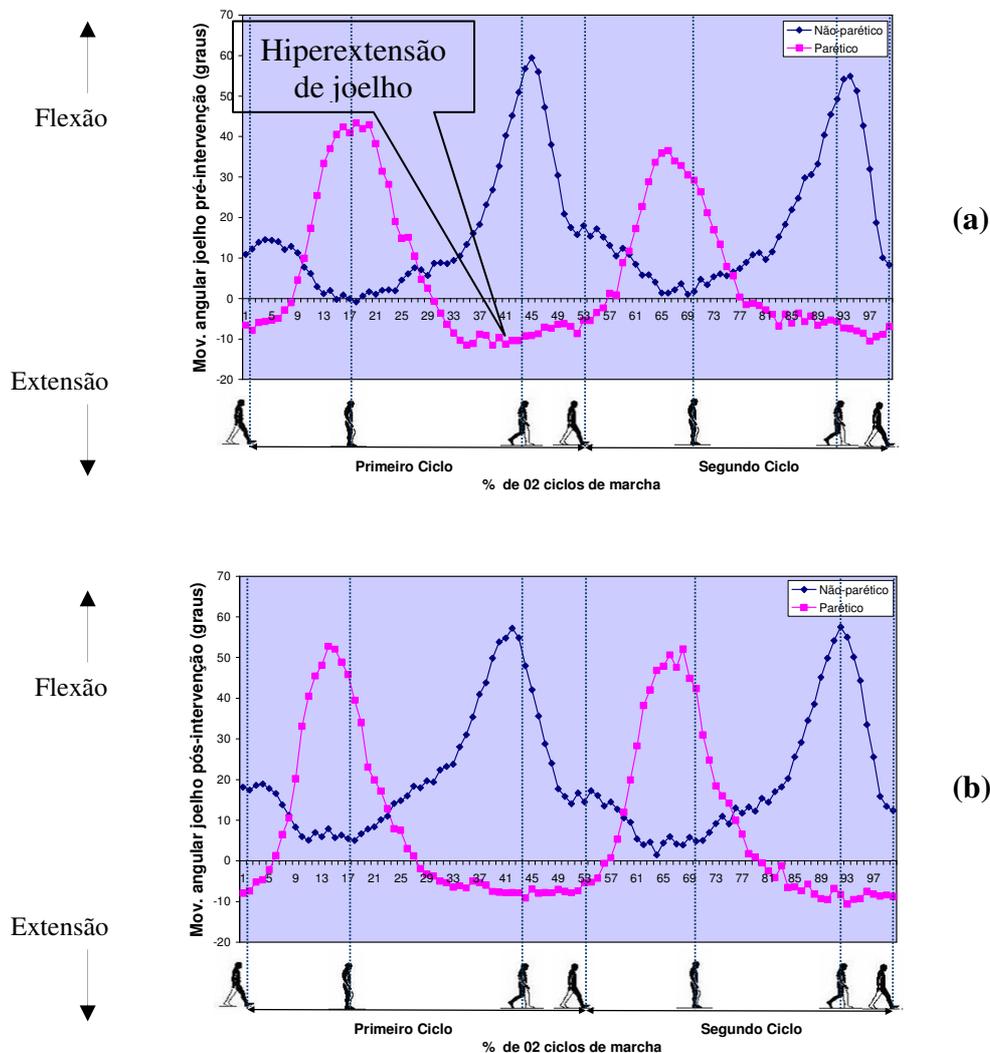


Figura 17 - Ângulos do joelho (voluntário 3) dos dois hemisférios simultaneamente, iniciando análise com toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Fonte: O autor.

Estão representadas as curvas de ângulos do quadril. A Figura 18(a) a pré-intervenção e a Figura 18(b) pós-intervenção fisioterapêutica. Como mostrado no gráfico, no momento em que os ângulos estão com valores negativos, está ocorrendo a extensão de quadril, em que o membro inferior avança posteriormente em relação ao quadril e, com os valores angulares tornando-se positivos, é o momento em que o membro inferior está sendo direcionado à frente.

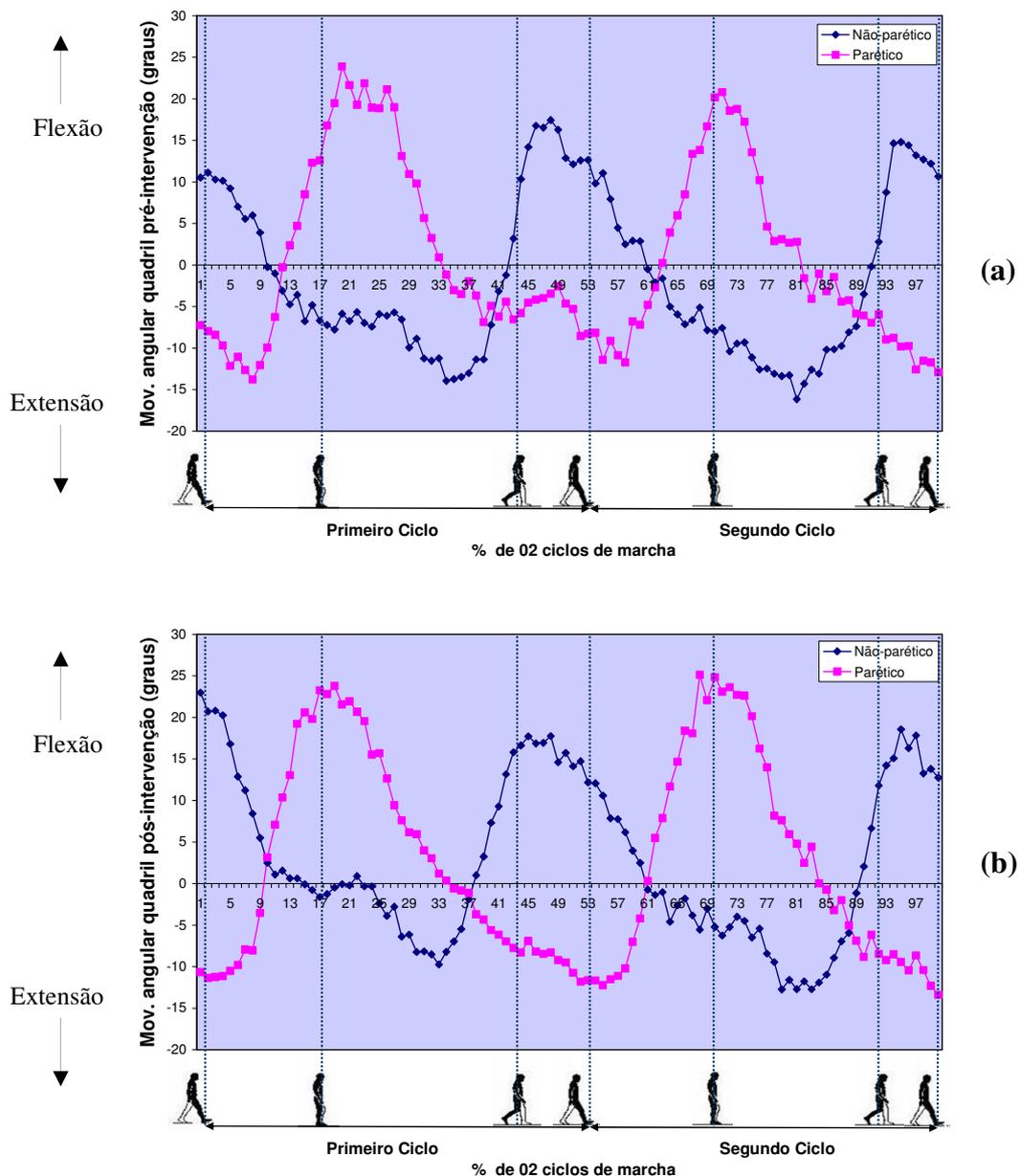


Figura 18 - Ângulos do quadril (voluntário 03) dos dois hemicorpos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Fonte: O autor.

4.3 VARIÁVEIS LINEARES DA MARCHA

As variáveis lineares analisadas foram **comprimento de passo (CP)** pré e pós intervenção fisioterapêutica e **tempo de passo (CP)** pré e pós-intervenção fisioterapêutica, juntamente com seus **Índices de Simetria (IS)** e **Velocidade da Marcha (V)** conforme o quadro 7 já apresentado no capítulo de metodologia.

A Figura 19 representa a média de comprimento de passo dos voluntários. Observa-se que o comprimento de passos do hemitorço parético é maior que o hemitorço não-parético. Ocorreu aumento estatisticamente significativo do comprimento de passo do membro inferior não-parético após a intervenção.

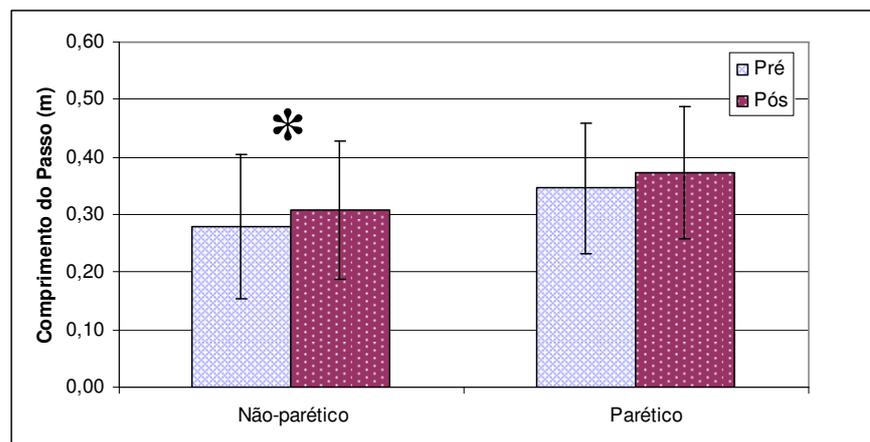


Figura 19 - Comprimento de passos hemitorço não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de comprimento de passo de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão. Para os dados considerados significativos, foi acrescentado um asterisco (*).

Fonte: O autor.

O aumento do Índice de Simetria de Comprimento de Passo não apresentou significância estatística, conforme Figura 20.

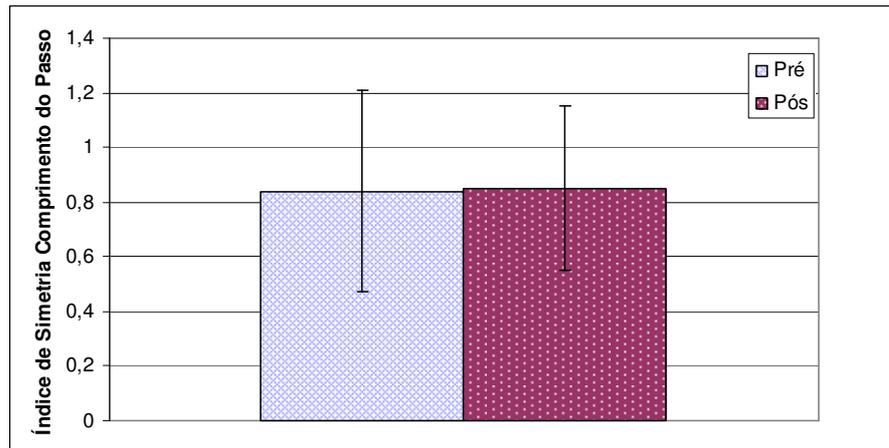


Figura 20 - Índice de Simetria de Comprimento de Passos no hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISCP de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

A Figura 21 apresenta a média dos tempos de passo dos voluntários pré e pós-intervenção. Observa-se que o passo do hemicorpo parético leva um tempo maior que o do hemicorpo não-parético. Não houve alteração estatisticamente significativa no tempo do passo pós-intervenção em nenhum dos hemicorpos.

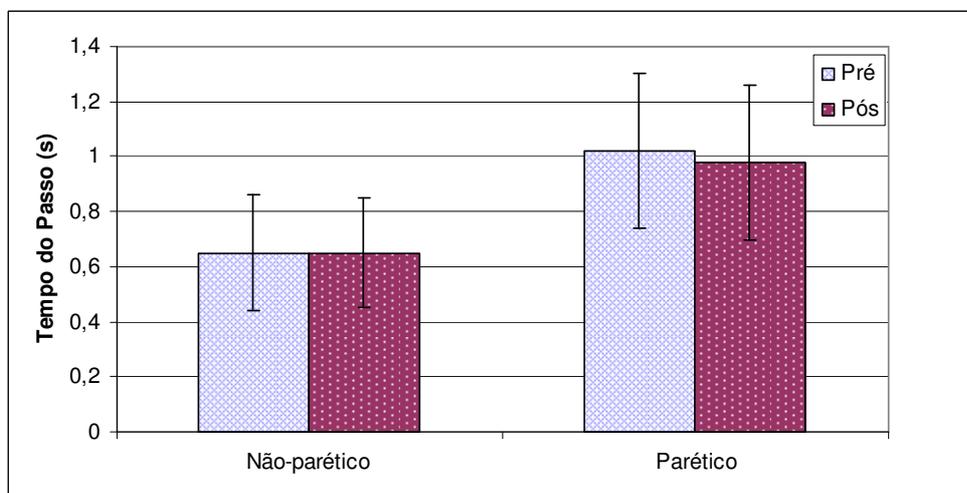


Figura 21 - Tempo do passo hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de tempo de passo de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

O índice de Simetria de Tempo de passo entre hemicorpo não-parético e hemicorpo parético também não apresentou mudança significativa (Figura 22).

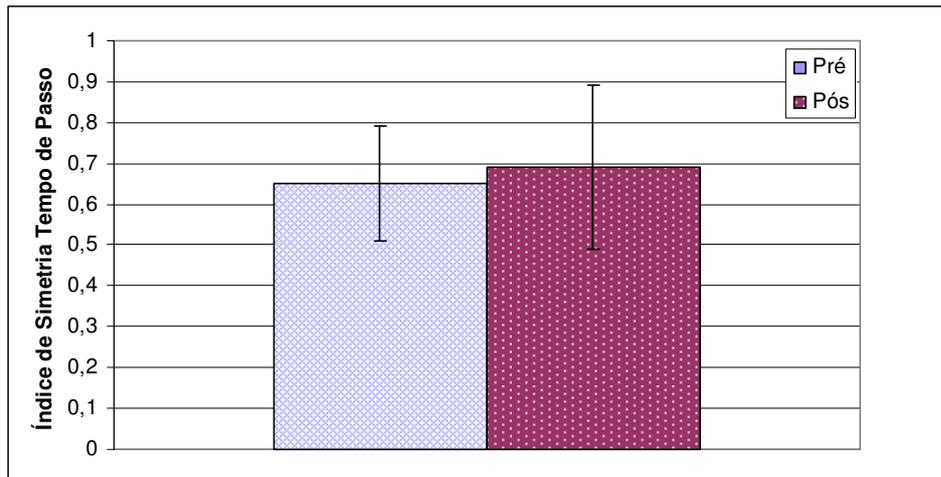


Figura 22 - Índice de Simetria de tempo de passo no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISTP de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

A variável Velocidade da Marcha apresentou melhora significativa na avaliação do grupo após a realização da terapia proposta. Tal resultado é possível de observar na Figura 23.

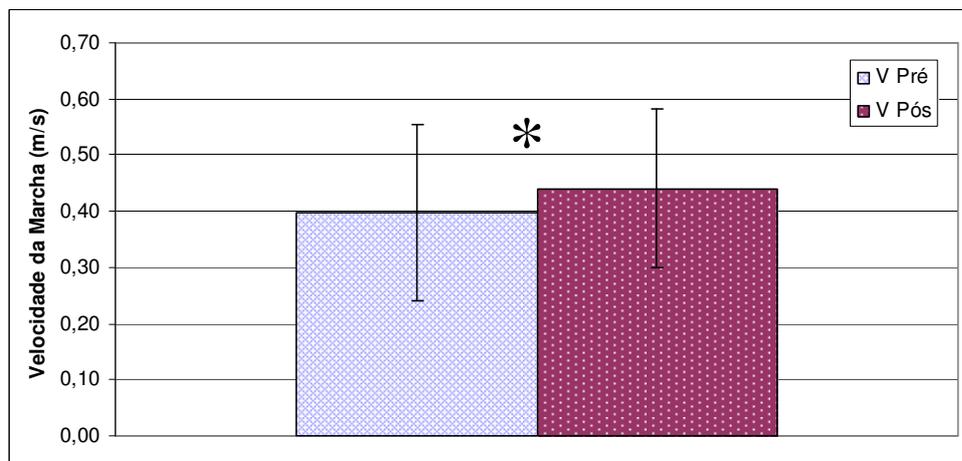


Figura 23 - Velocidade de Marcha na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de velocidade de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

Todos os dados de variáveis lineares de comprimento de passo, tempo de passo e velocidade da marcha estão disponíveis no Apêndice D.

4.4 VARIÁVEIS ANGULARES DA MARCHA

A Figura 24 representa a média de ADM do tornozelo realizado durante a marcha dos voluntários pré e pós-intervenção.

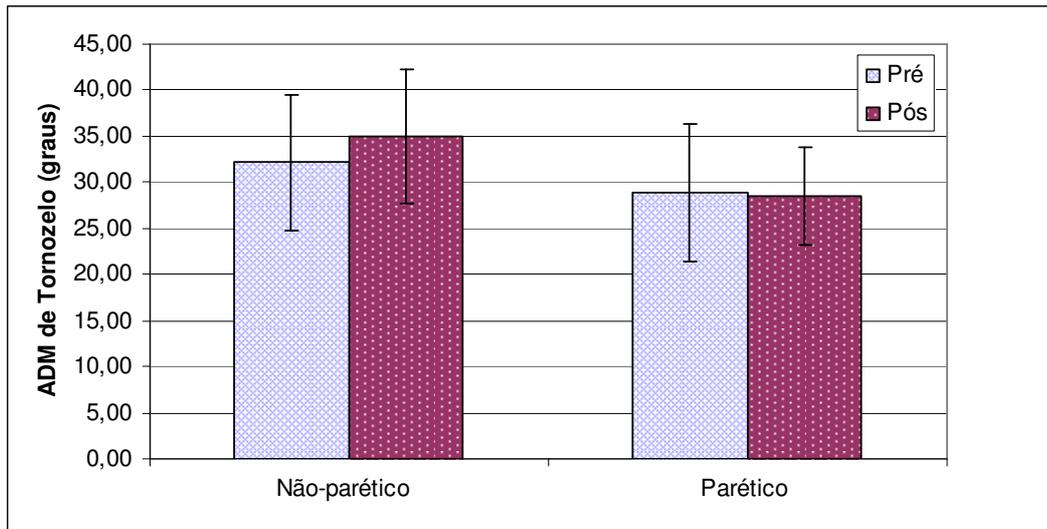


Figura 24 - ADM de Tornozelo hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

Não ocorreram mudanças estatisticamente significativas em ADM de tornozelos, tampouco em seu Índice de Simetria (Figura 25).

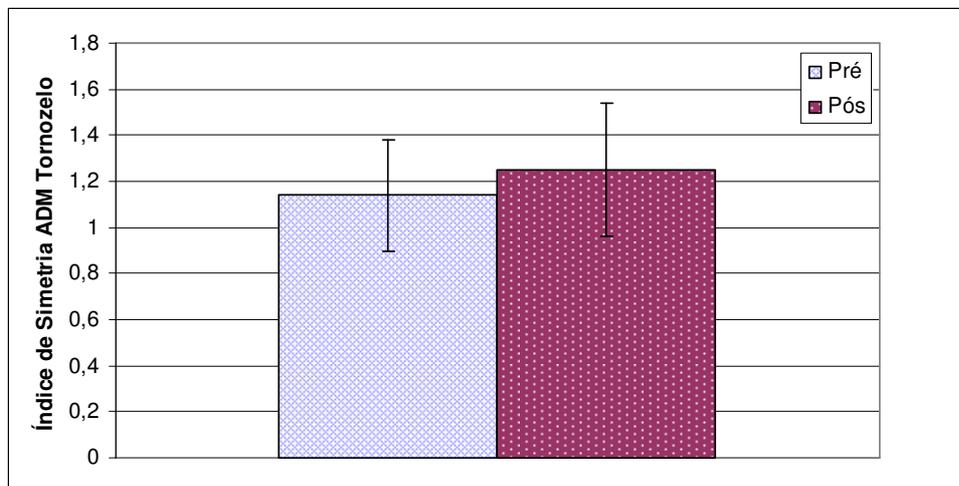


Figura 25 - Índice de Simetria de ADM de Tornozelo no hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISADMT de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

A Figura 26 representa a média de ADM do joelho realizado durante a marcha dos voluntários pré e pós-intervenção.

Os efeitos da intervenção fisioterapêutica foram notados na articulação do joelho não-parético e do joelho parético. Em ambos os casos houve aumento significativo na ADM articular de joelho.

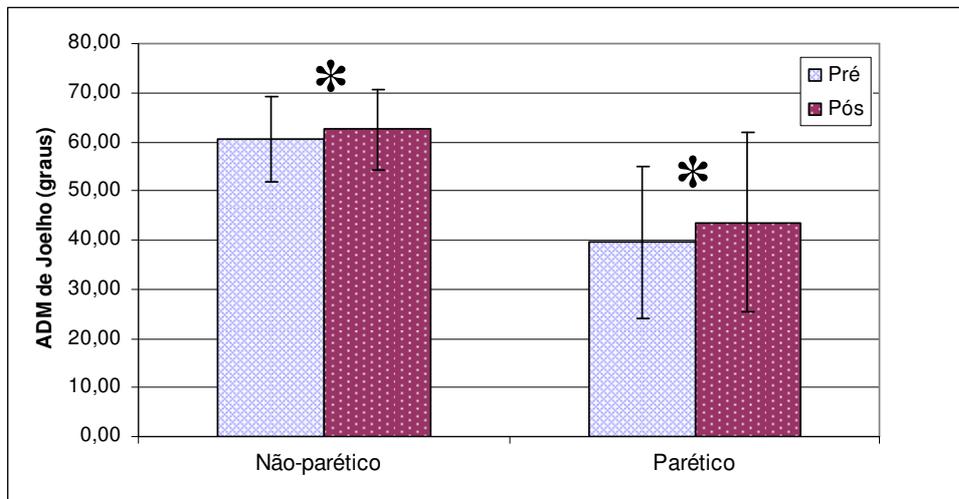


Figura 26 - ADM Joelho hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão. Para dados considerados significativos, foi acrescentado asterisco (*).

Fonte: O autor.

Não ocorreram mudanças estatisticamente significativas no Índice de simetria de ADM de joelho (Figura 27).

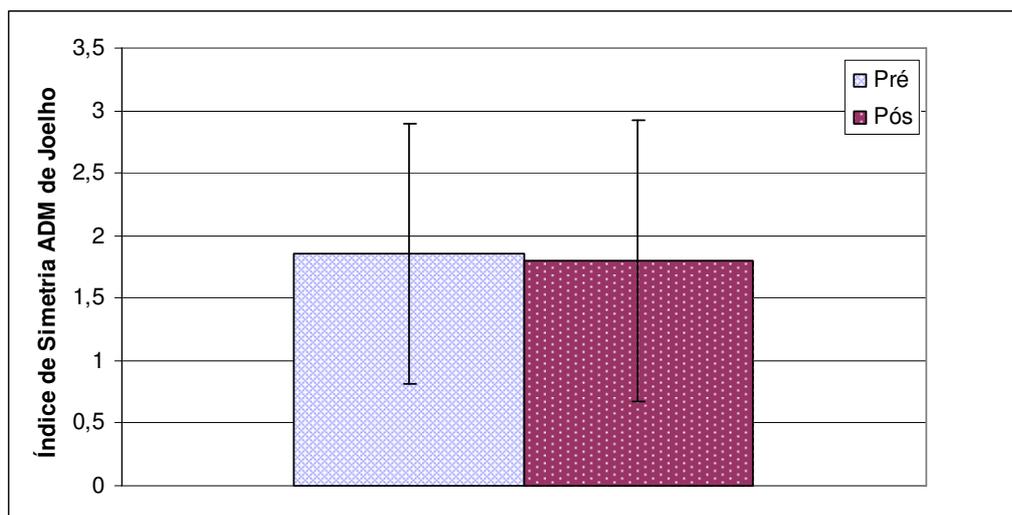


Figura 27 - Índice de Simetria de ADM de Joelho no hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISADMJ de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

A Figura 28 mostra o valor médio das ADMs do quadril durante a marcha dos voluntários pré e pós-intervenção. Não houve mudança estatisticamente significativa destas ADM's pós-intervenção.

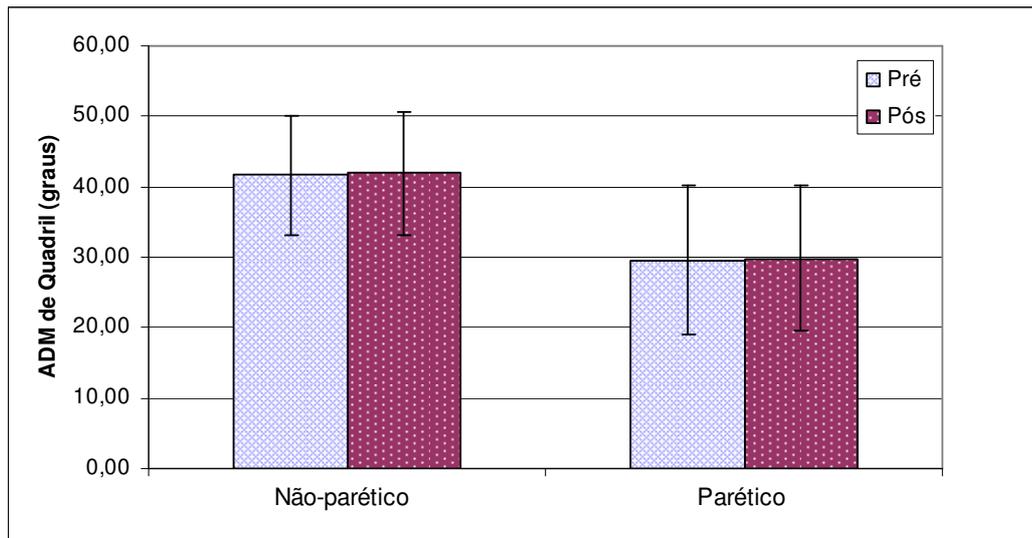


Figura 28 - ADM Quadril hemicorpo não-parético e parético pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

A Figura 29 traz o valor médio do Índice de Simetria de ADM de Quadril pré e pós-intervenção. Também neste caso, não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores pré e pós-intervenção.

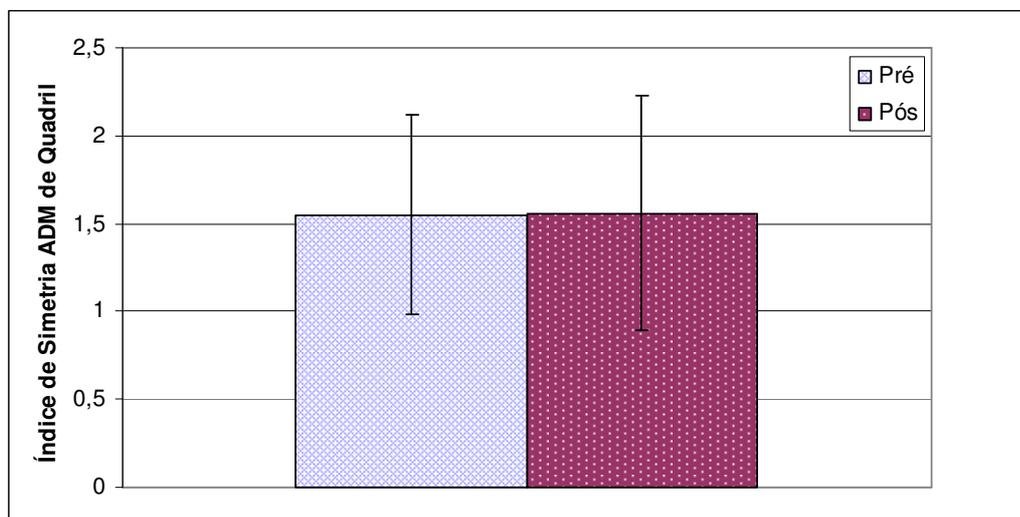


Figura 29 - Índice de Simetria de ADM Quadril no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISADMQ de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

Nas figuras 30 e 31 são apresentados os gráficos com os valores máximo e mínimo de ângulo de tornozelo antes e após a intervenção, os quais não apresentam diferença estatisticamente significativa.

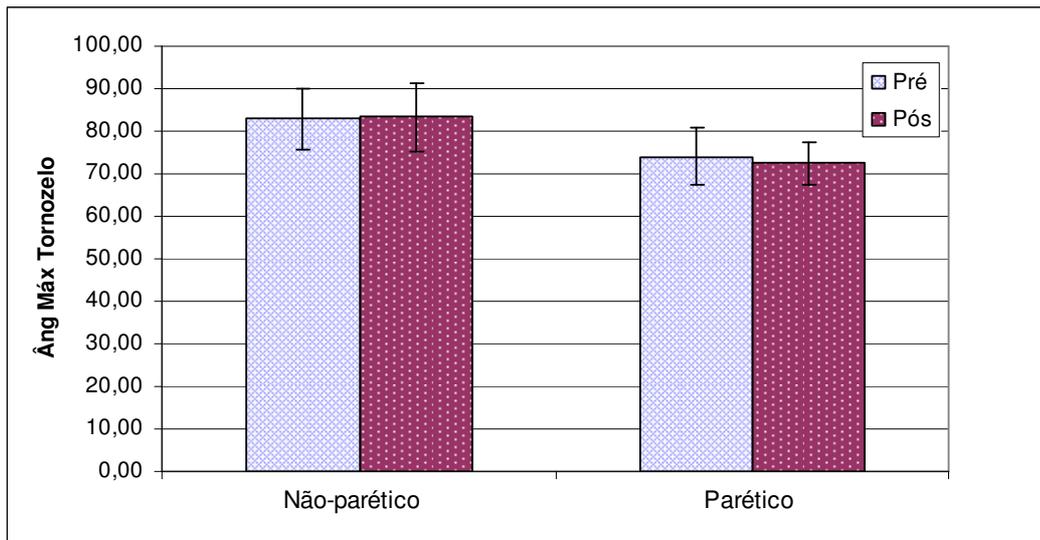


Figura 30 - Ângulos Máximos de Tornozelo hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.
Fonte: O autor.

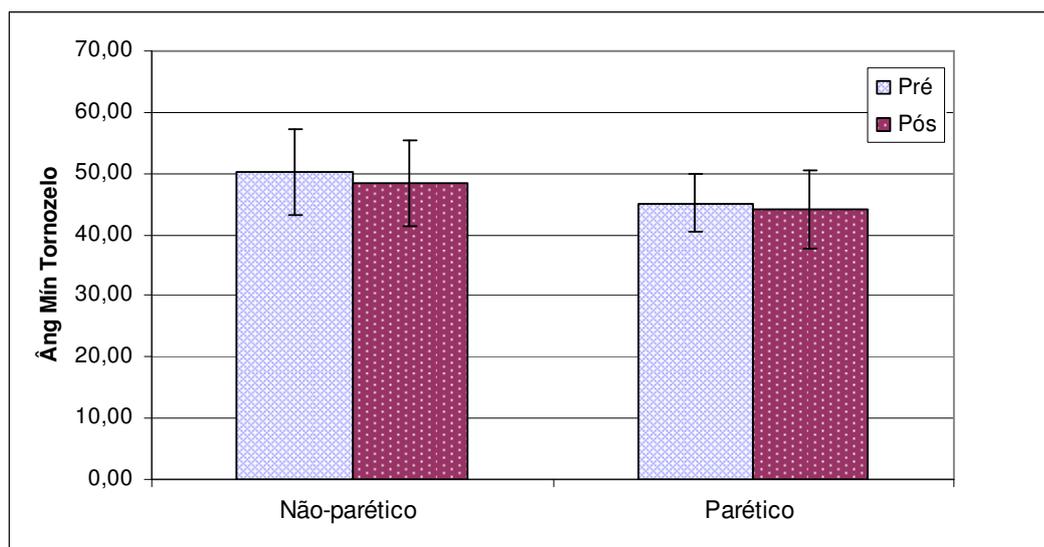


Figura 31 - Ângulos Mínimos de Tornozelo hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.
Fonte: O autor.

Deve-se levar em conta, na interpretação dos dados de ângulo do tornozelo, que a posição angular neutra desta articulação corresponde a um valor de aproximadamente 60 graus devido ao modelo cinemático adotado (Figuras 12 e 13).

Os índices de simetria do ângulo máximo de tornozelo (Figura 32) e do ângulo mínimo de tornozelo (Figura 33) não apresentaram diferenças significativas quando seus valores pré e pós-intervenção foram comparados.

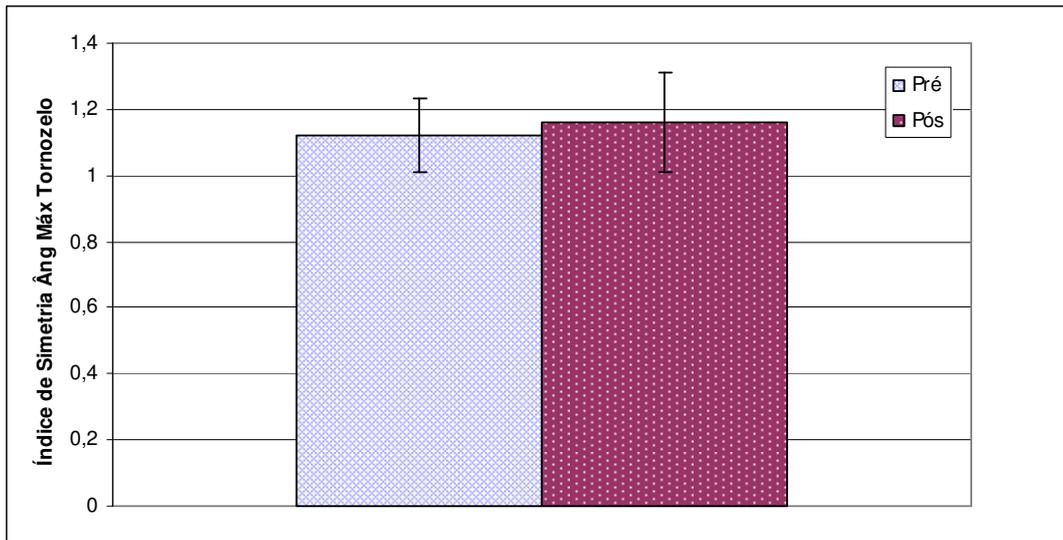


Figura 32 - Índice de Simetria de Ângulo Máximo de tornozelo no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISMÁXT de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.
Fonte: O autor.

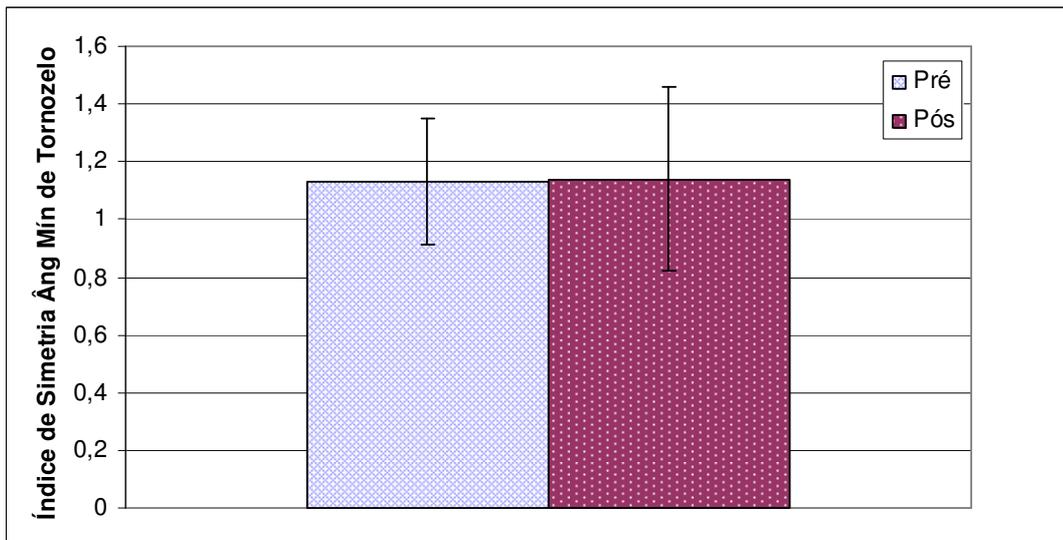


Figura 33 - Índice de Simetria de Ângulo Mínimo de Tornozelo no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISMÍNT de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.
Fonte: O autor.

Na Figura 34 estão apresentados os valores máximos de ângulo articular do joelho (flexão do joelho) e na Figura 35, os valores mínimos (extensão do joelho).

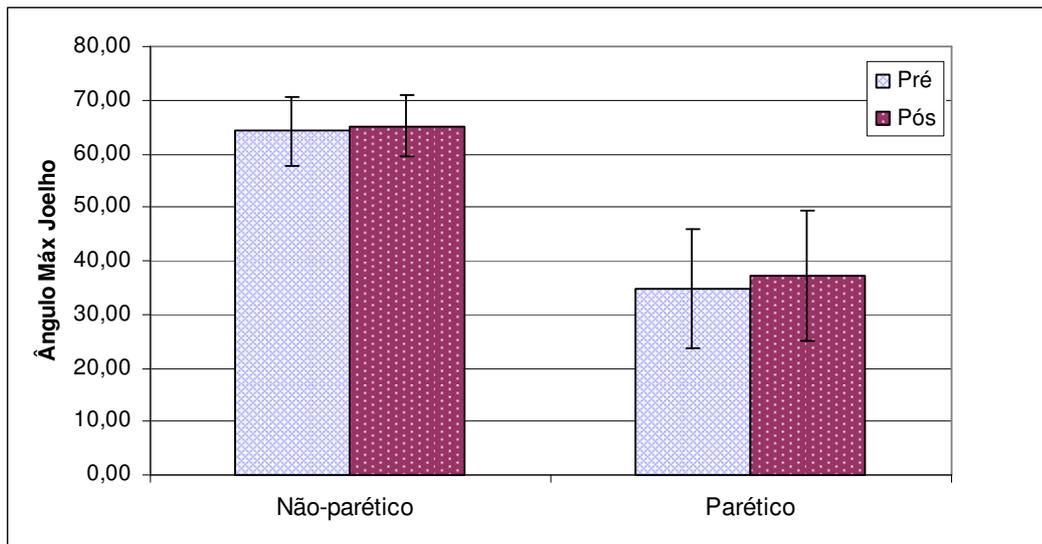


Figura 34 - Ângulos Máximos de Joelho no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.
Fonte: O autor.

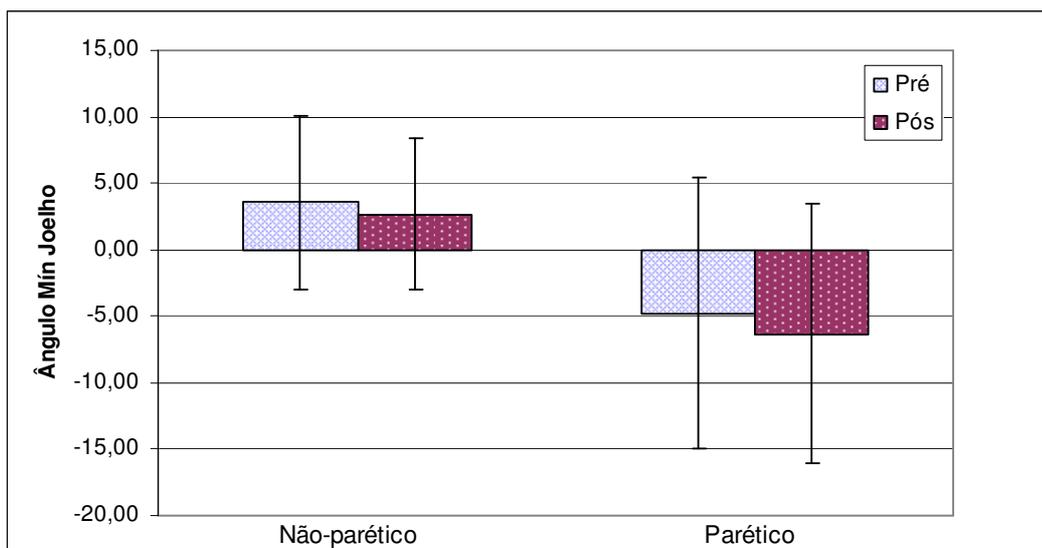


Figura 35 - Ângulos Mínimos de Joelho no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.
Fonte: O autor.

Os valores máximo e mínimo dos ângulos articulares de joelho nos instantes pré e pós-intervenção não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Os Índices de Simetria do Ângulo Mínimo de Joelho (Figura 36) e do Ângulo Máximo de Joelho (Figura 37) não se mostraram diferentes nos momentos pré e pós-intervenção.

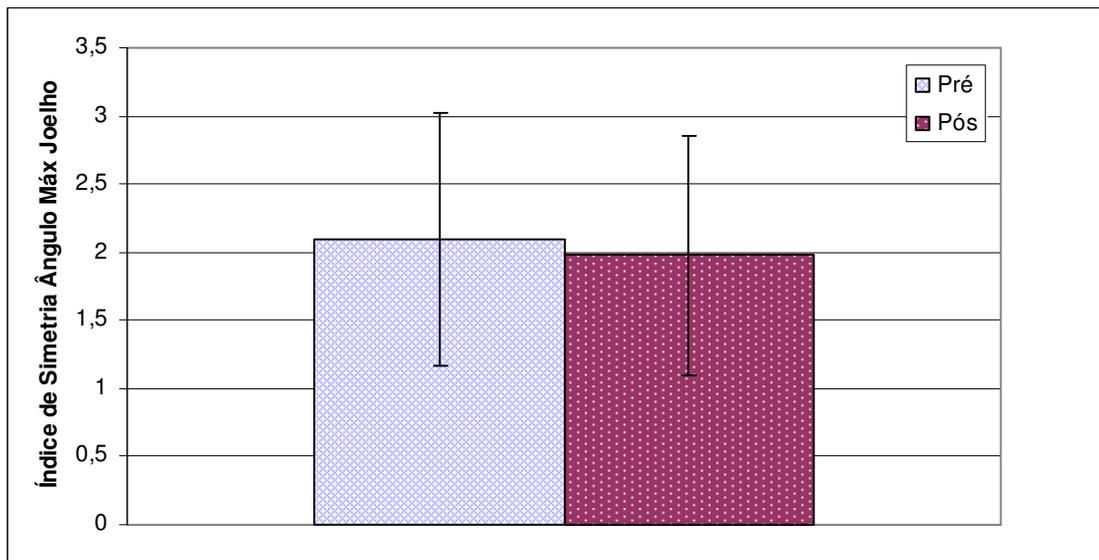


Figura 36 - Índice de Simetria de Ângulo Máximo de Joelho no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISMÁXJ de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

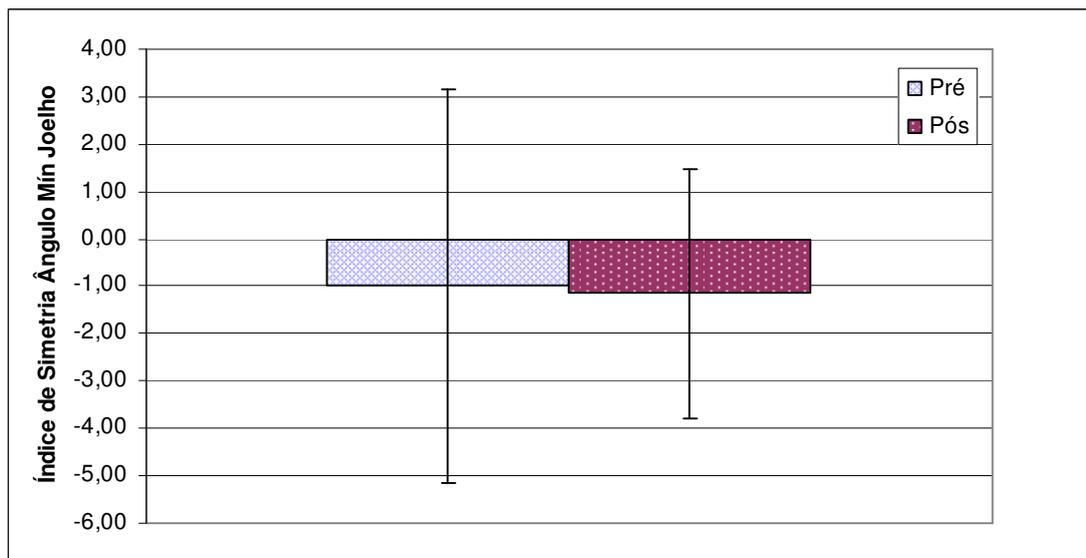


Figura 37 - Índice de Simetria de Ângulo Mínimo de joelho no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISMÍNJK de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

Os valores angulares máximos de quadril, que podem ser chamados de flexão de quadril (Figura 38) e valores angulares mínimos, que podem ser chamados de extensão de quadril (Figura 39) não se apresentaram significativamente diferentes entre os momentos pré e pós-intervenção.

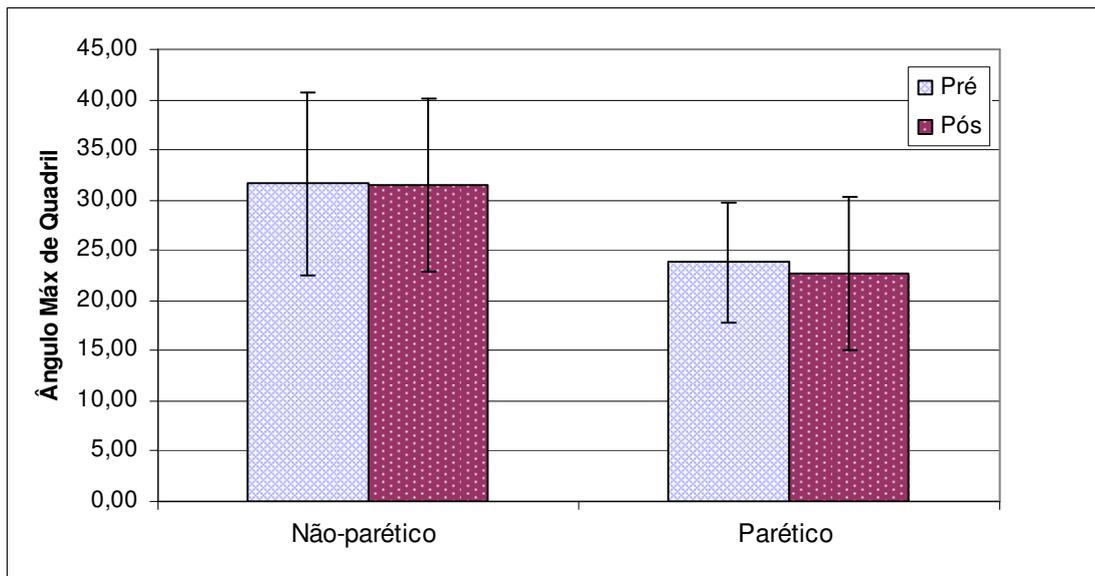


Figura 38 - Ângulos Máximos de Quadril no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

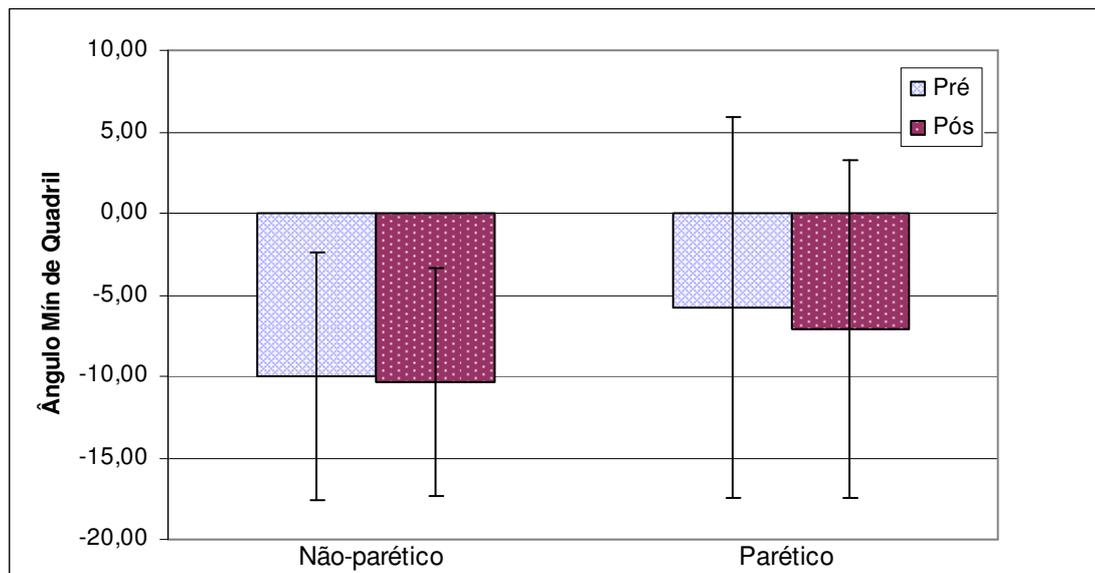


Figura 39 - Ângulos Mínimos de Quadril no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

Os Índices de Simetria do Ângulo Máximo de quadril (Figura 40) e do Ângulo Mínimo de quadril (Figura 41) não se mostraram diferentes nos momentos pré e pós intervenção fisioterapêutica, dentro do nível de significância adotado.

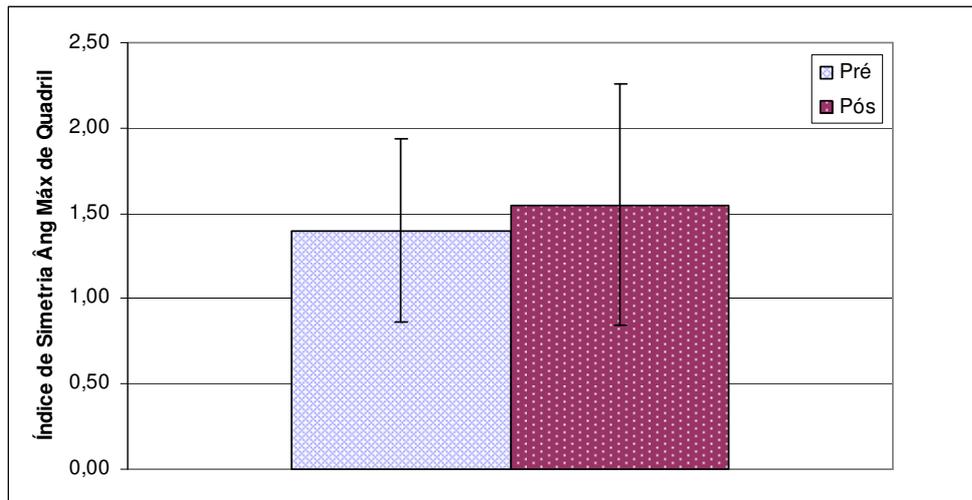


Figura 40 - Índice de Simetria de Ângulo Máximo de Quadril no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISMÁXQ de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

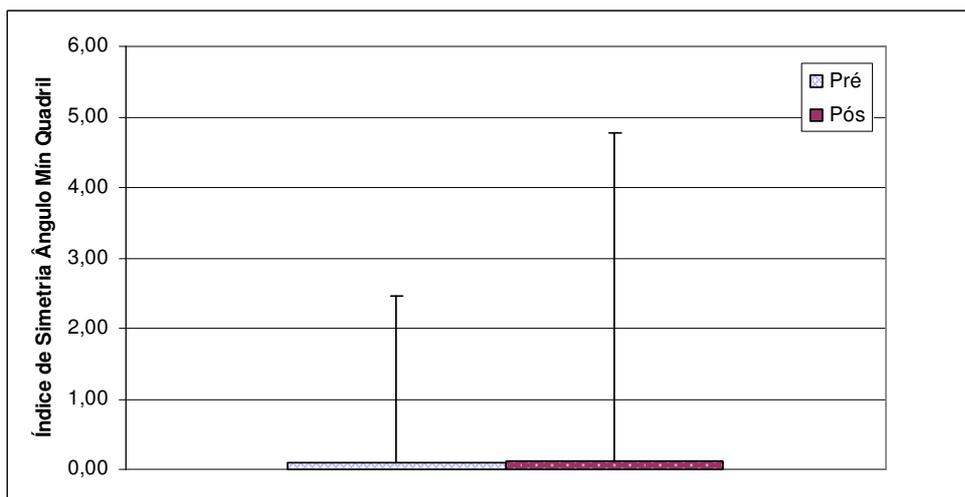


Figura 41 - Índice de Simetria de Ângulo Mínimo de Quadril no hemicorpo não-parético e parético na pré e pós-intervenção fisioterapêutica. Os dados mostrados são as médias de ISMÍNQ de todos os sujeitos analisados, com seus respectivos desvios-padrão.

Fonte: O autor.

Todos os dados angulares de tornozelo, joelho e quadril, estão disponíveis no Apêndice E.

Com a análise estatística, pôde-se notar que houve alteração em algumas variáveis lineares da marcha no hemicorpo não-parético e alterações em algumas variáveis angulares dos hemicorpos parético e não-parético, na comparação entre os momentos pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Os resultados obtidos e descritos serão agora discutidos e relacionados com a literatura.

5 DISCUSSÃO

5.1 AMOSTRA

Participaram desta pesquisa um total de nove voluntários. Tal número também é observado em outras pesquisas que utilizaram técnicas fisioterapêuticas em hemiparéticos, as quais geralmente são realizadas em grupos de 10 a 20 sujeitos, com hemiparesia à direita ou esquerda e presença de homens e mulheres (KAUTZ *et al.*, 2005; HANLON, 1996; BYL *et al.*, 2003; BAYAT; BARBEAU; LAMONTAGNE, 2005; HARRIS-LOVE *et al.*, 2004; GAVIRIA *et al.*, 1996; ISAKOV; BOWKER, 2002). Este número se confirma quando comparado à revisão de Barbeau (2003) com sete estudos, dos quais, seis utilizaram oito a 20 voluntários e somente um utilizou 43 voluntários.

Quanto à relação entre homens e mulheres que aqui foi de 5:4, foi próxima à relação de Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005), de 6:4 e Chen *et al.* (2005) de 3:3. Embora tenha sido diferente de Regnaud *et al.* (2005) com relação de 12:6. Estes índices são semelhantes aos de Fuller (2002), que refere que a população masculina tem uma maior incidência na proporção de 144:100.

Em relação ao tempo de lesão, aqui encontrado em $18,6 \pm 11,4$ meses se aproxima a amostra de Regnaud *et al.* (2005) com $13,6 \pm 56,4$ meses, mas é maior que a maioria dos artigos revistos. Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005), com média de 1,5 meses e Lennon, Ashburn e Baxter (2002), com média de dois meses são exemplos. Chen *et al.* (2005), trabalhou com uma população com tempo de lesão maior, sendo 44 ± 41 meses e Junqueira, Ribeiro e Scianni (2004) trabalharam com tempo de lesão amplo (de um mês a seis anos). De acordo com Whitall (2004), um maior tempo de lesão pode levar a uma resposta diminuída ao tratamento, pois, quanto antes o tratamento for realizado mais fácil será a recuperação.

Quanto às proporções entre lado direito e lado esquerdo com presença de hemiparesias, encontrou-se variação em relação a outros autores. A proporção aqui apresentada revelou que as hemiparesias mais freqüentes foram ao lado direito em 6:3. Tal proporção foi diferente de Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005) com 3:7, Junqueira, Ribeiro e Scianni (2004) com 8:2, Chen *et al.* (2005) numa proporção de 3:3 e Chu *et al.* (2004) com 4:3.

A idade encontrada de 54 ± 6 anos foi próxima às de Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005) 63 ± 19 anos, Regnaud *et al.* (2005), com $46,5 \pm 27,4$ anos, Kautz *et al.* (2005), com $62,6 \pm 6,5$ anos, Chen *et al.* (2005) 60 ± 7 anos e Cunha *et al.* (2002) com 58.9 ± 12.9 . Tais resultados estão dentro da faixa etária de maior prevalência de AVE (FULLER, 2002; GREENBERG; AMINOFF; SIMON, 2005).

Esta pesquisa utilizou apenas uma sessão fisioterapêutica e o grupo controle não foi utilizado neste estudo pela dificuldade em compor dois grupos com número suficiente e características semelhantes. Em sete estudos descritos por Robbins (2006) e Isakov e Bowker (2002) utilizando estimulação elétrica em portadores de hemiparesia, houve uma variação de tempo de tratamento de uma única sessão até quatro meses, sendo que quatro destes sete estudos também não tiveram utilização de grupo controle.

5.2 SOBRE AS METODOLOGIAS DE AVALIAÇÃO

A proposta de avaliação de marcha deve ser feita de uma forma que possibilite um estudo amplo, proporcionando acesso não somente aos especificamente pesquisadores, mas também aos profissionais da saúde que se interessam em utilizar destes recursos para avaliar a evolução de seus pacientes. Sendo assim, tomou-se como critério realizar um estudo metodologicamente acessível.

Para avaliação inicial dos voluntários foram utilizadas escalas de avaliação do estado mental (Mini-mental), a escala de Ashworth para tônus e escala de força de Kendall, McCreary e Provance.

O Mini-Mental foi escolhido porque demonstra a importância da verificação do nível de compreensão dos voluntários, pois, secundariamente às alterações do sistema nervoso central pode-se deparar com situações em que o paciente não consiga entender os comandos do terapeuta, esta forma de avaliação do estado mental dos pacientes com seqüelas de hemiparesia foi encontrado em estudos de Cunha *et al.* (2002), Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005), Miyai (2001) e Luijpen *et al.* (2004).

Além da facilidade de execução, a escala de Ashworth foi escolhida porque é uma escala de tônus foi bastante encontrada na revisão de literatura realizada (HUMMEL; COHEN, 2005; POWELL *et al.*, 1999; LEUNG; MOSELEY, 2002;

FEMERY *et al.*, 2002; KIM; ENGA, 2004; etc).

Quanto à escala de força de Kendall, McCreary e Provance (1995), é uma escala amplamente utilizada em testes de força e, além da utilização desta escala em pesquisas com indivíduos neurológicos, também foi encontrada sua utilização em amputados, indivíduos hígidos em treinamento atlético, entre outros (SOARES *et al.*, 2005; SARTOR *et al.*, 2005; TESIO; LANZI; DETREMBLEUR, 1998; BORTOT; CALONEGO; BONVENT, 2004). Esta escala também demonstra facilidade de compreensão e execução, favorecendo a avaliação fisioterapêutica dos pacientes.

Para pacientes neurológicos que necessitam de atendimento contínuo e estímulos diversificados é de fundamental importância a caracterização dos protocolos que proporcionem ao terapeuta uma avaliação fidedigna dos quadros motores. Dessa forma, pode-se obter um melhor controle dos resultados e das propostas de tratamento. A evolução tecnológica proporciona instrumentos de avaliação cada vez mais diversificados e de melhor qualidade.

Para isso, uma alternativa confiável de avaliação, porém não muito difundida entre os profissionais da saúde por seu alto custo e a complexidade dos modelos biomecânicos é a realização de análise biomecânica baseada em cinemática tridimensional (SADEGHI *et al.*, 2004).

Neste trabalho, a proposta foi de uma metodologia para análise de marcha de voluntários hemiparéticos utilizando a cinemática bidimensional e um modelo biomecânico de quatro segmentos, na qual outros trabalhos se basearam e obtiveram respostas adequadas como é o caso de Araújo (2006), Ribas *et al.* (2007) e Fraga *et al.* (2005) muito embora estes autores tenham utilizado este modelo para análises com indivíduos hígidos.

Ainda na cinemática bidimensional, outros modelos biomecânicos podem ser utilizados, como no caso de Ning *et al.* (2004), que utilizaram um modelo biomecânico de 14 segmentos corporais. Este modelo oferece mais recursos visuais para identificação do movimento, mas torna-se proporcionalmente difícil de compreender.

Esta forma de trabalho com imagens 2D possui vantagens significativas, como o custo reduzido quando comparado à avaliação tridimensional, por necessitar somente duas câmeras e menor espaço para execução da filmagem. Outra vantagem é a maior facilidade para execução da análise e para compreensão do método pelos profissionais da Saúde por utilizar um modelo biomecânico um pouco

mais simples, porém, trazendo informações relevantes.

Para a análise dos hemiparéticos (indivíduos assimétricos em relação aos seus hemicorpos) tomou-se como medida utilizar duas análises. A realização dessa dupla análise bidimensional permitiu analisar simultaneamente dois hemicorpos, possibilitando a análise individual ou sincronizada do lado parético e do lado não-parético das variáveis lineares e angulares determinadas. Também possibilitou a comparação em forma de Índices de Simetria. Sendo assim, deve-se concordar com Higginson *et al.* (2006b), que referem que a análise bidimensional possibilita um número de variáveis satisfatório para a análise da marcha.

Esta mesma forma de análise com dupla cinemática bidimensional não foi encontrada na revisão bibliográfica realizada para esta pesquisa, sugerindo que havia uma necessidade de exploração desta possibilidade para compreensão de seus resultados.

Mesmo assim, esta forma de avaliação ainda não possibilita captar movimentos realizados fora do plano sagital, portanto, os movimentos rotacionais não podem ser mensurados. Movimentos estes, que a análise tridimensional definiria (KIM; ENGA, 2004).

Na avaliação inicial dos voluntários, onde foi realizada avaliação de marcha somente por observação do terapeuta, este procurou padrões de marcha característicos como o movimento de rodar lateralmente o membro inferior, a diminuição de dissociação de cinturas, a rotação lateral de tronco, a hiperextensão de joelhos, o equinismo de tornozelo, comprimento de passo alterado e assimétrico (BUJANDA; NADEAU; BOURBONNAIS, 2004; CHEN *et al.*, 2005; SCHUSTER; SANT; DALBOSCO, 2007) e anotação de outras alterações que chamassem a atenção do terapeuta.

Neste estudo puderam ser verificadas algumas das possibilidades e limitações da cinemática bidimensional quando os dados da avaliação inicial foram comparados com a análise cinemática da marcha e algumas características puderam ser notadas, como a seguir:

A presença de hiperextensão e semiflexão de joelhos foi confirmada com a análise bidimensional. Quanto ao tornozelo, também se confirmou diminuição na amplitude de movimento, principalmente em relação à diminuição da dorsiflexão durante início da fase de apoio.

Higginson *et al.* (2006b) relacionam o pé equino com a hiperextensão de

joelhos. Ele coloca que indivíduos com seqüelas de acidente vascular encefálico muitas vezes tem associada a hiperextensão de joelho durante a fase de apoio, bem como a presença de eqüinismo. Ele observou que o eqüinismo durante a fase inicial de apoio causa um efeito de extensão posterior de joelho, como uma forma de compensação. Da mesma forma, o autor conclui que a hiperextensão de joelho pode favorecer o eqüinismo da marcha e que esta análise deve ser levada em consideração. Neste estudo foi encontrado que a maioria dos voluntários que apresenta hiperextensão também apresenta diminuição de dorsiflexão.

Na avaliação cinemática, o comprimento do passo foi verificado e confirmado como assimétrico na maioria dos voluntários. A rotação de tronco, a diminuição de dissociação de cinturas e o movimento rotatório de membro inferior não foram possíveis de ser visualizadas devido à forma de avaliação bidimensional adotada, a qual não avalia movimentos no plano transversal (Higginson *et al.*, 2006b).

A diminuição da oscilação de membro superior, que em todos os voluntários esteve presente, não pôde ser mensurada pela escolha do modelo de quatro segmentos não definir membro superior isoladamente, o modelo que Ning *et al.* (2004) utilizaram poderia suprir esta carência.

Outras variáveis seriam interessantes para utilização neste estudo. Wolf *et al.* (2005) realizaram um estudo sobre os dados de maior relevância na avaliação cinemática da marcha de pacientes com espasticidade. Destacaram os dados relacionados aos membros inferiores, pois consideram muito complexa a análise de todos os segmentos. Apresentaram então, uma lista de vinte parâmetros mais relevantes quando comparados a uma marcha normal.

Destes, os dez parâmetros mais relevantes foram: a inclinação pélvica durante o passo, a velocidade da marcha, o Amplitude de movimento do joelho durante a fase de balanço, a dorsiflexão de tornozelo durante o passo, velocidade mínima de flexo-extensão de joelho na fase de resposta de carga, média do tempo de manutenção da obliquidade pélvica durante o passo, média da velocidade da dorsiflexão do tornozelo na fase de médio apoio, média da manutenção da dorsiflexão durante o passo, máximo deslocamento anterior do pé durante o passo e mínima velocidade de dorsiflexão durante o passo (WOLF *et al.*, 2005).

Neste estudo, foram possíveis serem avaliadas algumas destas variáveis, as quais foram: o Amplitude de movimento do joelho durante a fase de balanço, que aqui foi chamada de ADM de joelho (muito embora esta ADM tenha sido avaliada

em todo ciclo da marcha), a dorsiflexão de tornozelo durante o passo (aqui chamada de ângulo máximo de tornozelo) e o máximo deslocamento anterior do pé durante o passo (aqui chamado de comprimento do passo, o qual foi medido pelo deslocamento anterior do maléolo lateral). As avaliações de velocidade sugeridas por Wolf *et al.* (2005) também foram realizadas, mas, para a variável da obliquidade pélvica, a metodologia não possibilitou avaliação.

No caso de parâmetros do plano transversal, seriam necessárias análises tridimensionais. Para as análises tridimensionais, descritas por Kim e Enga (2004), Vogt *et al.* (2002) e Sadeghi *et al.* (2004), existe a possibilidade de analisar um maior número de movimentos, mas, em compensação, o espaço necessário, o número de câmeras, a despesa com investimento em um *software* de análise de movimento tridimensional e o maior tempo investido na análise destes parâmetros deixa a cinemetria bidimensional mais atrativa e relacionada à realidade das clínicas de fisioterapia.

5.3 VARIÁVEIS LINEARES DA MARCHA

Para dados lineares optou-se por analisar comprimento de passo e tempo de execução do passo. Utilizou-se, também um índice de simetria que consiste na razão entre os valores obtidos para os lados não-parético e parético.

Esta forma de cálculo de simetria foi proposta inicialmente por Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005) para estudo de marcha em hemiparéticos. Este ainda utilizou outros parâmetros lineares não utilizados nesta pesquisa como cadência, comprimento total do ciclo da marcha, duração total do ciclo, relação de comprimento do ciclo entre hemicorpo parético e não-parético, relação de duração do ciclo entre hemicorpo parético e não-parético (BAYAT; BARBEAU; LAMONTAGNE, 2005).

Quando Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005) fizeram a comparação do comprimento do ciclo de marcha, encontraram um índice de simetria de ciclo da marcha ($1,0 \pm 0,02$) e um índice de simetria de duração do ciclo ($1,1 \pm 0,1$) muito próximo do normal. Como a variável que foi utilizada foi o ciclo e não o passo subentende-se que este índice já deveria ser próximo de um, pois, cada ciclo de marcha é constituído de um passo do lado não-parético e um do lado parético, conseqüentemente, ao se comparar dois ciclos completos a visualização de

assimetrias não seria evidente.

Esta é uma diferença importante entre este trabalho que utilizou o passo, e os de Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005), que usaram como referência o ciclo de marcha.

Considera-se aqui que a utilização de comprimento de passo e não do comprimento do ciclo da marcha é mais apropriada para comparar o lado não-parético com o lado parético (ou seja, para obter o índice de simetria, possibilitando realmente visualizar a assimetria entre hemicorpos).

Conforme figura 19, no pré-atendimento, notou-se um comprimento do passo de 35 ± 11 cm para o lado parético e 28 ± 13 cm para o lado não-parético. Outros autores como Kim e Enga (2004), mostraram um comprimento de passo de 36 ± 15 cm para o lado parético e 35 ± 12 cm para o lado não-parético. Higginson *et al.* (2006a), por sua vez, notaram em seu estudo um comprimento do passo médio de 50 cm (não diferenciando lado parético e não-parético). Dessa forma, os valores obtidos neste trabalho, encontram-se similares aos obtidos tipicamente para comprimento de passo de hemiparéticos, na literatura

O comprimento do passo do membro parético não foi modificado pela intervenção (figura 19). Porém, o comprimento do passo do membro não-parético apresentou um aumento significativo para 31 ± 12 cm, tornando-se, portanto, mais próximo do valor normal que, segundo Hoppenfeld (2004), é de 35-40 cm.

Isto pode ser explicado pelo fato que a terapia serviu principalmente para melhorar a estabilidade do membro inferior hemiparético durante a fase de apoio, possibilitando que a oscilação do membro contralateral (não-parético) fosse aumentada. Esta afirmação pode ser apoiada no estudo de Schuster, Sant e Dalbosco (2007), que também realizaram pesquisa sobre a FES no hemiparético, embora com realização de um número maior de sessões, onde relatam a importância da melhora da fase de apoio do membro parético para aumentar o comprimento do passo não parético.

A variável comprimento do passo não-parético apresentou mudança significativa após a intervenção (passando de 28 ± 13 cm para 31 ± 12 cm) tornando-se mais próximo do valor normal que segundo Hoppenfeld (2004) é de 35-40 cm.

Em relação aos dados pré-intervenção, a assimetria de passos entre lado parético e não-parético encontrada aqui pode ser comparada aos dados de

assimetria no comprimento de passos que foram obtidos em estudo de Balasubramanian *et al.* (2007), em que os passos do lado parético também foram mais longos que os do lado não-parético. Balasubramanian *et al.* (2007) utilizaram o índice de simetria em que se dividem os valores entre um hemicorpo e outro, da mesma forma que foi feito aqui, caracterizando os indivíduos hemiparéticos como assimétricos.

A justificativa de Balasubramanian *et al.* (2007) para que o membro inferior não-parético tenha um menor comprimento de passo em relação ao parético é a capacidade de força propulsora do membro inferior não-parético ser maior que o lado parético. Esta força propulsora é a força que o membro desenvolve durante sua fase de apoio, pois o impulso para a fase de balanço vem do membro contralateral. Bowden *et al.* (2006), compararam a força de propulsão entre o lado parético e não parético e encontraram um déficit na propulsão do lado parético de 84% em AVE's graves, de 64% em AVE's moderados e de 51% em AVE's leves em relação ao lado não parético.

O comprimento do passo do lado não-parético encontrado aqui mostrou aumento significativo após a intervenção. Pode-se então suspeitar que tenha acontecido um aumento da força propulsora do membro inferior parético, muito embora não se possa comprovar isto sem mensurar as forças de reação do solo, como fizeram Bowden *et al.* (2006).

Quanto ao tempo do passo pré-intervenção fisioterapêutica, encontrou-se aqui um valor maior no membro inferior parético que no membro inferior não-parético, corroborando com o estudo de Balasubramanian *et al.* (2007).

Após a intervenção fisioterapêutica, o comprimento de passo do lado parético e o índice de simetria de comprimento do passo não apresentaram alterações significativas. Para tal variável ser mais bem trabalhada, pode-se adaptar o protocolo de intervenção. Como opção de adaptação, pode-se sugerir um protocolo mais voltado para aumento da estabilidade e da força de propulsão do membro inferior não-parético. Tal justificativa está baseada nos estudos de Balasubramanian *et al.* (2007) e Bowden *et al.* (2006), que estudaram sobre as forças de reação ao solo, sobre a relação de assimetria entre o hemicorpo parético e não-parético e suas conseqüências.

Observou-se que a variável tempo de passo não é suficiente para analisar a evolução ou a mudança da qualidade da marcha se não for acompanhada pela

análise da variável velocidade do passo. Isto se conclui porque houve aumento do tamanho de passos do lado não-parético, com isso, se não for verificado se houve manutenção ou aumento da velocidade do passo, o item tempo não pode ser analisado. Tal análise poderá ser feita na continuidade do estudo.

O valor médio da velocidade de marcha pré-intervenção obtido neste estudo (0,4 m/s) concorda com aqueles obtidos por Higginson *et al.* (2006b) para a marcha de hemiparéticos (entre 0,1 m/s e 1,0 m/s). Estes valores estão abaixo daqueles observados para marcha de idosos hígidos que segundo Gérin-Lajoie (2005) é de $1,38 \pm 0,17$ m/s, para idosos de $69,7 \pm 3,2$ anos; segundo Edwards (1999) encontra-se entre 0,96 e 1,68 m/s para indivíduos de 50 a 64 anos, e entre 0,81 e 1,61 m/s para indivíduos de 65 a 80 anos e segundo Barela e Duarte (2005) seria de $1,2 \pm 0,2$ m/s.

Como resultado da intervenção fisioterapêutica realizada neste estudo, houve um aumento significativo na velocidade da marcha para 0,44 m/s. Apesar deste valor ainda estar aquém do obtido para marcha de idosos, este é um resultado encorajador, já que a velocidade da marcha é um parâmetro importante para avaliar a funcionalidade da marcha.

5.4 VARIÁVEIS ANGULARES DA MARCHA

As variáveis angulares estudadas foram ângulos de tornozelo, joelho e quadril durante a marcha, bem como seus Índices de Simetria calculados e justificados da mesma forma que os Índices de Simetria das variáveis lineares.

Neste estudo, pré-intervenção, foram encontradas ADM's de tornozelo parético de $28,84 \pm 7,42$ graus e de tornozelo não-parético de $32,14 \pm 7,4$ graus. ADM's de joelho parético de $39,54 \pm 15,40$ graus, de joelho não-parético de $60,66 \pm 8,66$ graus. ADM's de quadril parético de $29,56 \pm 10,51$ graus, de quadril não-parético de $41,64 \pm 8,38$ graus, que podem ser comparadas ao estudo de Kim e Enga (2004) que encontraram ADM's de tornozelo parético de $17,7 \pm 5,1$ graus, de tornozelo não-parético de $24,6 \pm 8,0$ graus; ADM's de joelho parético de $33,7 \pm 21,3$ graus, de joelho não-parético de $49,8 \pm 8,0$ graus; ADM's de quadril parético de $34,6 \pm 19,1$ graus, de quadril não-parético de $41,1 \pm 8,1$ graus.

Comparando-se os dados de ADM's entre este estudo e o estudo de Kim e Enga (2004), nota-se que as ADM's obtidas por aqueles autores foram menores,

embora os dois estudos concordem no fato de que os valores do lado parético são menores que o não parético. Tal fato pode ser relacionado à população estudada por Kim e Enga (2004), que utilizou uma população com um tempo de lesão superior ($48 \pm 31,2$ meses) quando comparado a este estudo ($18,6 \pm 11,4$ meses).

Dentre os dados angulares aqui obtidos, apenas as angulações de joelhos não-parético e parético sofreram mudanças estatisticamente significativas após intervenção (Figura 26).

Isto gera um conflito de idéias, pois o local de utilização dos eletrodos para eletroestimulação foi o músculo tibial anterior, o qual é um dorsiflexor de tornozelo. No entanto, a ADM de tornozelo não apresentou alterações estatisticamente significantes.

Por outro lado, sabe-se que a presença de encurtamento muscular em região de tríceps sural, funciona como um limitador da dorsiflexão de tornozelo (SCHUSTER; SANT; DALBOSCO, 2007). Os encurtamentos foram verificados durante avaliação inicial dos voluntários sendo detectado encurtamentos musculares em tríceps sural em sete dos nove voluntários (Quadro 9).

O alongamento passivo de tríceps sural realizado na terapia pode ter um efeito imediato, muito embora, não necessariamente permanente (KISNER; COLBY, 2005). Sendo assim, o alongamento realizado neste estudo não obteve resultado positivo, mesmo com os alongamentos associados à eletroestimulação, a diferença pré e pós-intervenção na articulação de tornozelo não foi significativa. Para que os efeitos sejam mais satisfatórios, sugere-se realizar estudo com utilização de alongamentos por um período de tratamento maior, utilizando de várias sessões.

Ao ser realizado o treinamento dos voluntários, o exercício de simulação do passo era feito colocando-se e retirando-se o membro inferior parético sobre um pequeno banco. Neste momento, associado à facilitação proporcionada pela ação de um grupo muscular sinergista (ADLER; BECKERS; BUCK, 1999) que neste caso são os dorsiflexores de tornozelo, o joelho era conduzido a uma maior flexão. Isto justificaria o aumento da amplitude de movimento de joelho após a intervenção.

Outra explicação para o aumento de ADM de joelho parético está no protocolo de cinesioterapia, o qual visava funcionalização do tônus do membro inferior. A hipertonia pode causar limitação dos movimentos articulares (Brown *et al.*, 2002). Com o controle motor entre flexores e extensores de joelho, há a facilitação de movimento do mesmo (REMY-NERRIS *et al.*, 2003, CUNHA *et al.*, 2002; ISAKOV;

BOWKER, 2002).

Uma justificativa para a melhora do ângulo do joelho não-parético ser maior pode estar numa maior capacidade do membro inferior parético de estabilização e propulsão para facilitar o avanço do membro não-parético, aumentando assim o ângulo de joelho não-parético (SCHUSTER; SANT; DALBOSCO, 2007 e BALASUBRAMANIAN *et al.*, 2007).

As variáveis de angulação máxima de joelho (flexão) e mínima de joelho (extensão), máxima de tornozelo (dorsiflexão) e mínima de tornozelo (plantiflexão) e máxima de quadril (flexão) e mínima de quadril (extensão), as quais foram sugeridas por BUZZI *et al.*, 2003, num estudo comparando marcha de jovens e idosos, não foram significativas.

Como a forma de avaliação utilizada serve somente para dados cinemáticos, não é possível estabelecer se a forma de intervenção estimulou uma melhor contração deste músculo, desta forma, o estudo apresenta uma limitação que poderia ser compensada com a execução de eletromiografia associada à cinemetria.

Se a avaliação inicial fosse realizada associando eletromiografia ou avaliação isocinética à cinemetria aqui utilizada, poderiam ser identificadas as contrações musculares através dos ângulos percorridos pelas articulações e assim estabelecer melhores variáveis, bem como seria possível estabelecer metas de tratamento mais próximas às necessidades dos pacientes (HART *et al.*, 2005; ILÍC; VASILJEVIC; POPOVIC, 1994; POPOVIC; KELLER, 2005; VARGHESE *et al.*, 2005).

Após ter executado a metodologia proposta, com os dados colhidos e analisados, observou-se que restaram alguns pontos ou idéias a serem melhor trabalhados, sendo colocados como sugestões de trabalhos futuros.

5.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Além do estudo de Isakov e Bowker, (2002) citado anteriormente, outros autores citaram os efeitos imediatos de outras intervenções fisioterapêuticas.

Neste estudo, a avaliação do tônus muscular utilizando escala de Ashworth serviu apenas como forma de determinar homogeneidade do grupo, pois não foi realizada após a intervenção. Todavia, este dado poderia servir para uma melhor compreensão das alterações ocorridas. Um exemplo disso é o estudo de Brech (2005), que avaliou a espasticidade antes e logo após a Hidroterapia, observou que

a espasticidade em pacientes com lesão medular diminuiu imediatamente após a sessão, possibilitando uma melhor movimentação contra o padrão patológico.

Para trabalho futuro sugere-se que os dados de tônus sejam coletados antes e depois das terapias para ser possível relacionar os dados de tônus e movimentação ativa. Para esta avaliação de tônus pode ser utilizada a Escala Modificada de Ashworth, a qual é mais sensível.

O presente trabalho se limitou a um grupo de nove voluntários. Talvez o acréscimo do número de voluntários neste mesmo trabalho traga mais dados significativos. Também se devem fazer mais investigações para saber se o tipo de atendimento fisioterapêutico foi correto ou insuficiente.

Quanto mais variáveis forem analisadas, mais completa será a análise de marcha e mais facilmente se obtém entendimento das alterações. Poderão ser utilizadas, nesta mesma forma de pesquisa, outras variáveis como as citadas por Wolf *et al.* (2005), como a obtenção da obliquidade pélvica, da velocidade mínima de flexo-extensão de joelho na fase de resposta de carga, média da velocidade da dorsiflexão do tornozelo na fase de médio apoio, máximo deslocamento anterior do pé durante o passo e mínima velocidade de dorsiflexão durante o passo, entre outras. Para isso, outras formas de avaliação se fazem necessárias (análise tridimensional, associação com eletromiografia ou baropodometria), alterando-se a metodologia, a dificuldade e o custo total.

6 CONCLUSÃO

O objetivo geral deste trabalho foi avaliar os efeitos de um único atendimento cinesioterapêutico e eletroterapêutico na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos. Os efeitos positivos da cinesioterapia associada à eletroestimulação com *FES* e aplicada aos voluntários com hemiparesia hipertônica foram mostrados. As alterações no padrão motor permitiram uma marcha com maior velocidade e maiores amplitudes de movimento. Demonstrando que uma única intervenção foi capaz de revelar algumas alterações na qualidade da marcha.

Entre todas as variáveis trabalhadas, apenas o comprimento do passo do membro inferior não-parético, pertencente às variáveis lineares e a amplitude de movimento de joelhos parético e não-parético, pertencentes às variáveis angulares aumentaram significativamente, aproximando-se dos valores da marcha normal. Sendo assim, foi possível avaliar a biomecânica da marcha em hemiparéticos pré e pós-intervenção e examinar os efeitos do tratamento preparatório para deambulação.

Especificamente desejou-se propor uma metodologia de análise cinemática da marcha para pacientes hemiparéticos a fim de possibilitar o acesso a esta avaliação na prática clínica. Esta metodologia de trabalho foi baseada em uma dupla análise bidimensional. Comparativamente à cinemetria tridimensional, obteve-se um custo reduzido e uma facilidade maior de ser compreendida e executada.

Mesmo assim, esta metodologia não deixou de contribuir como recurso de análise de movimento e forneceu uma metodologia de análise de marcha que pode ser utilizada na avaliação de pacientes hemiparéticos. Esta metodologia possibilitou executar outro objetivo específico de determinar os parâmetros cinemáticos da marcha antes e após uma sessão de atendimento. Os parâmetros foram perfeitamente estudados. Todavia, ainda é necessária a combinação de outras formas de avaliação como baropodometria, eletromiografia e baropodometria para compreensão de todas as características dos pacientes e da evolução.

A proposta de um atendimento com associação de cinesioterapia e eletroterapia foi realizada e, a partir dos resultados obtidos, observou-se que há a necessidade alterações nas técnicas de tratamento, bem como do número de sessões realizadas.

REFERÊNCIAS

- ADLER, SS; BECKERS, D; BUCK, M. **PNF. Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva**: um guia ilustrado. São Paulo: Manole, 1999. 257 p.
- AGNE, JE. **Eletrotermoterapia**: Teoria e prática. Santa Maria: Orion, 2004. 215 p.
- ARAÚJO, CC.; MANFFRA, EF; NOHAMA, P. **Trajectoria do centro de massa na marcha humana normal em ambiente aquático**. 2006. 91f. Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006.
- ARMUTLU K, *et al.*. The Effect of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on Spasticity in Multiple Sclerosis Patients. **Neurorehabil Neural Repair**, v.17, p.79–82, 2003.
- BALASUBRAMANIAN, CK; BOWDEN MG; NEPTUNE, RR; KAUTZ, SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, p.43-9, 2007.
- BARELA, AMF; DUARTE, M. Aspectos biomecânicos do andar de adultos e idosos nos ambientes terrestre e aquático. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., 2005, João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.
- BAYAT, R; BARBEAU, H; LAMONTAGNE, A. Speed and temporal distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, 19, p.115–124, 2005.
- BARBEAU, H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. **Neurorehabil Neural Repair**, 17, p.03–11, 2003.
- BERTOLUCCI, PHF; BRUCKI, SMD; CAMPACCI, SR; JULIANO, Y. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, 52, p.1-7, 1994.
- BIOSET, **Manual do aparelho Physiotonus Four**. RIO CLARO-SP.
- BOBATH, B. **Hemiplegia em adultos**: avaliação e tratamento. 3. ed. São Paulo: Manole, 1989. 181 p.
- BOGATAJ, U; GROS, N; KLJAJIC, M; ACIMOVIC, R; MALEZIC, M. The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. **Physical Therapy**, 75, p.490-502, 1995.

BORTOT, TC; CALONEGO, CA; BONVENT, JJ. Contribuição da eletro-estimulação na força e endurance do músculo reto abdominal. In: Congresso latino americano de engenharia biomédica, 3, João Pessoa, 2004. **Anais...** João Pessoa: IFMBE Proc. 2004. 5(1), p.481-483.

BOWDEN, MG; BALASUBRAMANIAN, CK; NEPTUNE, RR; KAUTZ, SA. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. **Stroke**, 37, p.872-876, 2006.

BRASIL. Ministério da Saúde/SVS. **Sistema de Informações de Mortalidade (SIM) e IBGE.** Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?idb2006/c08.def>> Acesso em: 01/05/08.

BRECH, G. Lesão raquimedular: uso de piscina terapêutica para minimizar a espasticidade. **Fisioterapia Brasil**, v 06, n 02, Mar/Abr, 2005.

BREEN PP; O'KEEFFE, DT; CONWAY, R; LYONS, GM. A system for the delivery of programmable, adaptive stimulation intensity envelopes for drop foot correction applications. **Medical Engineering & Physics**, 2005.

BROWN, LA; GAGE, WH; POLYCH, MA; SLEIK, RJ; WINDER, TR. Central set influences on gait Age-dependent effects of postural threat. **Exp Brain Res**, 145, 286–296, 2002.

BRUNIERA, CAV; AMADIO, A. Análise da força de reação do solo para o andar e correr com adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio. In: VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 6, 1993, Brasília. **Anais...** Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1993. p.19-24.

BUJANDA, E; NADEAU, S; BOURBONNAIS, D. Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, Vol. 13, No. 2, p.58-69. March-April, 2004.

BURRIDGE JH, TAYLOR PN, HAGAN SA, WOOD DE, SWAIN ID. The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking: a randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients. **Clinical Rehabilitation**, 11, p.201-10, 1997.

BURRIDGE, J H; MCLELLAN, D L. Relation between abnormal patterns of muscle activation and response to common peroneal nerve stimulation in hemiplegia. **Journal of Neurology Neurosurgery Psychiatry**, 69, p.353–361, 2000.

BUZZI, UH; STERGIOU, N; KURZ, MJ; HAGEMAN, PA; HEIDEL, J. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. **Clinical Biomechanics**, 18, p.435–443, 2003.

BYL NRJ; MOHAMED, O; HANNY, M; KOTLER, J; SMITH, A; TANG, M; ABRAMS, G. Effectiveness of sensory and motor rehabilitation of the upper limb following the principles of neuroplasticity: patients stable poststroke. **Neurorehabilitation Neural Repair**, 17, p.176-191, 2003.

CACHO, EWA; MELO, FRLV; OLIVEIRA, R. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico Fugl Meyer. **Revista neurociências**. v. 12, n. 2, 2004.

CARVALHO, FN; FONSECA, APC. Avaliação da marcha de pacientes hemiparéticos em tratamento com órtese elétrica funcional. **Medicina de Reabilitação**, v. 56, p.5-10, 2001.

CARVALHO, LC; MARINHO, LF; FERREIRA, JJA; GUEDES, DT. Eletromiograma superficial na avaliação da função muscular de pacientes hemiparéticos sob tratamento fisioterapêutico. **Sociedad Cubana de Bioingeniería**, artículo 00122; 950-7132-57-5, 2001.

CHEN, G; PATTEN, C; KOTHARI, D; ZAJAC, F. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait Posture**, v. 22, p.51–56, 2005.

CHU KS; DAWSON, JJ; HARRIS, AS; OZKAPLAN, JE; GYLFADO, A. Water-based exercise for cardiovascular fitness in people with chronic stroke: a randomized controlled trial. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, 870-874, 2004.

COHEN, HS. **Neurociência para fisioterapeutas**: incluindo correlações clínicas. 2 ed. São Paulo: Manole, 2001. 494 p.

CONCEIÇÃO, A. Alongamento muscular: Uma versão atualizada. **Lato e Sensu**, Belém, v.5, n.1, p. 136-141, Jun.2004.

CUNHA, IT; LIM, PA; QURESHY, H; HENSON, H; MONGA, T; PROTAS, EJ. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p.1258-1265, 2002.

DAMIANO, DL *et al.*. What does the Ashworth scale really measure and are instrumented measures more valid and precise? **Developmental Medicine & Child Neurology**, v.44, p.112-118, 2002.

DAVIES, PM. **Exatamente no centro**: atividade seletiva do tronco no tratamento de hemiplegia no adulto. São Paulo: Manole, 1996a. 284 p.

_____. **Passos a seguir**: um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto. São Paulo: Manole, 1996b. 314 p.

DELISA, J; GANS, B; GANS, M. **Tratado de Medicina de reabilitação**. 3ª ed, vol 2, São Paulo: Manole, 2002.

DETREMBLEUR, C. VANMARSENILLE, J; CUYPER, F; DIERICK, F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. **Gait posture**, 2004.

DIAS, RA; BORGES, SA; OLIVEIRA, CR. O uso da eletroestimulação funcional no membro superior do paciente hemiplégico. **Fisioterapia em Movimento**, vol.10 n° 1,1997.

DINIZ L; ABRANCHES MHS. Neuroplasticidade na Terapia de Restrição e Indução do Movimento em Pacientes com Acidente Vascular Encefálico. **Med Reabil**, vol.22, n. 3, p.53-55, 2003.

EDWARDS, S. **Fisioterapia Neurológica**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1999. 224p.

FEMERY, V. *et al.*. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: changes to adaptative gait patterns in accordance with deficiency. **Clinical Biomechanics**, 17, p.406–413, 2002.

FOLSTEIN, MF; FOLSTEIN, SE; MCHUGH, PR. Mini Mental State: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**, 12, p.189-98, 1975. Disponível em:
<http://www.clinicadememoria.com/docs/Mini%20Mental%20State%20Examination.pdf>
f. Acesso em 15 mar 2007.

FRAGA, CHW *et al.*. Proposta metodológica para verificar a influência do ciclismo nos aspectos cinemáticos na corrida do triathlon. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11, 2005. João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.

FULLER, G. **Neurologia**: Um texto ilustrado em cores. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.126p.

GABRIELI, APT *et al.* Análise laboratorial de marcha na mielomeningocele de nível lombar baixo e instabilidade unilateral do quadril. **Acta Ortop Bras**, v.12, n.2, abr/jun 2004.

GAGE, J. R. **Gait analysis in cerebral palsy**. London: March Keith Press, 1991.

GANDHI, M. **Se eu pudesse**. Disponível em:
<http://anamariabraga.globo.com/mensagens.asp?id1=188&cat1=50007>. Acesso em 1 maio 2008.

GAVIRIA, M; D'ANGELIB, P; CHAVETA, CJ; PELISSIERB, E. PERUCHONA, P. Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach. **Gait & Posture**, 4, p.297-305, 1996.

GÉRIN-LAJOIE, M; RICHARDS, CL; MCFADYEN, BJ. The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts: A comparison between older and younger adults, **Gait & Posture**, p.2180-2186, 2005.

GLANZ, M, *et al.*. Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. **Arch Phys Med Rehabilitation**: 77, p.549-53, 1996.

GRANAT, M; MAXWELL, DJ; FERGUSON, AC; LEES, KR; BARBENEL, JC. Peroneal stimulator: evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. **Arch Phys Med Rehabilitation**, 77, p.19-24, 1996.

GRANAT, M; MAXWELL, DJ; Bosch, CJ; Ferguson, ACB; LEES, KR; BARBENEL, JC. A body-worn gait analysis system for evaluating hemiplegic gait. **Med. Eng Phys**, Vol.17, No.5, p. 390-394, 1995.

GREENBERG, DA; AMINOFF, M; SIMON, RP. **Neurologia Clínica**. 5 ed. Porto Alegre: Artmed, 2005. 378p.

GREGO NETO, Anselmo; Manffra, EF. **Efeito agudo do alongamento estático dos ísqiotibiais no desempenho isocinético dos músculos flexores e extensores do joelho**. 2007. 99f. Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2007.

GREVE, JMD; AMATUZZI, MM. **Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia**. São Paulo: Roca, 1999. 444 p.

HADDAD, JM *et al.*. Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. **Gait & Posture**. p.2136-2142, 2005.

HANLON, RE. Motor Learning Following Unilateral Stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, Vol.77, p.811-815, August 1996.

HARRIS-LOVE, ML; MACKO, FR; WHITALL, J; FORRESTER, LW. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. **Neurorehabil Neural Repair**. 18, p.154–160, 2004.

HART, DJ *et al.*. A microcontroller system for investigating the catch effect: Functional electrical stimulation of the common peroneal nerve. **Medical Engineering & Physics**, 2005.

HAYWOOD, KM; GETCHELL, N. **Desenvolvimento motor ao longo da vida**. Porto Alegre: Editora Artmed, 2004. 344p.

HIGGINSON, JS; ZAJAC, FE; NEPTUNE, RR; KAUTZ, SA; BURGAR, CG; DELP, SL. Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. **Gait posture**, vol.23, n.1, p.32-6, JAN 2006b.

HIGGINSON, JS; ZAJAC, FE.; NEPTUNE, RR.; KAUTZ, SA.; DELP SL. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. **Journal of Biomechanics**, vol.39, p.1769–1777, 2006a.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: Coluna e Extremidades**. São Paulo: Editora Atheneu, 2004.

HUMMEL, F; COHEN, LG. IMPROVEMENT of motor function with noninvasive cortical stimulation in a patient with chronic stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, vol.19, n.1, p.14-19, 2005.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Doenças crônicas atingem quase um terço da população brasileira. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=370&id_pagina=1> Acesso em 2 maio 2008.

ILÍC, M; VASILJEVIC, D; POPOVIC, DB. A Programmable Electronic Stimulator for FES Systems. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, vol. 2, n. 4, Dec 1994.

ISAKOV, E; BOWKER, P. Influence of a single FES treatment on hemiparetic legs. **Physiotherapy**, vol, 88, p.269-272, 2002.

JUNQUEIRA, RT; RIBEIRO, AMB; SCIANNI, AA. Efeitos do fortalecimento muscular e sua relação com a atividade funcional e a espasticidade em indivíduos hemiparéticos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, vol.8, n.3, p.247-252, 2004.

KAKIHARA, C. Avaliação do grau de funcionalidade de pacientes que sofreram acidente vascular encefálico antes e após intervenção fisioterapêutica no solo e na hidroterapia. **Fisioterapia Brasil**, v 06, n 05, Set/Out 2005.

KAUTZ, SA; DUNCAN, PW; PERERA, S; NEPTUNE, RR; STUDENSKI, SA. Coordination of hemiparetic locomotion after stroke rehabilitation. **Neurorehabil Neural Repair**, Vol.19, p.250–258, 2005.

KENDALL, FP; MCCREARY, EK; PROVANCE, PG. **Músculos: provas e funções com postura e dor.** São Paulo: Manole, 1995. 453 p.

KIM, CM; ENGA, JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. **Gait and Posture**, vol.20, p.140–146, 2004.

KISNER, C; COLBY, L. **Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas.** 4ª edição, Barueri, Editora Manole, 2005. 746 p.

KLUDING PM; SANTOS M. Effects of ankle joint mobilizations in adults poststroke: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabilitation**, 89, p.449-456, 2008.

KOTTINK, Al *et al.*. The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review. **Artif Organs**, vol.28, p.577-586, 2004.

LEHMANN, JF; LATEUR, BJ; **Análise da Marcha: Diagnóstico e Tratamento.** In: KOTTKE, FJ; LEHMANN, JF. Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen. 4. ed. São Paulo: Manole, p.107-123. 1994.

LENNON, S; ASHBURN, A; BAXTER, D. Gait outcome in acute stroke patients following physiotherapy based on Bobath concepts. In: 3rd World Congress in Neurological Rehabilitation, Venice. v.43, 2002.

LEUNG, J; MOSELEY, A. Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia: Systematic literature review. **Physiotherapy**, vol.89, n.1, p.39-55, 2002.

LIANZA, S. **Estimulação elétrica funcional-FES e reabilitação**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2002. 84 p.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 3ª ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. 452 p.

LINDQUIST, ARR; PRADO, CL; SALVINI, TF; MATTIOLI, R; BARROS, RML. **Treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso associado à eletroestimulação funcional pós AVC**. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11, 2005. João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

LUIJPEN, MW; SWAAB, DF; SERGEANT, JA; SCHERDER, EJA. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on selfefficacy and mood in elderly with mild cognitive impairment. **Neurorehabil Neural Repair**, vol.18, p.166–175, 2004.

MANFIO, EF; MUNIZ, AM; RABELLO BV. Relação entre equilíbrio estático e a força de reação do solo. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11, 2005. João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.

MARTINS, FLM; GUIMARÃES, LHCT; VITORINO, DFM; SOUZA, LCF. Eficácia da eletroestimulação funcional na amplitude de movimento de dorsiflexão de hemiparéticos. **Revista Neurociências**, vol.12, n.2, 2004.

MELO, SIL *et al.*. Análise dinâmica da marcha de praticantes de caminhada adultos em diferentes velocidades. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 8, 1999. Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999, p 625-630.

MIYAI, I; SUZUKI, T.; MIKAMI, A; KUBOTA, K.; VOLPE, BT. Patients with capsular infarct and wallerian degeneration show persistent regional premotor cortex activation on functional magnetic resonance imaging. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, vol.10, n.5, p.210-216, Sep-Oct 2001.

MORAES, R; MAUERBERG, E. Andar para frente e andar para trás em indivíduos idosos. **Rev. Paul. Educ. Fís**, São Paulo, vol.15, n.2, p.169-85, jul/dez 2001.

MORASSO, PG; SCHIEPPATI, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? **J. Neurophysiol.** v.83, p.1622–1626, 1999.

MOCHIZUKI, L *et al.* Efeito da instabilidade durante a fase de apoio na marcha. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11, 2005. João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.

NADEAU, S.; GRAVEL, D; ARSENAULT, AB; BOURBONNAIS, D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. **Clinical Biomechanics**, vol.14, p.125-135, 1999.

NING, H. *et al.* Kinematics-based tracking of human walking in monocular video sequences. **Image and Vision Computing**, vol,22, p.429–441, 2004.

NUNES, LCBG; QUEVEDO, AAF. **Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos.** UNICAMP, Tese de Mestrado, 2004.

O'SULLIVAN, S; SCHMITZ,TJ. **Fisioterapia:** avaliação e tratamento. 4^aed. São Paulo: Manole, 2004.

PERRY, J. Determinants of muscle function in the Spastic Lower extremity. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, vol. 288, p.10-25, Mar 1993.

PERRY, J. Ed. **Análise de Marcha:** Marcha Normal. São Paulo: Manole, 2004.

POPOVIC, MR; KELLER, T. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. **Medical Engineering & Physics**, vol.27, p.81–92, 2005.

POWELL, JL; PANDYAN, AD; GRANAT, M; CAMERON, M; STOTT DJ. Electrical Stimulation of Wrist Extensors in Poststroke Hemiplegia. **Stroke**, vol.30, p.1384-1389, 1999.

QUERVAIN, IAK *et al.* Gait Pattern in the Early Recovery Period after Stroke. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, vol.78-A, n.10, Oct 1996.

REGNAUX, JP; DAVID, D; DANIEL, O; BEN, SD; COMBEAUD, M; BUSSEL, B. Evidence for Cognitive Processes Involved in the Control of Steady State of Walking in Healthy Subjects and after Cerebral Damage. **Neurorehabil Neural Repair**, vol.19, p.125–132, 2005.

REMY-NERIS, O; TIFFREAU, V; BOUILLAND, S; BUSSEL, B. Intrathecal baclofen in subjects with spastic hemiplegia: assessment of the antispastic effect during gait. **Arch Phys Med Rehabil**, vol.84, p.643-50, 2003.

RIBAS, DIR; ISRAEL, VL; MANFFRA, EF; ARAÚJO, CC; Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.13, n.6, p. 1-5, 2007.

ROBBINS, SM *et al.*. The Therapeutic Effect of Functional and Transcutaneous Electric Stimulation on Improving Gait Speed in Stroke Patients: A Meta-Analysis. **Arch Phys Med Rehabilitation**, vol.87, p.853-859, Jun 2006.

ROSE, J; GAMBLE, JG. **Marcha humana**. 2ed. São Paulo: Premier, 1998. 280 p.

ROWLAND, LP; MERRITT, HH. **Merritt**: tratado de neurologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 887 p.

SAAD, M; BATTISTELLA, LR; MASIERO, D. Técnicas de Análise de Marcha. **Acta Fisiátrica**, vol.3, n.2, p. 23-26, 1996.

SADEGHI, H; PRINCE, F; ZABJEK, KF; LABELLE, H. Simultaneous, bilateral, and three-dimensional gait analysis of elderly people without impairments. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, vol.83, p.112-123, 2004.

SALGADO, ASI. **Eletrofisioterapia**: manual clínico. Londrina: Midiograf, 1999. 201 p.

SANDE, LAP *et al.*. Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular sobre o stiffness do membro hipertônico. **Fisioterapia Brasil**, vol 8, n.1 p.69-73, JAN/FEV 2007.

SANTANA, J. Eletroestimulação funcional no controle da espasticidade em paciente hemiplégico. **Hispeci e Lema**, Bebedouro, v.8, 2004/2005.

SARTOR, CD; GOMES, AA; JOÃO, SMA; BERNIK, MMS; CRONFLI, RT; SACCO, ICN. Feet anthropometry, skeletal and sensorial functions of diabetic neuropathic patients of university hospital. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11, 2005. João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.

SCHUSTER, RC; SANT, CR; DALBOSCO, V. Efeitos da estimulação elétrica funcional (FES) sobre o padrão de marcha de um paciente hemiparético. **Acta Fisiátrica**, vol.14, n.2, p.82-86, 2007.

SHEEAN, G. The pathophysiology of spasticity. **European Journal of Neurology**, 9, Suppl. 1, p.3-9, 2002.

SOARES, AV. A combinação da facilitação neuromuscular proprioceptiva com o "biofeedback" eletromiográfico na recuperação do pé caído e na marcha do paciente com acidente vascular cerebral. **Revista Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, vol.16, n.2, p.61-72, abr/jun 2003.

SOARES, F; CORRÊA, FI.; FILONI, E; ARAÚJO, MA; PERES, JA; FERNANDES, AO; CORRÊA, JCF. Comportamento das forças de reação ao solo na marcha em condições de instabilidade patelofemoral. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11, 2005. João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas.

SUTHERLAND, DH; KAUFMAN, KR; MOITZA, JR. kinematics of normal human walking. In: Rose, J.; Gamble, JG. **Human walking**. 2ed. Baltimore, Williams & Wilkins, p.23-44, 1994.

TECKLIN, JS. **Fisioterapia Pediátrica**. 3ed. Porto Alegre: ARTMED, 2002.

TEIXEIRA-SALMELA, LF; AUGUSTO, ACC; SILVA, PC; LIMA, RCM; GOULART, F. Musculação e condicionamento aeróbio em hemiplégicos: impacto no desempenho motor. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, vol.7, n.3, p.209-215, 2003.

TEIXEIRA-SALMELA, LF; OLIVEIRA, ESG; SANTANA, EGS; RESENDE, GP. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátrica**, vol.7, n.3, p.108-118, 2000.

TESIO, L; LANZI, D; DETREMBLEUR, C. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. **Clinical Biomechanics**, vol.13, n. 2, p.83-90, 1998.

UMPHRED, DA. **Reabilitação neurológica**. 4ªed São Paulo: Manole, 2004.

VARGHESE, B; KIRAN, BG; GEORGE, S; JOSEPH, PK. Low cost general-purpose microcontroller based multi-channel neuromuscular stimulator. **ITBM-RBM**, vol,26, p.291–295, 2005.

VAUGHAN, CL; DAVIS, BL; O'CONNOR, JC: **Dynamics of Human Gait**. 2ªed. Human Kinetics Publisher, USA, 1999.

VAZATTA, L; MELLO, RG; ARAÚJO, CC; MANFFRA, EF. *Software* para análise cinemática da marcha humana em ambiente terrestre e aquático. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 20, 2006. São Pedro. **Anais...** São Pedro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, 2006, p.1009-1012.

VERONEZI, AMG; BACHIEGA, GL; AUGUSTO, VS, CARVALHO, AC. Avaliação da performance da marcha de pacientes hemiplégicos do projeto hemiplegia. **Revista Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, n.1, p.31-38, JAN/FEV, 2004.

VISINTIN, M; BARBEAU, H; KORNER-BITENSKY, N; MAYO, NE. A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill Stimulation. **Stroke**, vol.29, p.1122-1128, 1998.

VOGT, L *et al.*. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. **Clinical Biomechanics**, vol.17, p.162–165, 2002.

WHITALL, J; CALDWELL, GE. Coordination of symmetrical and asymmetrical human gait. **J Motor Behav**, vol.24, p.339–53, 1992.

WHITALL, J. Stroke rehabilitation research: time to answer more specific questions? **Neurorehabil Neural Repair**, vol.18, p.3-8, 2004.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3 ed. New York: A Wiley Interscience Publication JohnWiley & Sons, 2005. 325p.

WOLF, S *et al.*. Automated feature assessment in instrumented gait analysis. **Gait posture**, p.1-8, 2005.

ZÜGE, RW; MANFFRA, EF. Utilização da cinemetria bidimensional para avaliação da marcha de indivíduos com hemiplegia secundária à AVC. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria, Jornal Oficial da Academia Brasileira de Neurologia**, v.65, Suplemento 2, Out, São Paulo, 2007.

ANEXOS

ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DA PUCPR (SOB REGISTRO CEP N.1544)



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria Acadêmica e de Pesquisa
Diretoria de Pesquisa e Programas Stricto Sensu

Curitiba, 15 de fevereiro de 2007.

Of. 005/07/CEP-PUCPR

Ref. **"Importância da preparação para o treino de marcha de indivíduos hemiplégicos"**

Prezado (a) Pesquisador (es),

Venho por meio deste informar a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, no **dia 14 de fevereiro** do corrente ano aprovou o Projeto Intitulado **"Importância da preparação para o treino de marcha de indivíduos hemiplégicos"**, pertencente ao Grupo III, sob o registro no **CEP n° 1544**, e será encaminhado a CONEP para o devido cadastro. Lembro ao senhor (a) pesquisador (a) que é obrigatório encaminhar relatório anual parcial e relatório final a este CEP.

Atenciosamente,


Prof. Sergio Surugi de Siqueira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa - PUCPR



Ilmo Sr
Richard Wagner Zuge

ANEXO B - MINI MENTAL STATE EXAMINATION-MMSE

Fonte: Folstein; Folstein; Mchugh, 1975.

1. Orientação (1 ponto por cada resposta correta)

Em que ano estamos? _____
 Em que mês estamos? _____
 Em que dia do mês estamos? _____
 Em que dia da semana estamos? _____
 Em que estação do ano estamos? _____

Nota: _____

Em que país estamos? _____
 Em que distrito vive? _____
 Em que terra vive? _____
 Em que casa estamos? _____
 Em que andar estamos? _____

Nota: _____

2. Retenção (contar 1 ponto por cada palavra corretamente repetida)

"Vou dizer três palavras; queria que as repetisse, mas só depois de eu as dizer todas; procure ficar a sabê-las de cor".

Pêra _____
 Gato _____
 Bola _____

Nota: _____

3. Atenção e Cálculo (1 ponto por cada resposta correta. Se der uma errada mas depois continuar a subtrair bem, consideram-se as seguintes como corretas. Parar ao fim de 5 respostas)

"Agora peço-lhe que me diga quantos são 30 menos 3 e depois ao número encontrado volta a tirar 3 e repete assim até eu lhe dizer para parar".

27_ 24_ 21_ 18_ 15_

Nota: _____

4. Evocação (1 ponto por cada resposta correta.)

"Veja se consegue dizer as três palavras que pedi há pouco para decorar".

Pêra _____
 Gato _____
 Bola _____

Nota: _____

5. Linguagem (1 ponto por cada resposta correta)

a. "Como se chama isto? Mostrar os objeto:

Relógio _____
 Lápis _____

Nota: _____

b. "Repita a frase que eu vou dizer: O RATO ROEU A ROLHA"

Nota: _____

c. "Quando eu lhe der esta folha de papel, pegue nela com a mão direita, dobre-a ao meio e ponha sobre a mesa"; dar a folha segurando com as duas mãos.

Pega com a mão direita _____
 Dobra ao meio _____
 Coloca onde deve _____

Nota: _____

d. "Leia o que está neste cartão e faça o que lá diz". Mostrar um cartão com a frase bem legível, "FECHE OS OLHOS"; sendo analfabeto lê-se a frase.

Fechou os olhos _____

Nota: _____

e. "Escreva uma frase inteira aqui". Deve ter sujeito e verbo e fazer sentido; os erros gramaticais não prejudicam a pontuação.

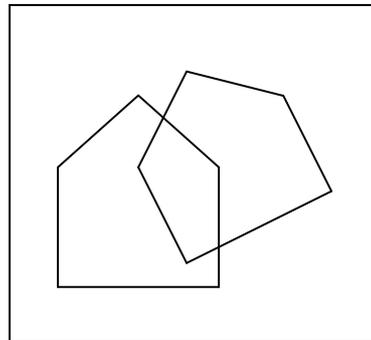
Frase: _____

Nota: _____

6. Habilidade Construtiva (1 ponto pela cópia correta.)

Deve copiar um desenho. Dois pentágonos parcialmente sobrepostos; cada um deve ficar com 5 lados, dois dos quais intersectados. Não valorizar tremor ou rotação.'

Nota: _____



Cópia:



TOTAL (Máximo 30 pontos): _____

Considera-se com defeito cognitivo:

- Analfabetos: igual ou menor a 15 pontos
- 01 a 11 anos de escolaridade: igual ou menor a 22
- Com escolaridade superior a 11 anos: igual ou menor que 27

ANEXO C - ESCALA DE ASHWORTH ORIGINAL

GRADUAÇÃO	DESCRIÇÃO
0	Não há aumento no tônus
1	Leve aumento no tônus, ocorrendo uma resistência inicial quando o membro é movido em extensão ou flexão
2	Aumento de tônus mais marcante, mas o membro é movido facilmente
3	Considerável aumento do tônus, tornando o movimento passivo difícil
4	Membro rígido em flexão ou extensão

Quadro: Escala de Ashworth Original.

Fonte: Damiano et al., 2002.

ANEXO D - ESCALA DE FORÇA DE KENDALL; MCCREARY; PROVANCE

ESCORE NUMÉRICO	CONDIÇÃO MUSCULAR
0	Ausência de contração.
1	Há uma leve contração, porém incapaz de produzir movimento (contração visível ou palpável).
2	Há movimento somente na ausência da gravidade.
3	Consegue realizar movimento vencendo a gravidade.
4	Consegue realizar movimento vencendo a gravidade e também uma resistência leve.
5	Consegue realizar movimento superando uma resistência maior.

Quadro: Escala de Força.
Fonte: Kendall; McCreary; Provance, 1995.

APÊNDICES

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
MESTRADO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

EU _____, **RG N°** _____, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado: **Efeitos de uma intervenção cinesioterapêutica e eletroterapêutica na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos**, cujo objetivo é examinar os efeitos de um protocolo de tratamento preparatório para deambulação, visando melhorar a qualidade do treino de marcha.

Sei que para o avanço da pesquisa a participação de voluntários é de fundamental importância. Caso aceite participar desta pesquisa eu participarei de filmagem para avaliação da marcha antes e depois de realizar uma seqüência de exercícios fisioterapêuticos.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome, ou qualquer outro dado confidencial, será mantido em sigilo. A elaboração final dos dados será feita de maneira codificada, respeitando o imperativo ético da confidencialidade.

Estou ciente de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, nem sofrer qualquer dano.

O pesquisador envolvido com o referido projeto é: **Richard Wagner Züge**, com quem poderei manter contacto pelo telefone: **(42) 8812 9941**.

Estão garantidas todas as informações que eu queira saber antes, durante e depois do estudo.

Li, portanto, este termo, fui orientado quanto ao teor da pesquisa acima mencionada e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. Concordo, voluntariamente em participar desta pesquisa, sabendo que não receberei nem pagarei nenhum valor econômico por minha participação.

Assinatura do sujeito de pesquisa

Assinatura do pesquisador

Curitiba, _____ de _____ de 200__.

APÊNDICE B - FICHA DE AVALIAÇÃO

AVALIAÇÃO
Data: / /

Nome _____

Sexo: _____ Data de nasc: _____ Idade: _____

Diagnóstico Clínico:

Data Início da Doença: _____

Diagnóstico Cinético-Funcional:

DEFICIÊNCIAS ASSOCIADAS:

() Déficit Visual: _____

() Déficit Auditivo: _____

() Déficit Mental: _____

() Dist. Comportamento: _____

() Déficit Linguagem/Deglutição: _____

() Outros _____

SENSIBILIDADE:

MARCHA:

EQUILÍBRIO:

AUXÍLIO/ADAPTAÇÕES /ÓRTESES:

ENCURTAMENTOS MUSCULARES:

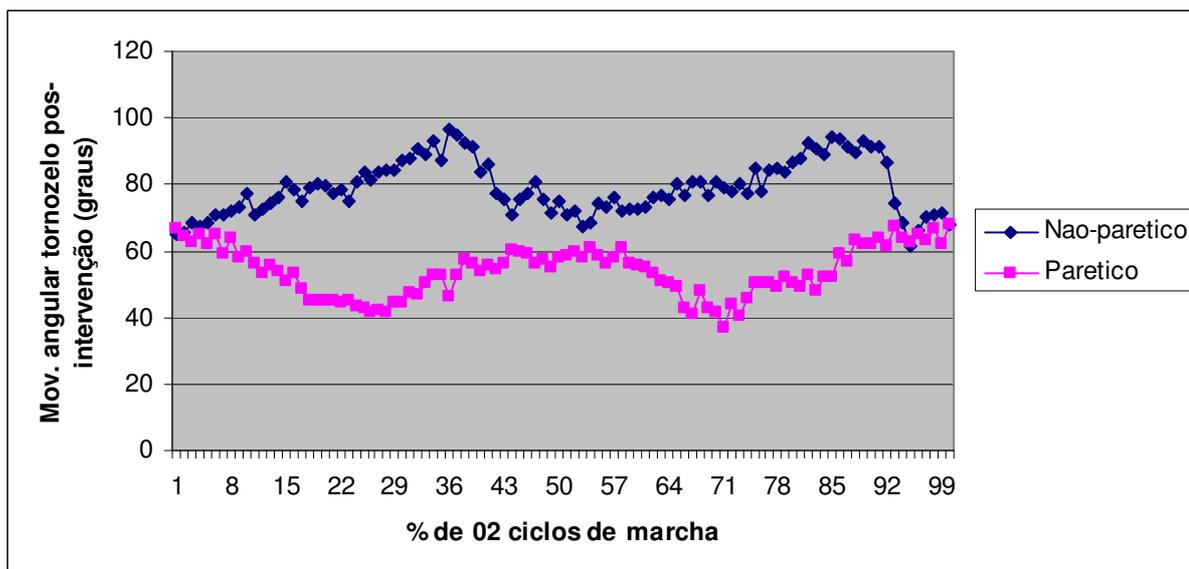
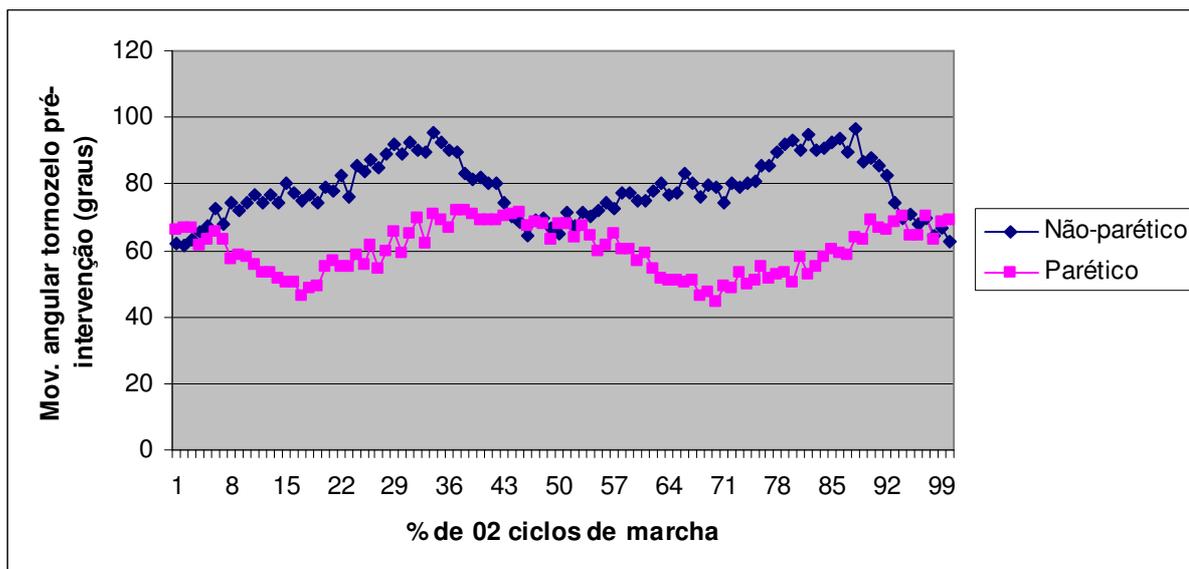
FORÇA MUSCULAR:

TÔNUS MUSCULAR:

APÊNDICE C – DADOS DOS VOLUNTÁRIOS

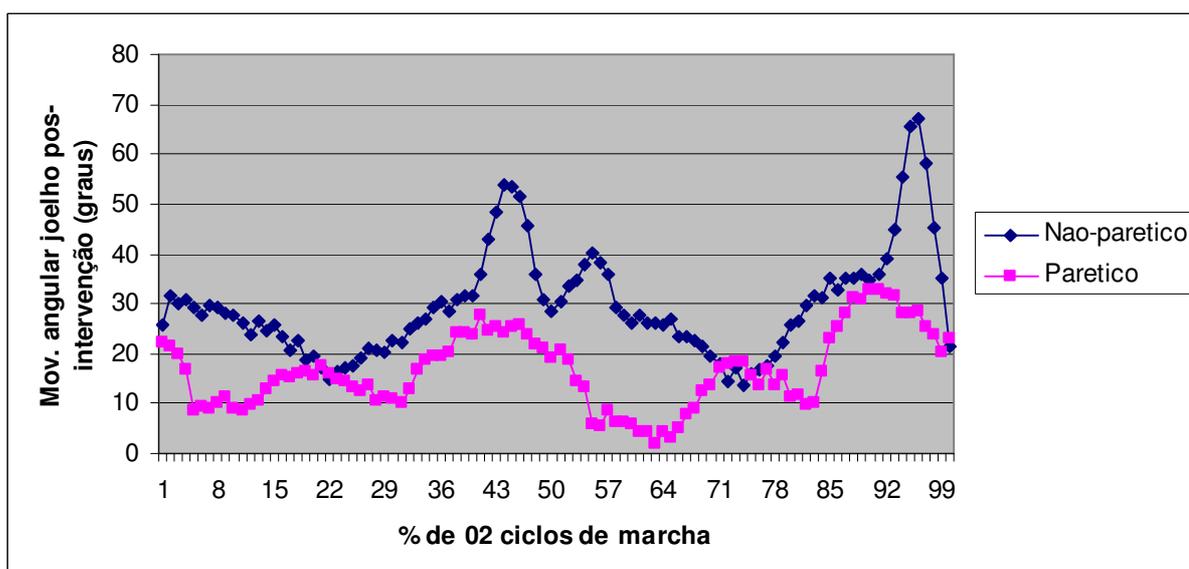
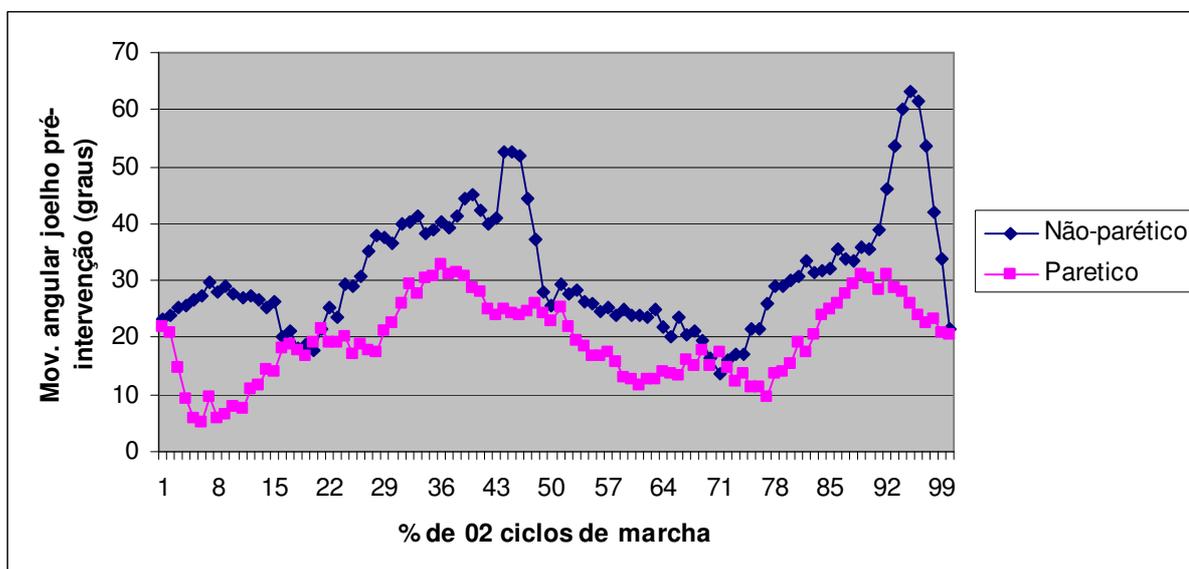
TRAJETÓRIAS ARTICULARES DURANTE A MARCHA PRÉ-INTERVENÇÃO E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

Voluntário 1 Ângulos de tornozelo



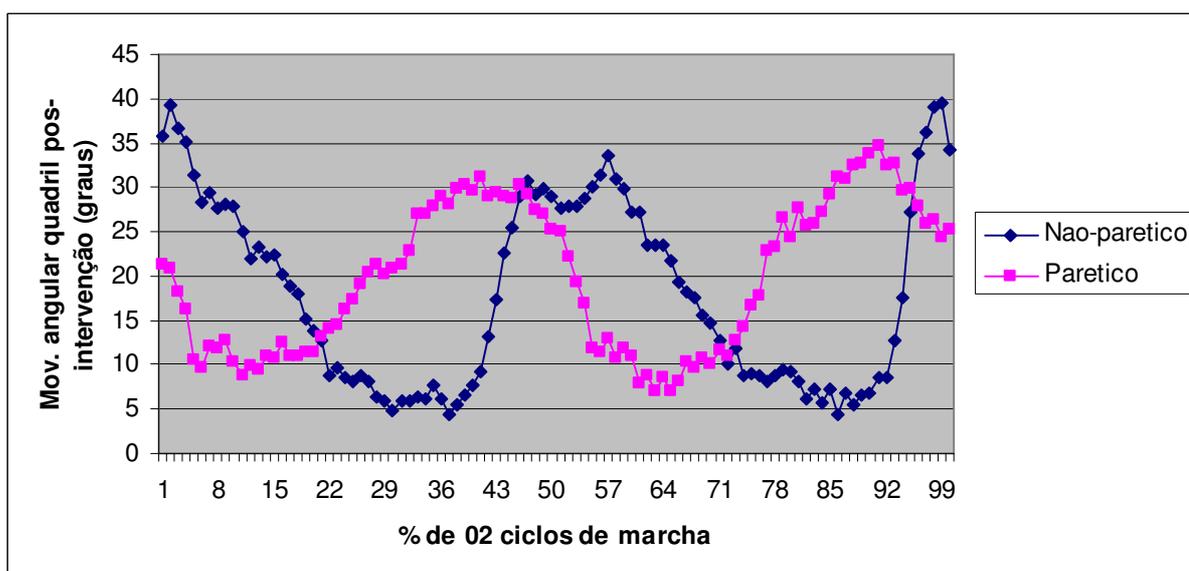
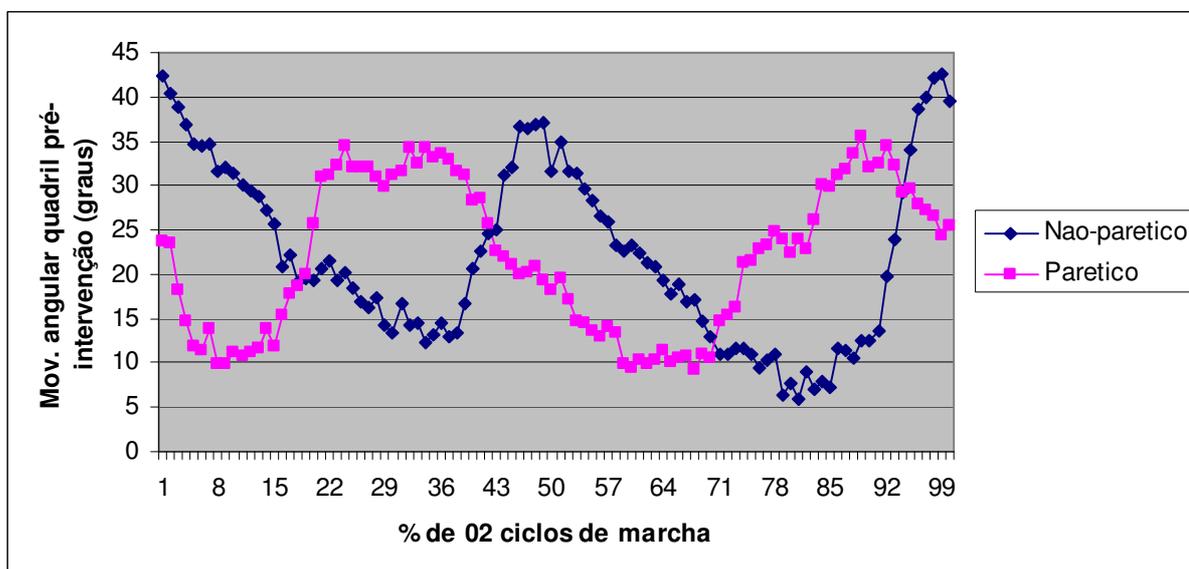
Ângulos do tornozelo (voluntário 01) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 1 Ângulos de joelho



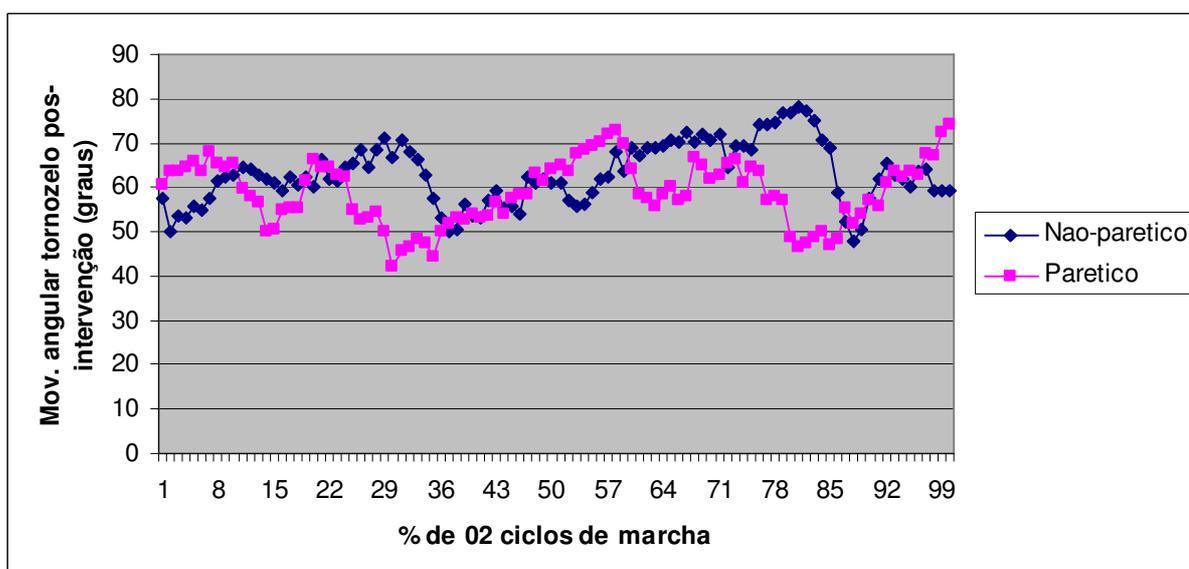
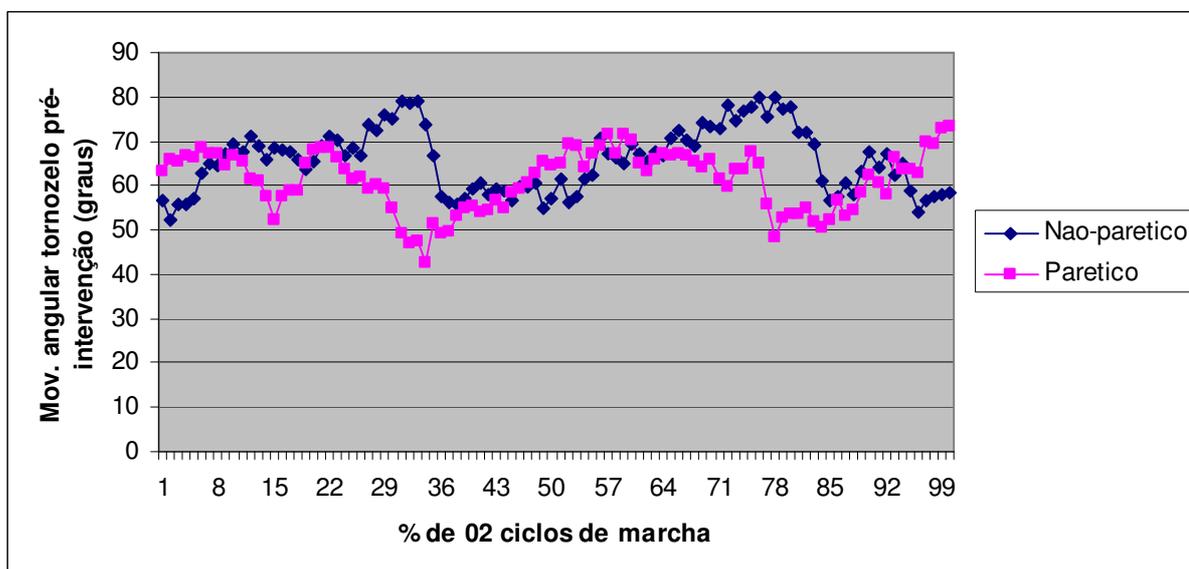
Ângulos do joelho (voluntário 01) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 1 Ângulos de quadril



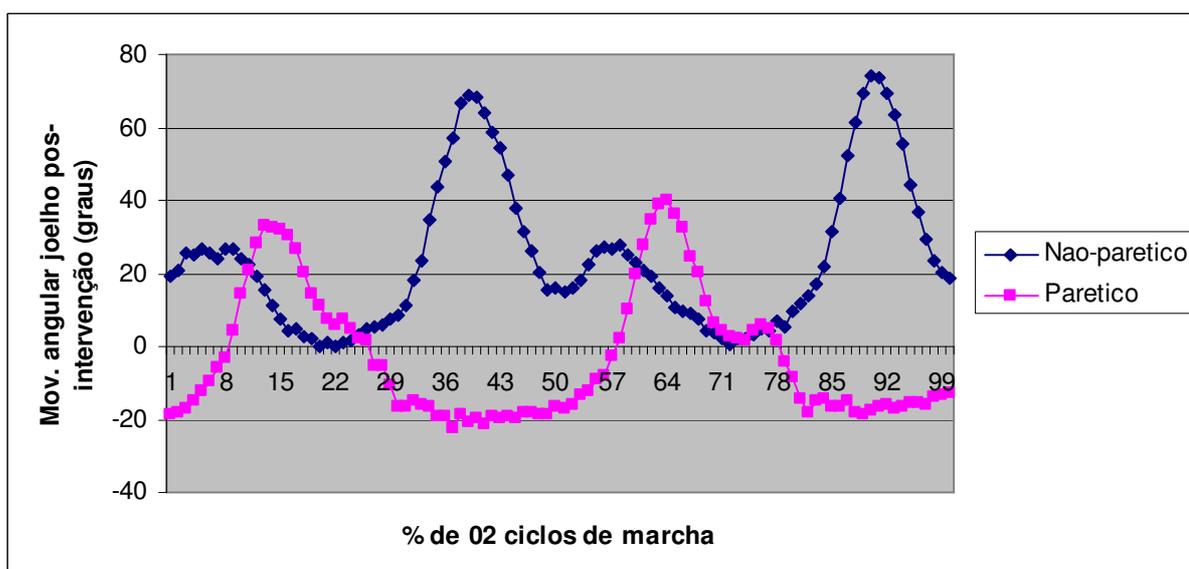
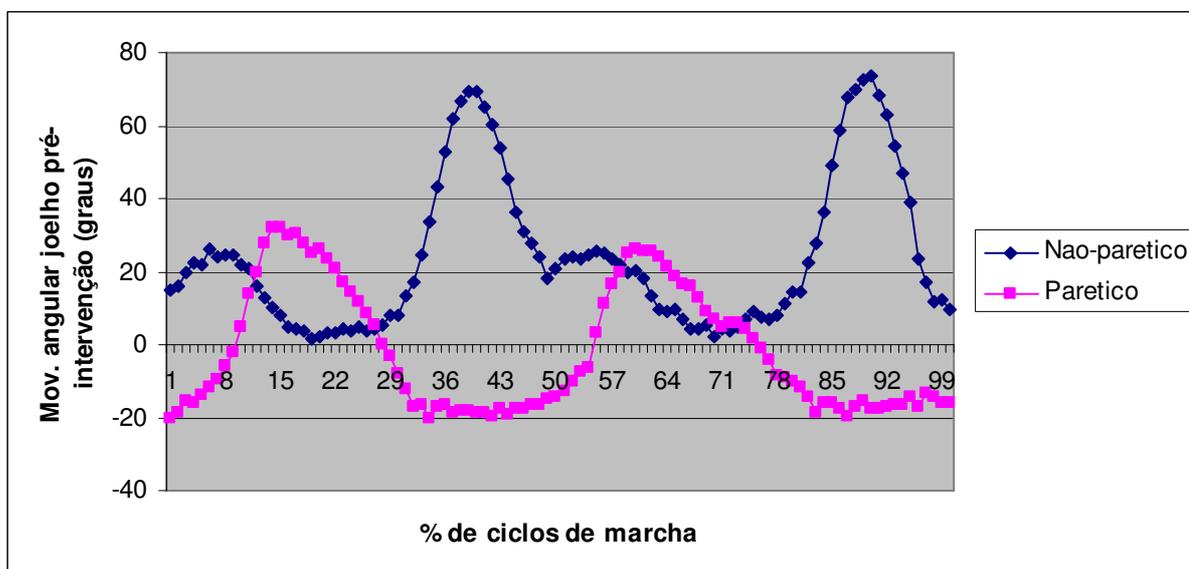
Ângulos do quadril (voluntário 01) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 2 Ângulos de tornozelo



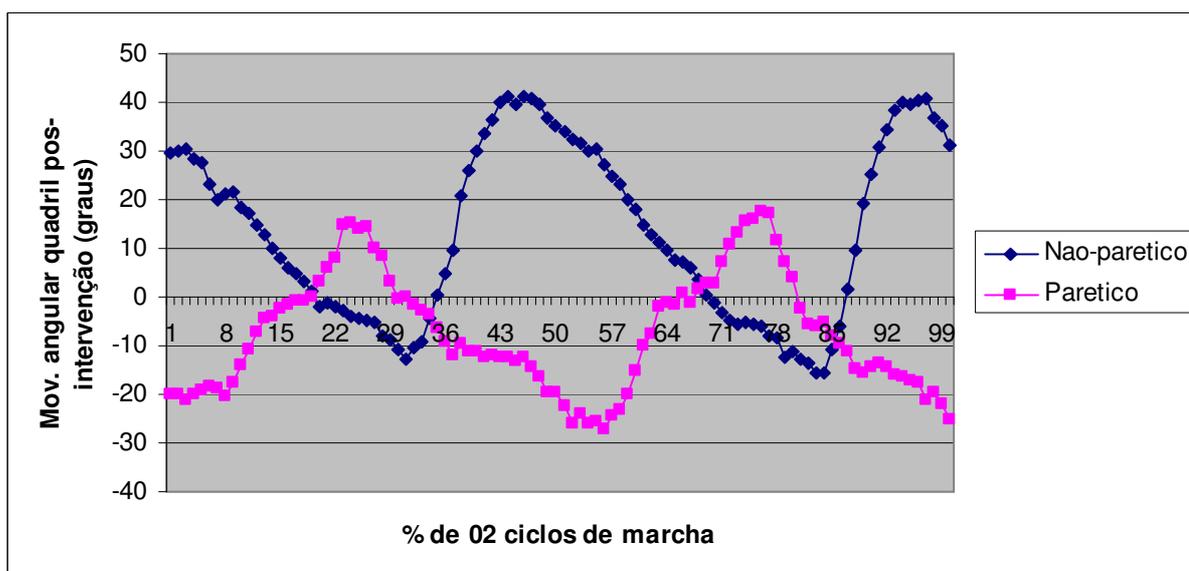
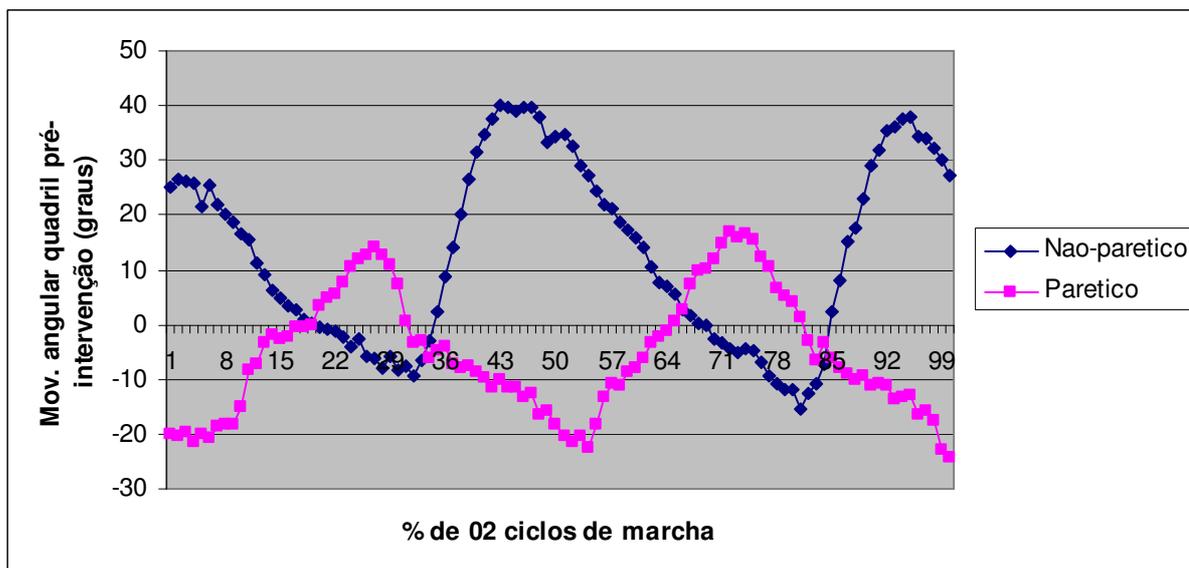
Ângulos do tornozelo (voluntário 02) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 2 Ângulos de joelho



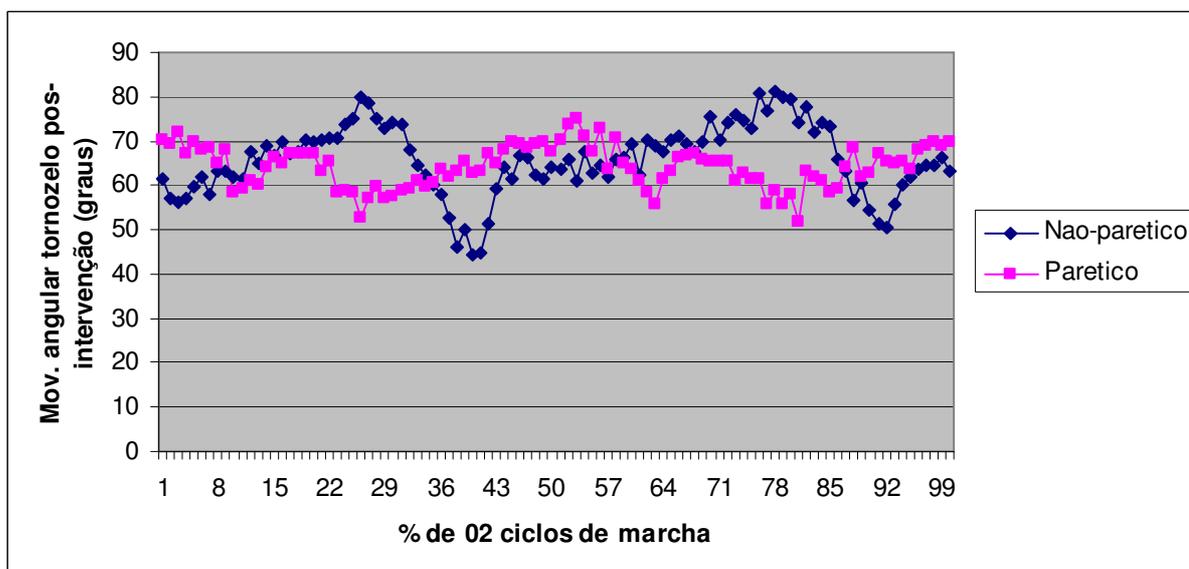
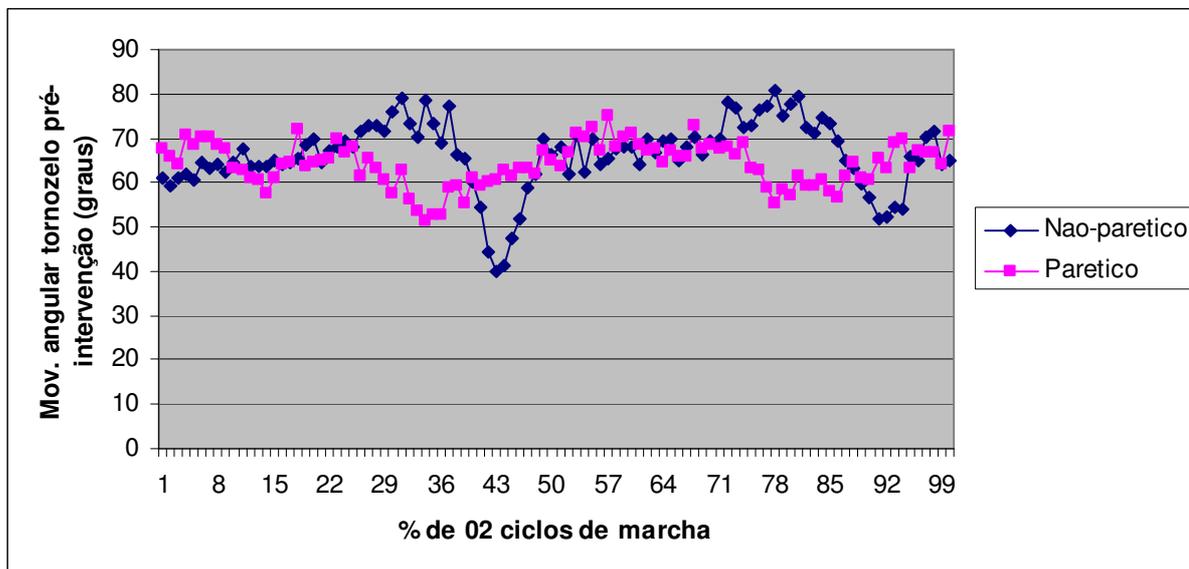
Ângulos do joelho (voluntário 02) dos dois hemisférios simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 2 Ângulos de quadril



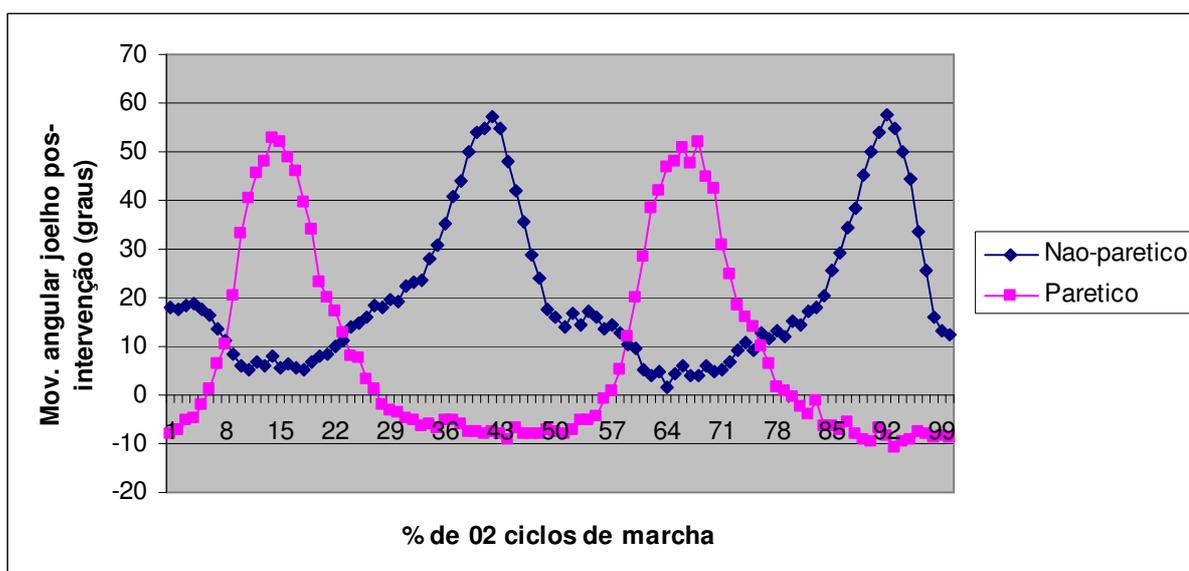
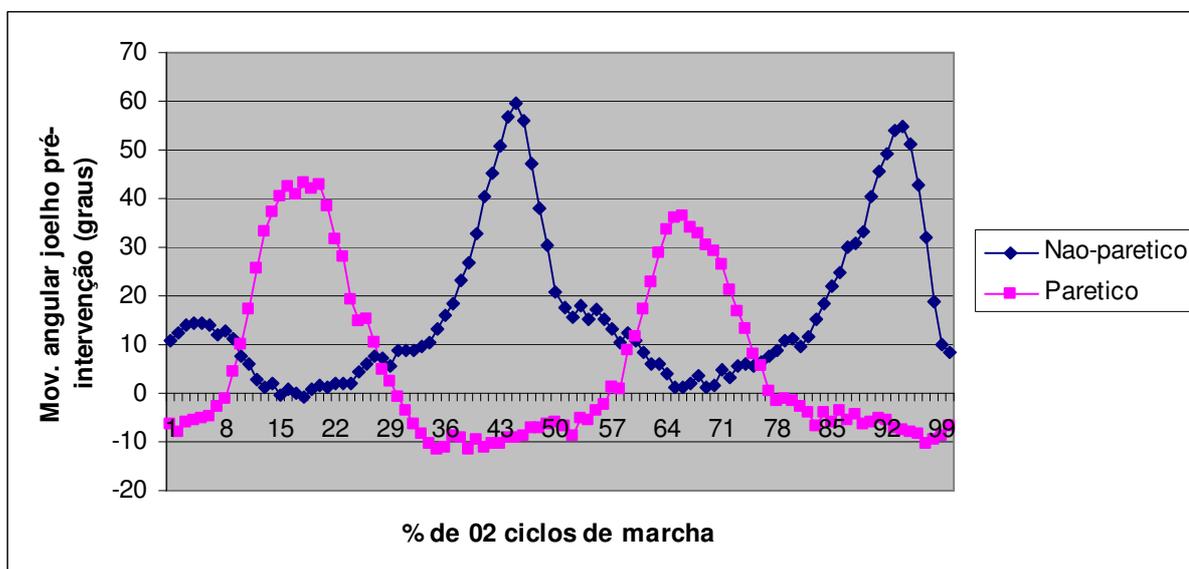
Ângulos do quadril (voluntário 02) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 3 Ângulos de tornozelo



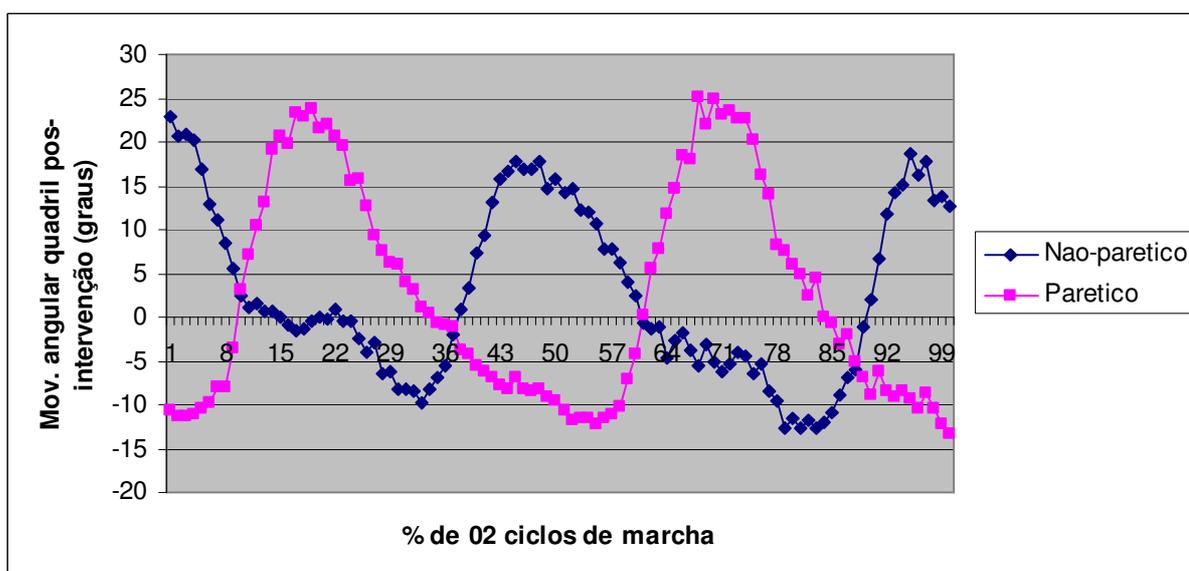
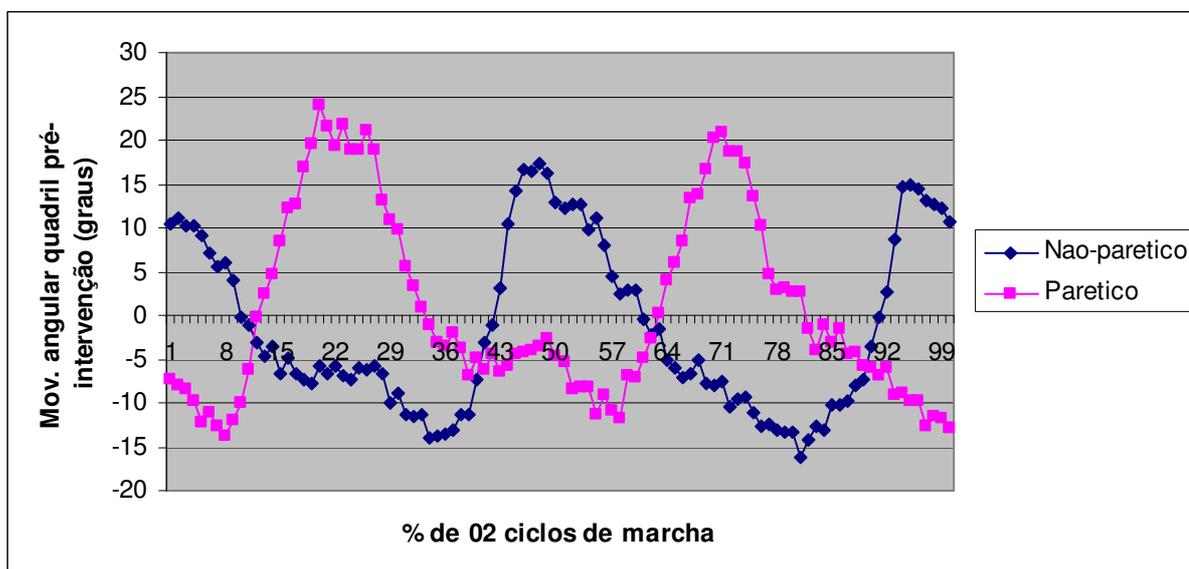
Ângulos do tornozelo (voluntário 03) dos dois hemicorpos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 3 Ângulos de joelho



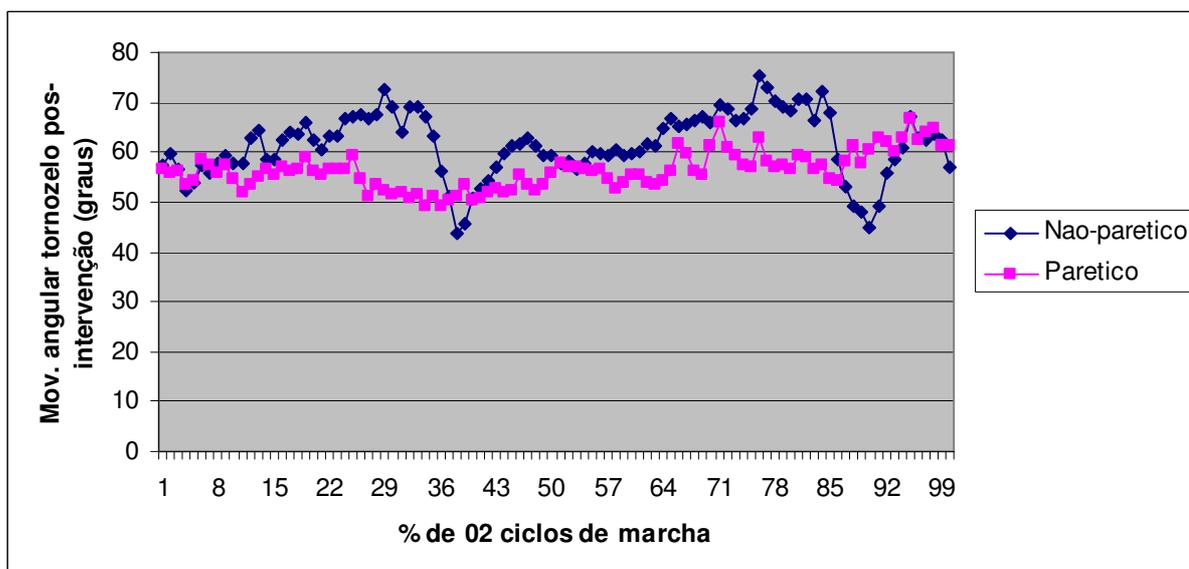
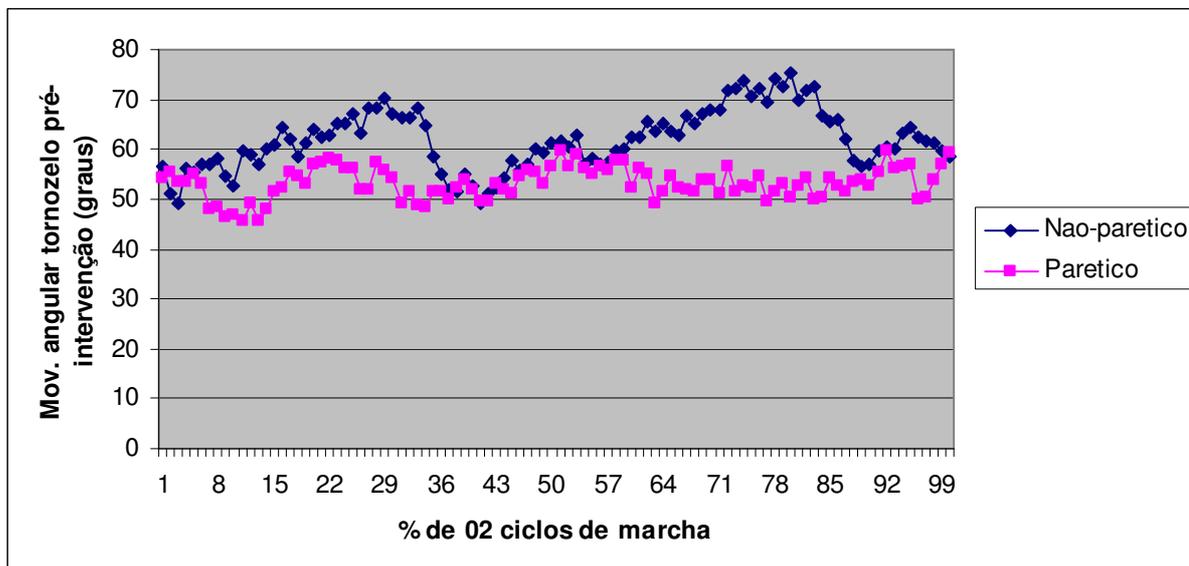
Ângulos joelho (voluntário 03) dos dois hemicorpos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 3 Ângulos de quadril



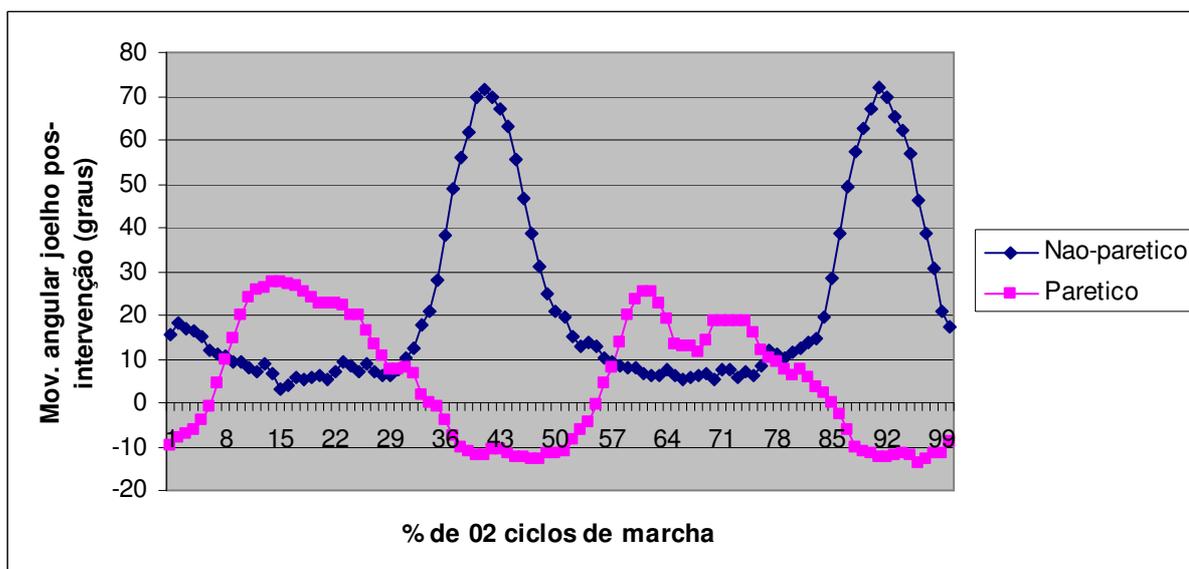
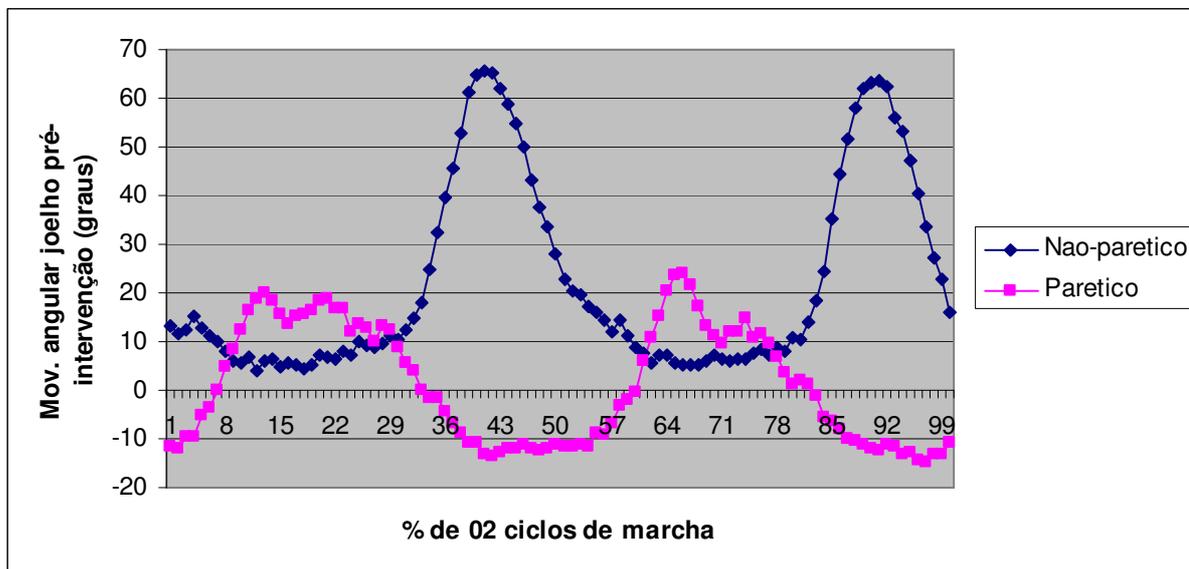
Ângulos quadril (voluntário 03) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 4 Ângulos de tornozelo



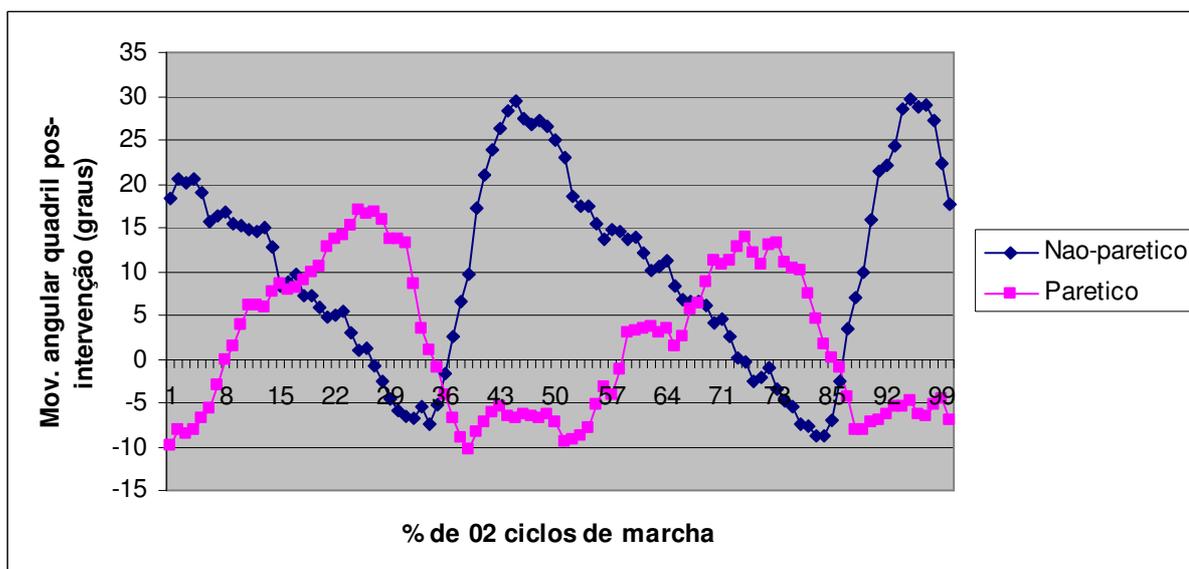
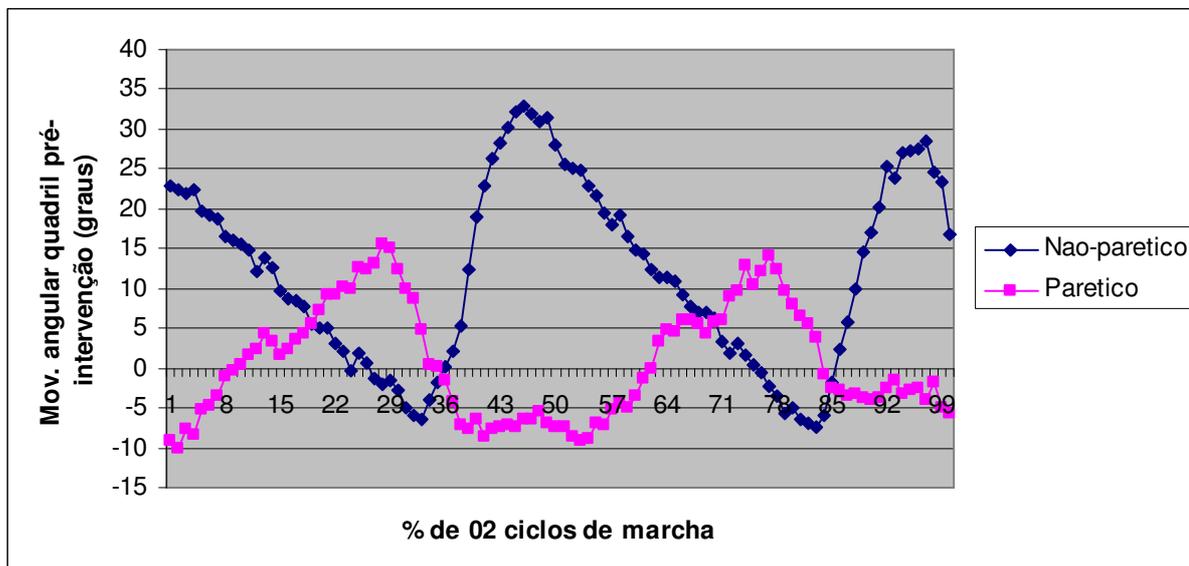
Ângulos tornozelo (voluntário 04) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 4 Ângulos de joelho



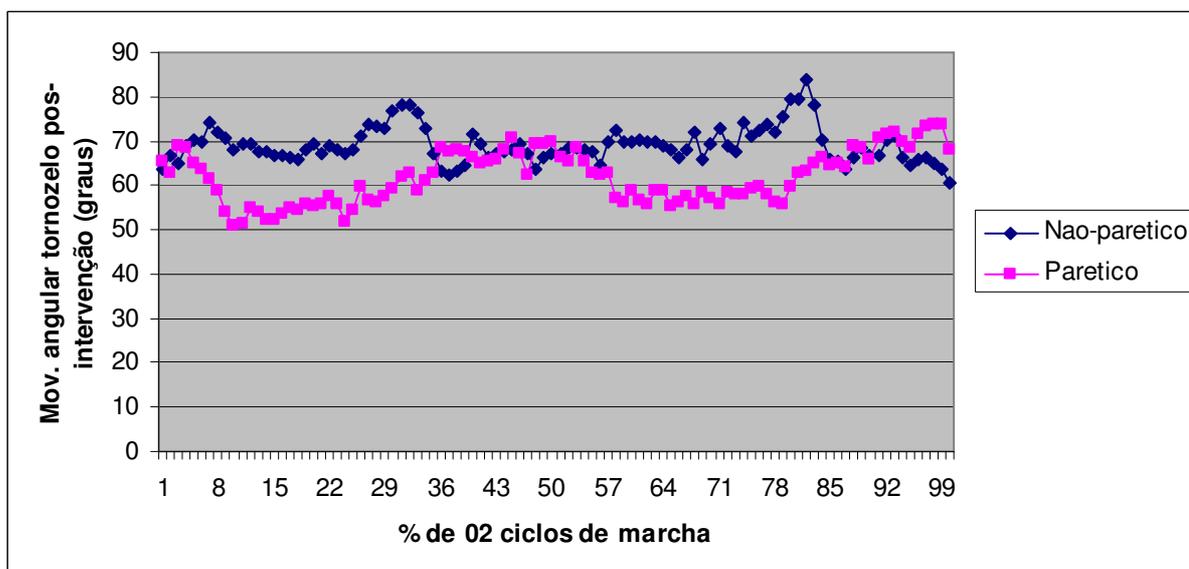
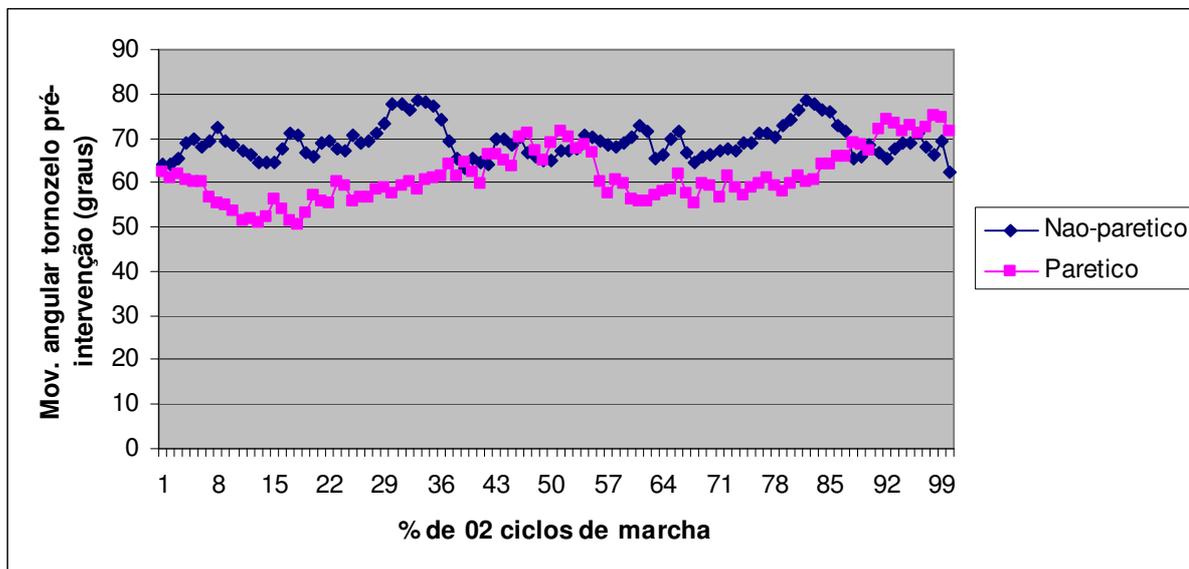
Ângulos joelho (voluntário 04) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 4 Ângulos de quadril



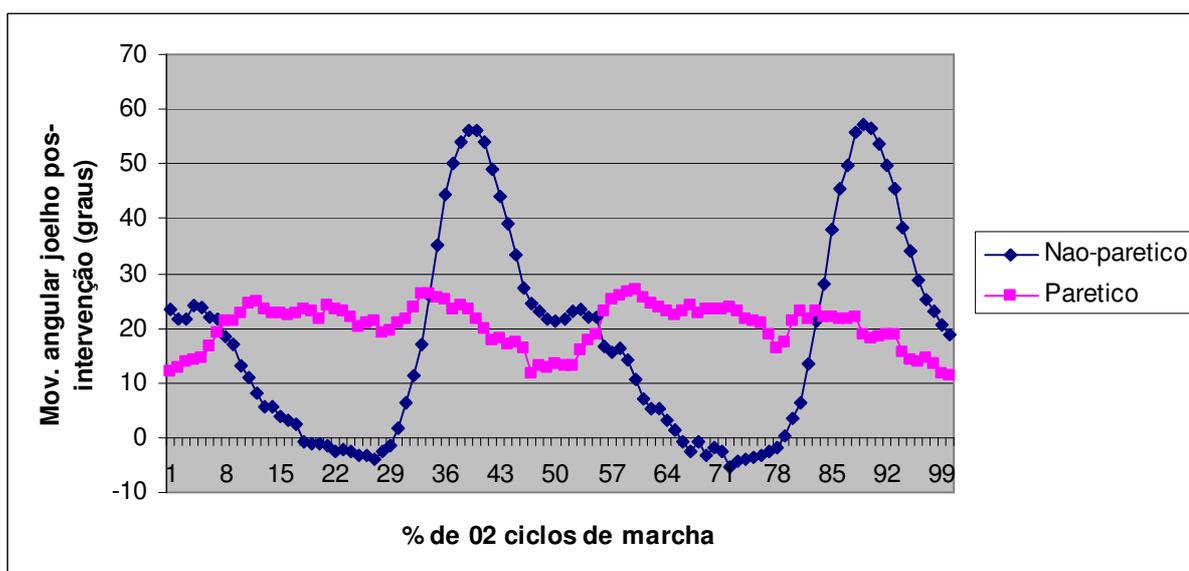
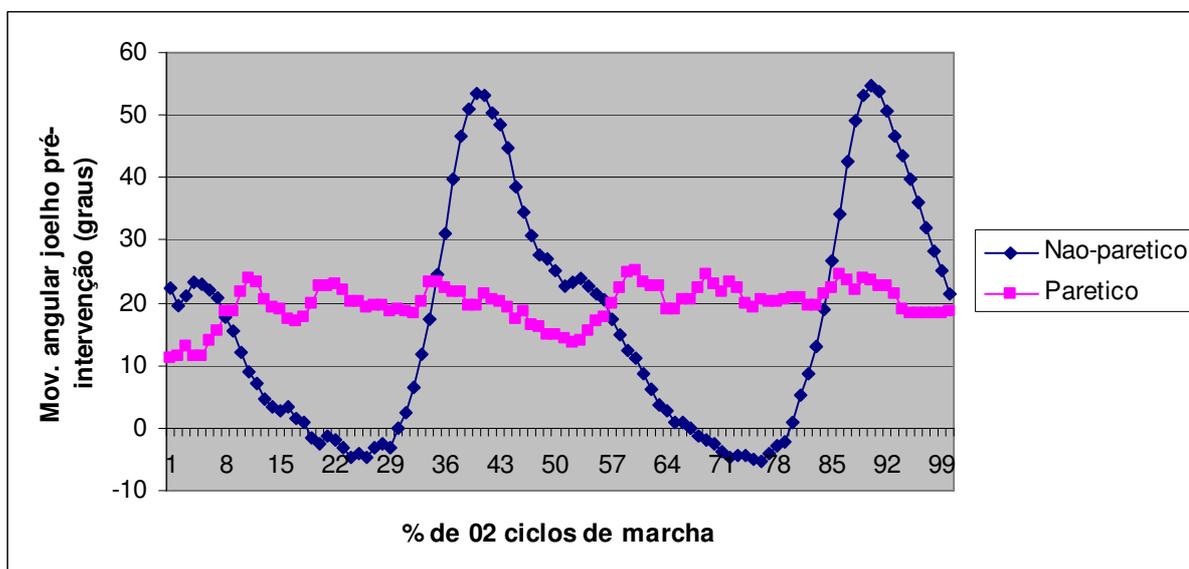
Ângulos quadril (voluntário 04) dos dois hemicorpos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 5 Ângulos de tornozelo



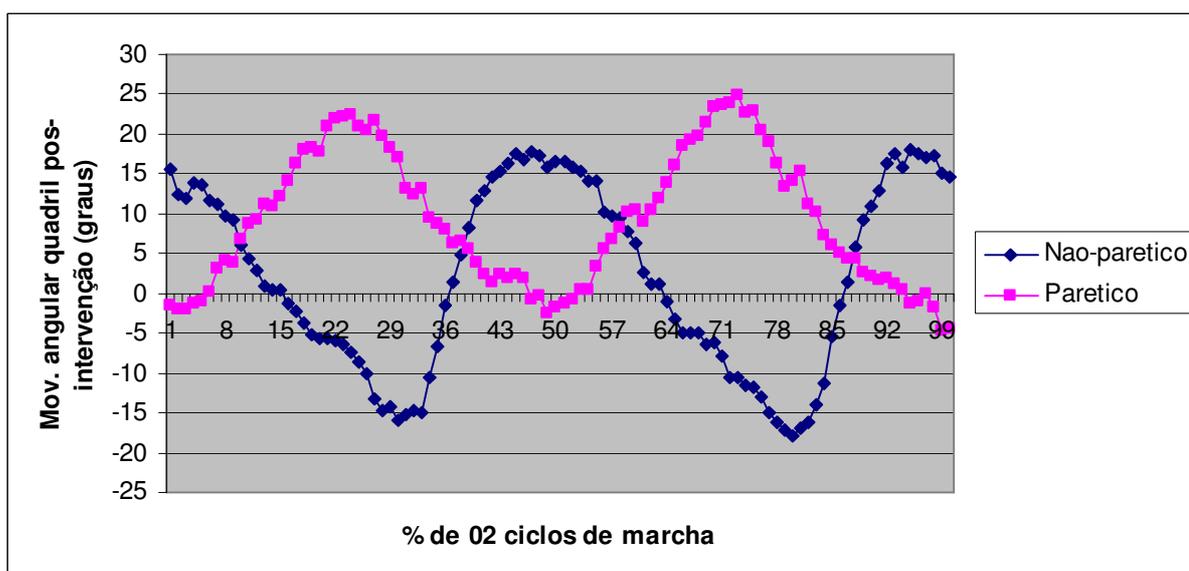
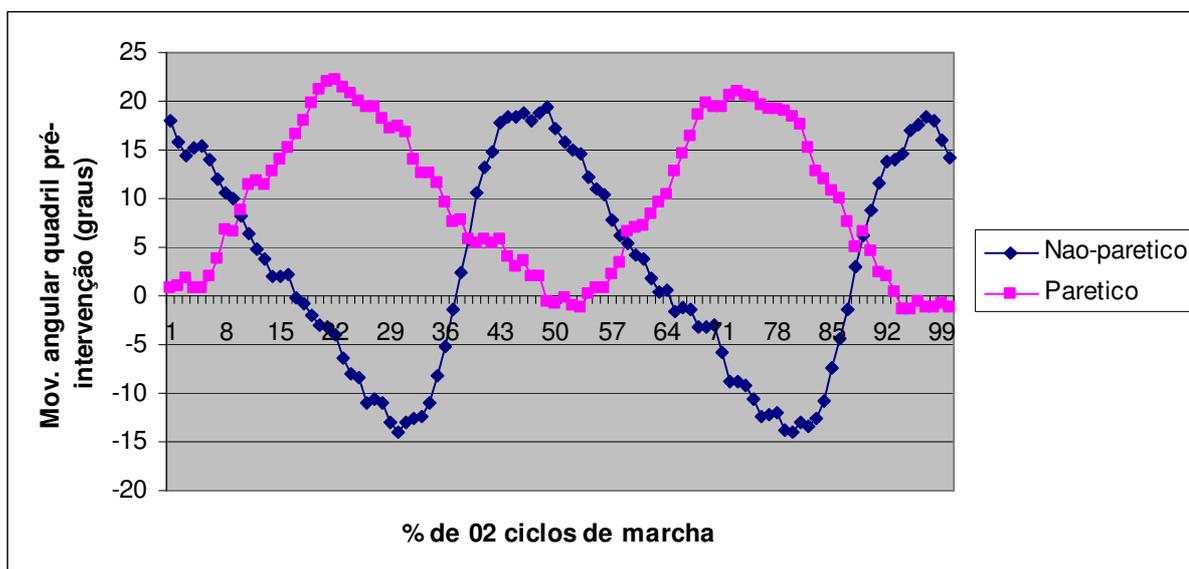
Ângulos tornozelo (voluntário 05) dos dois hemicorpos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 5 Ângulos de joelho



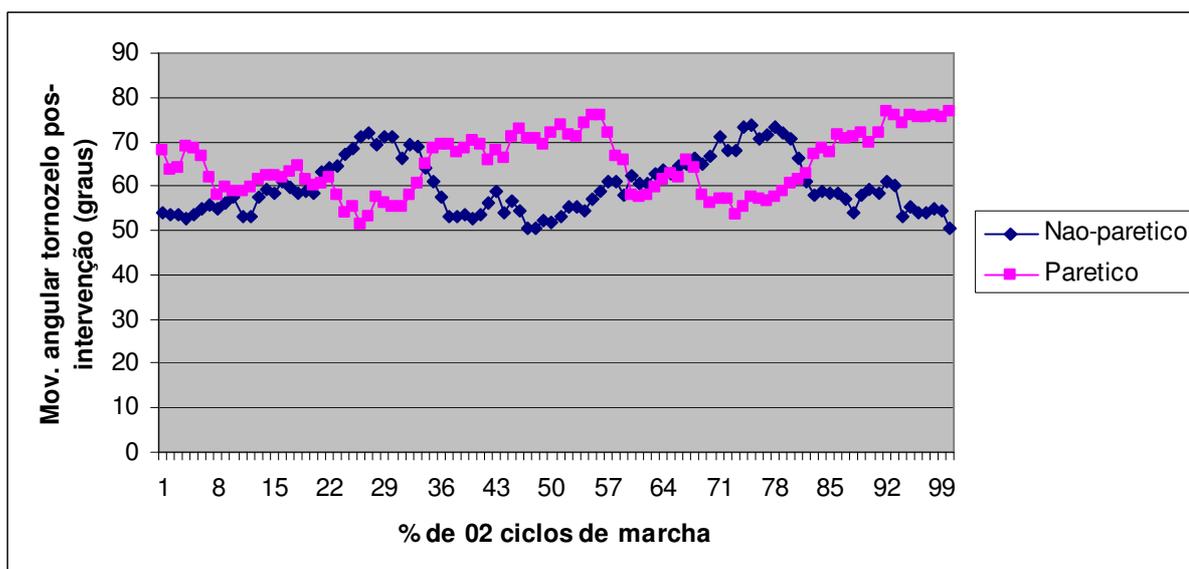
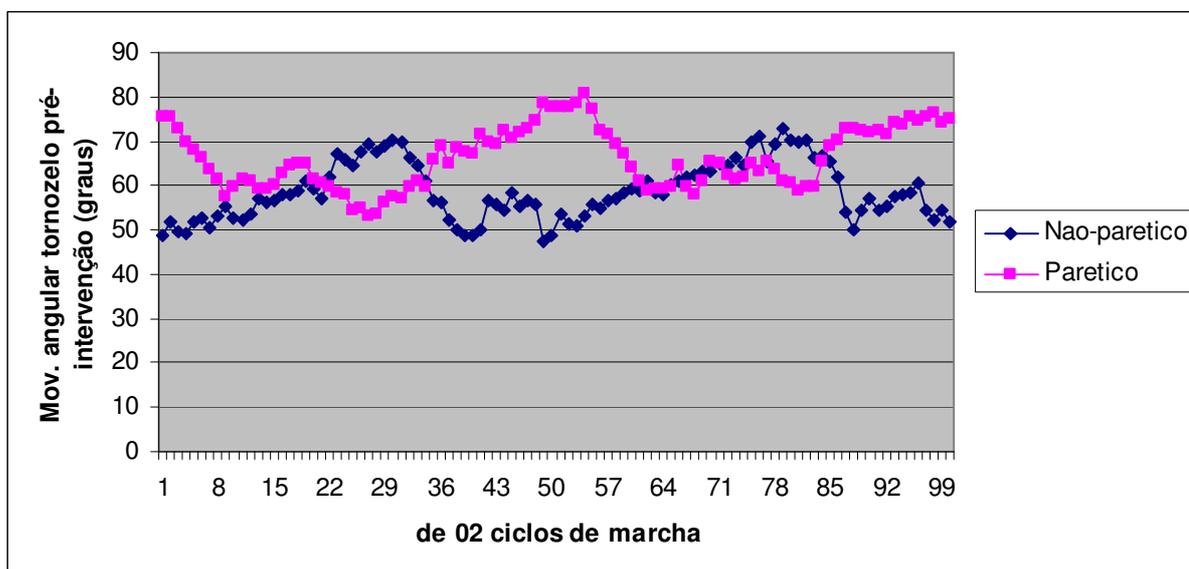
Ângulos joelho (voluntário 05) dos dois hemicorpos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 5 Ângulos de quadril



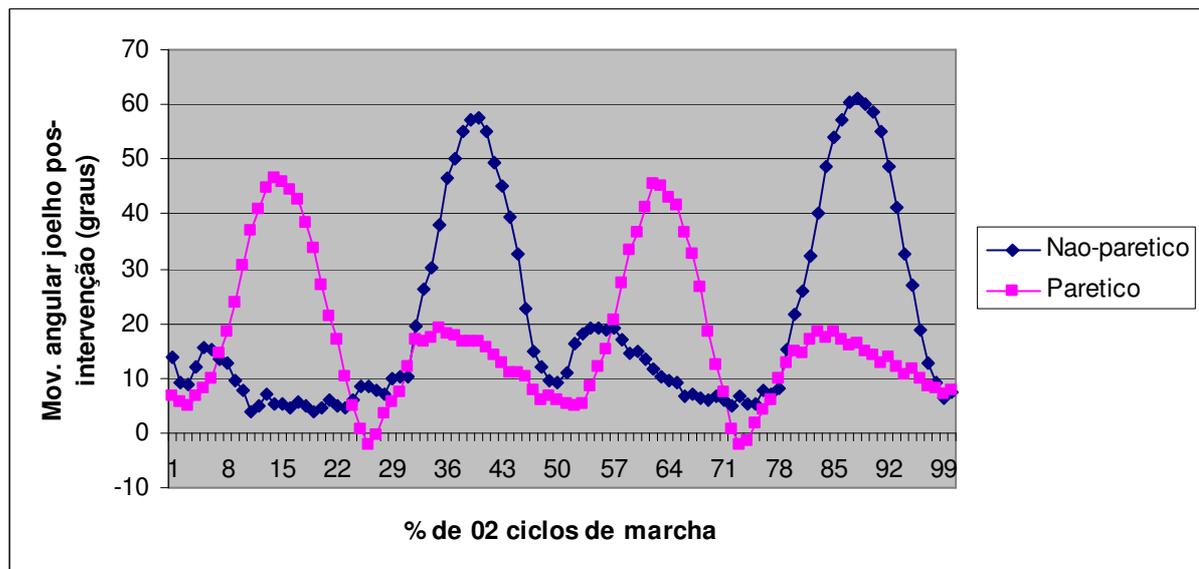
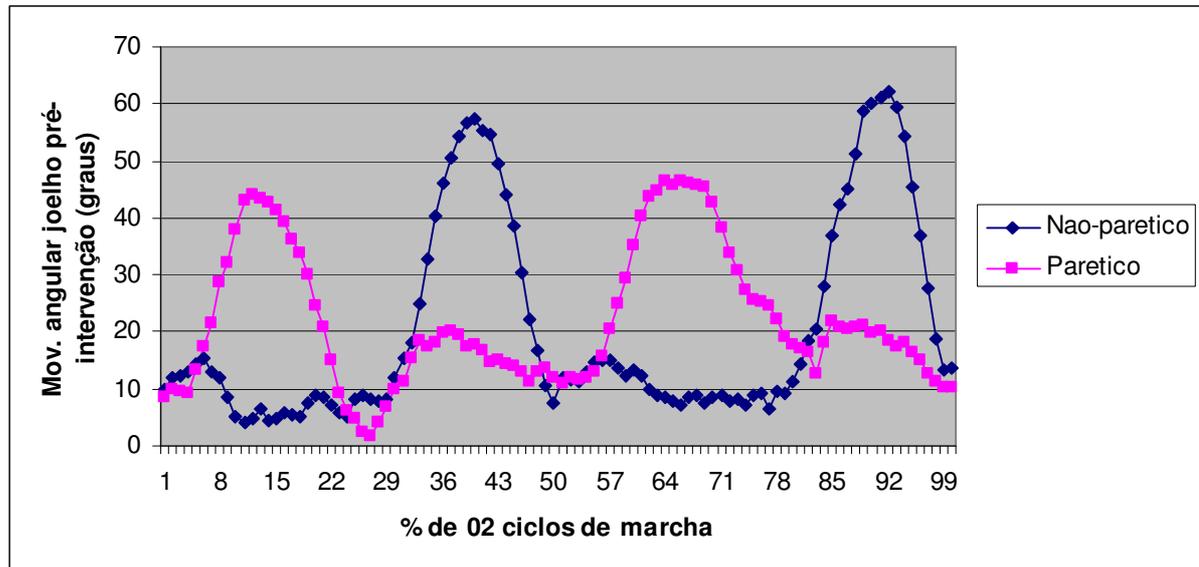
Ângulos quadril (voluntário 05) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 6 Ângulos de tornozelo



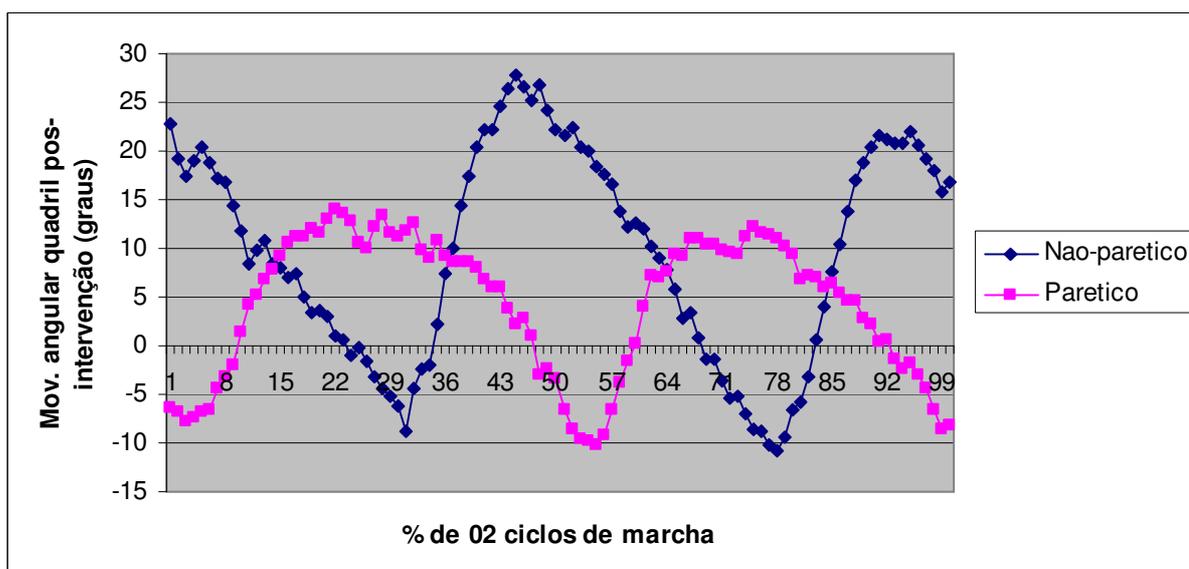
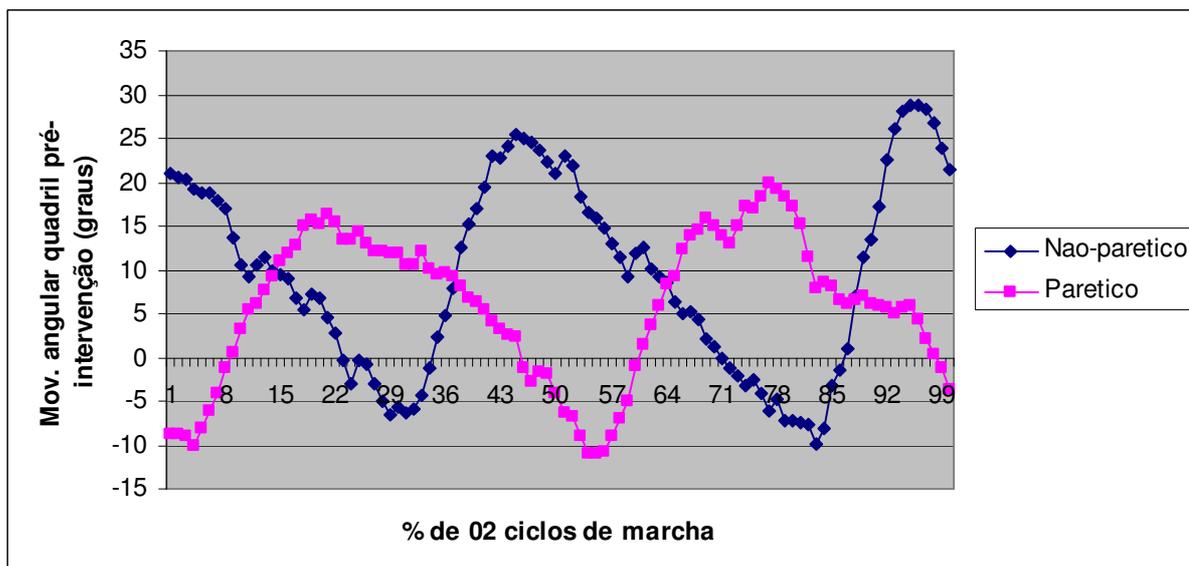
Ângulos tornozelo (voluntário 06) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 6 Ângulos de joelho



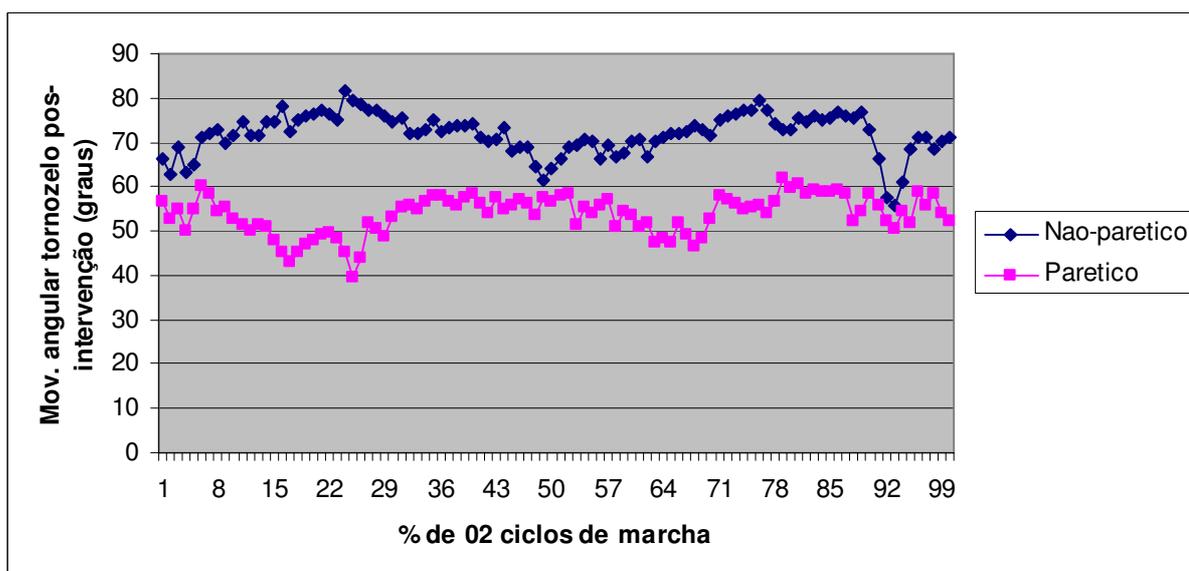
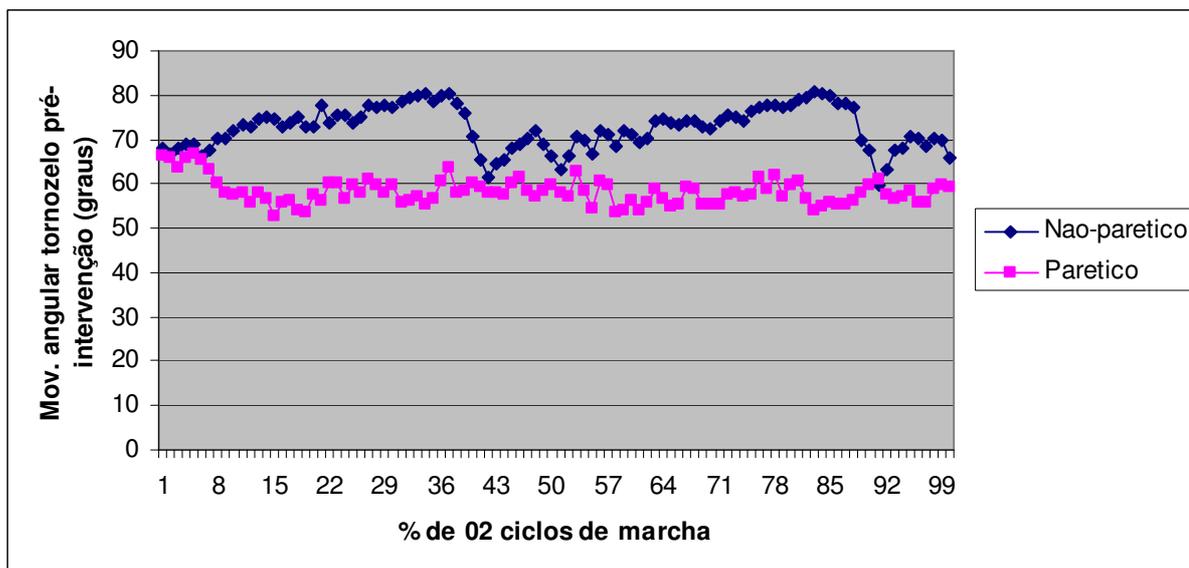
Ângulos joelho (voluntário 06) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 6 Ângulos de quadril



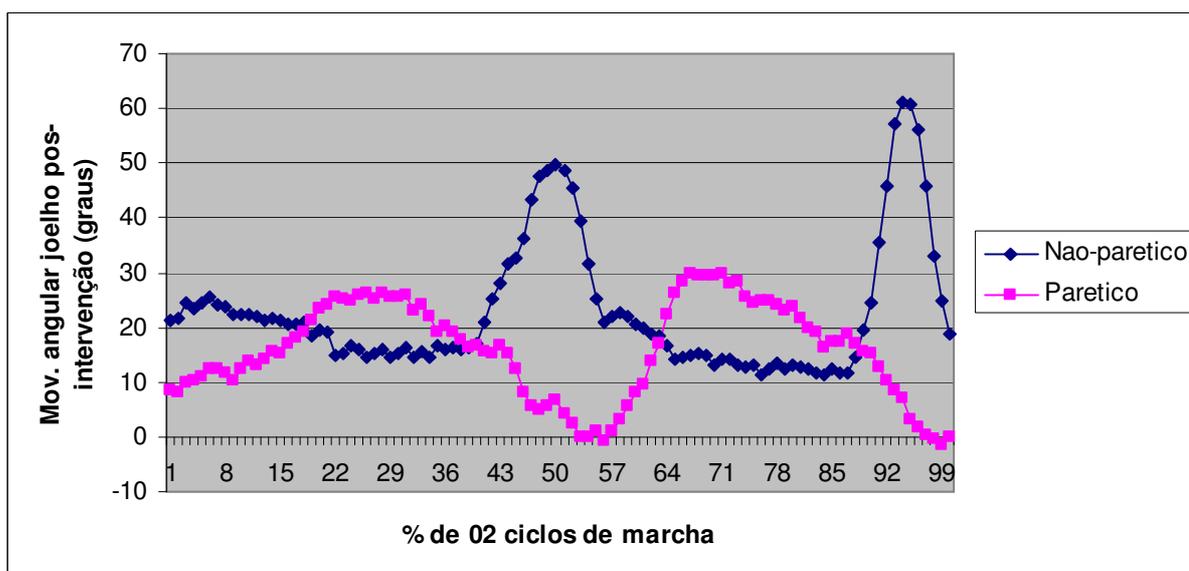
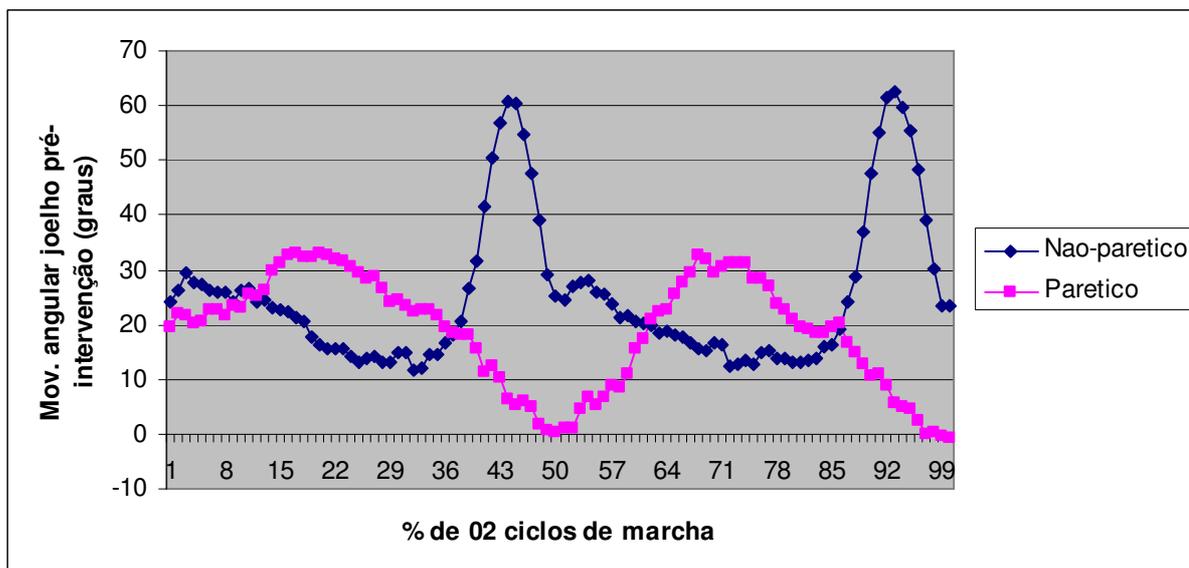
Ângulos quadril (voluntário 06) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 7 Ângulos de tornozelo



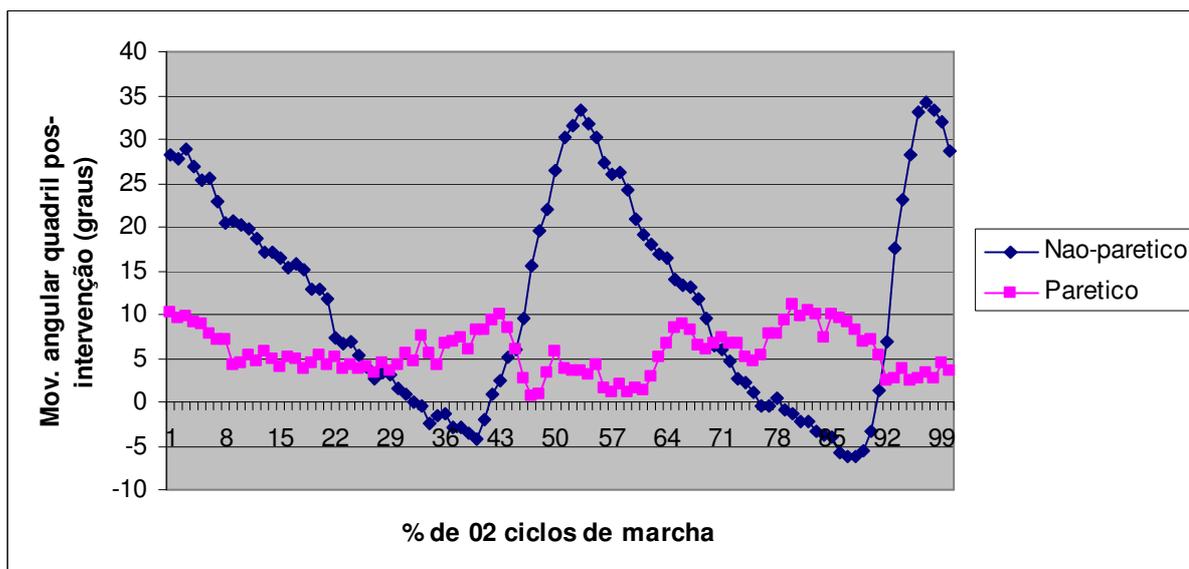
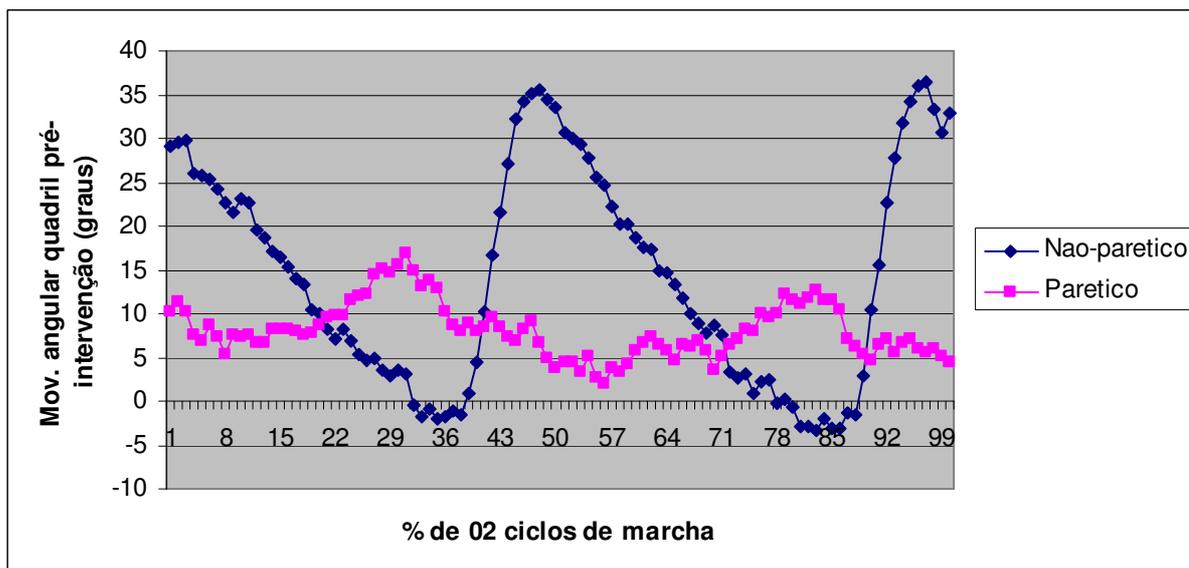
Ângulos tornozelo (voluntário 07) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 7 Ângulos de joelho



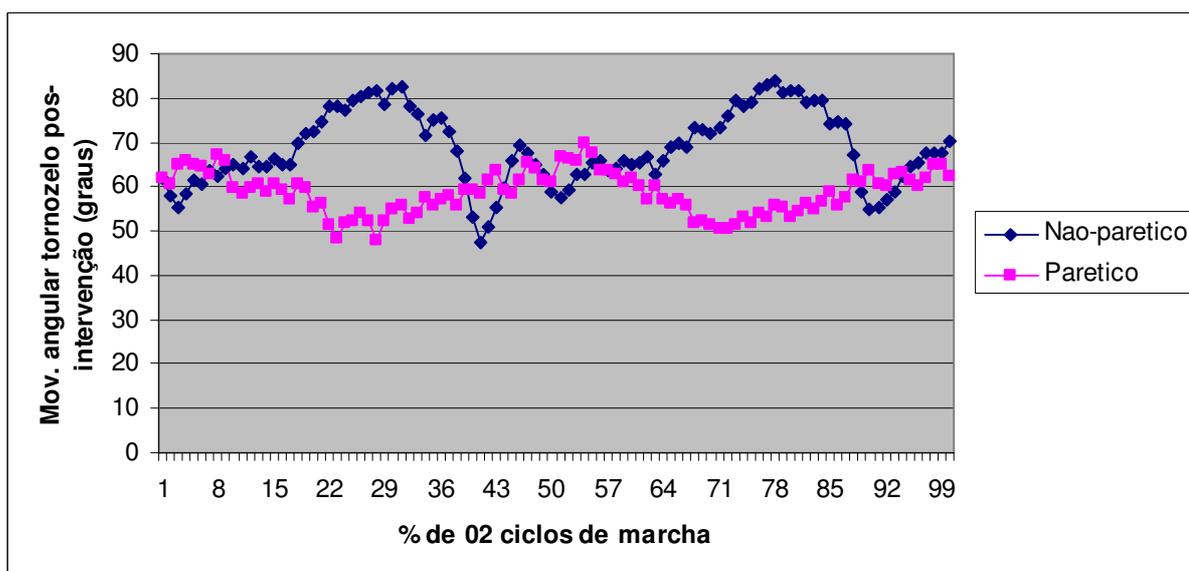
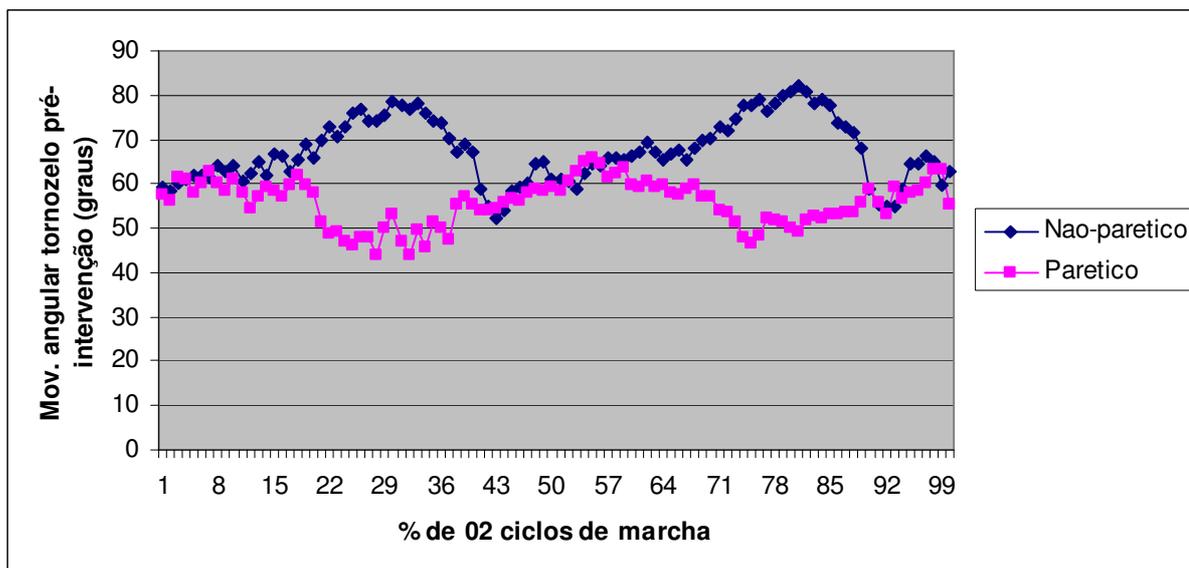
Ângulos joelho (voluntário 07) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 7 Ângulos de quadril



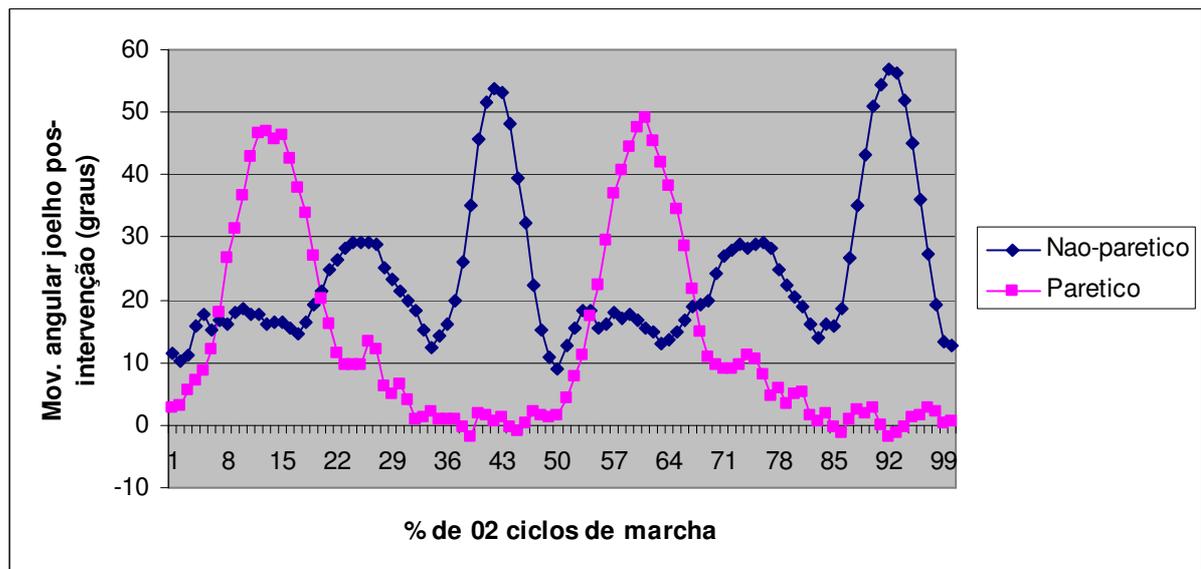
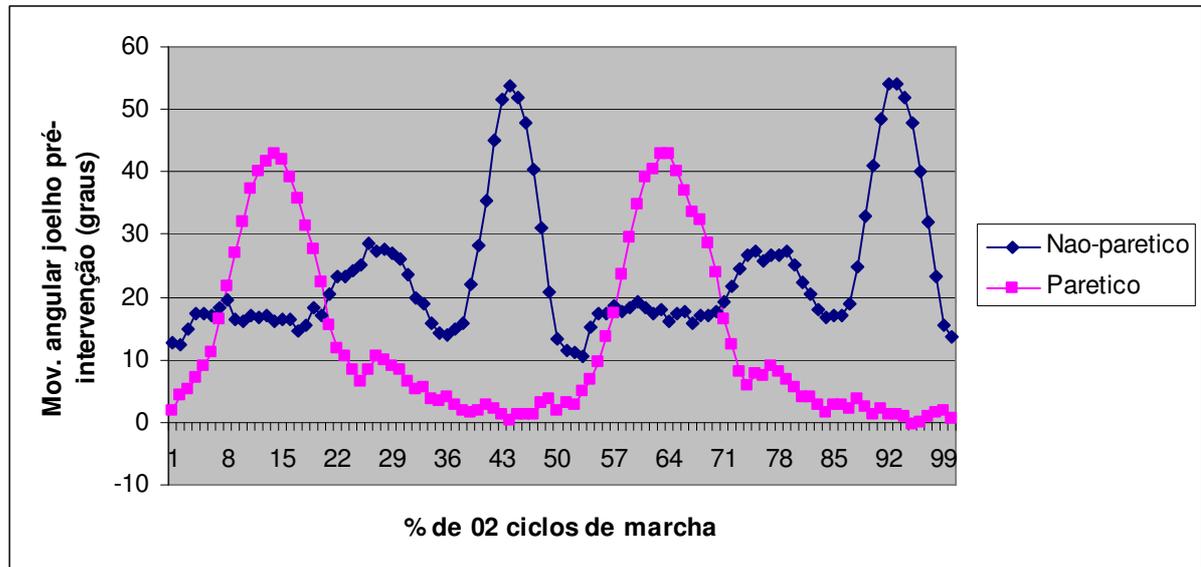
Ângulos quadril (voluntário 07) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 8 Ângulos de tornozelo



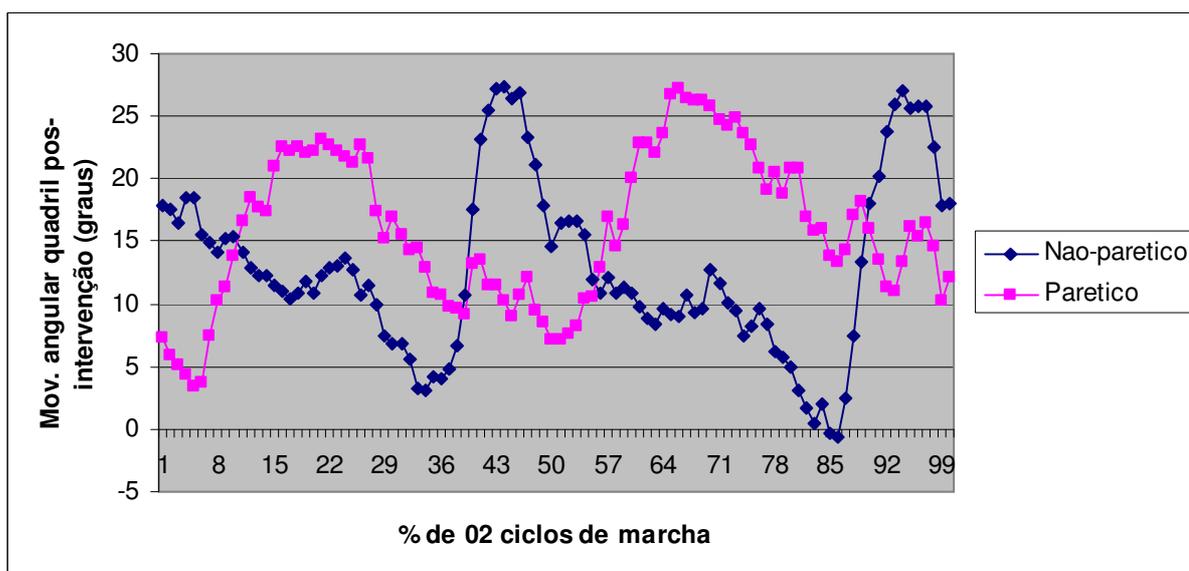
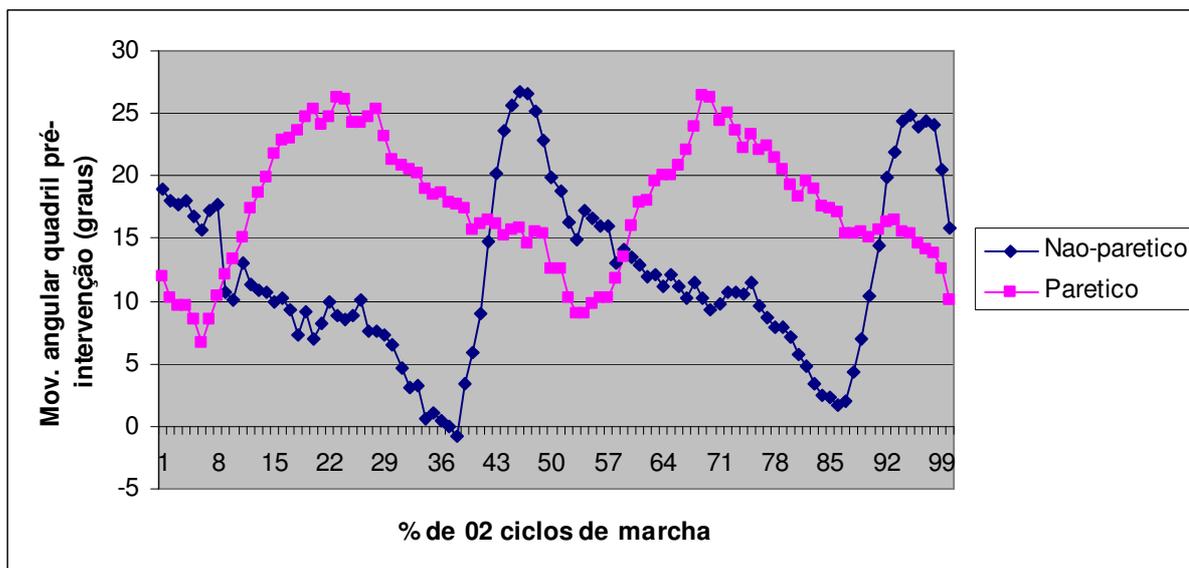
Ângulos tornozelo (voluntário 08) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 8 Ângulos de joelho



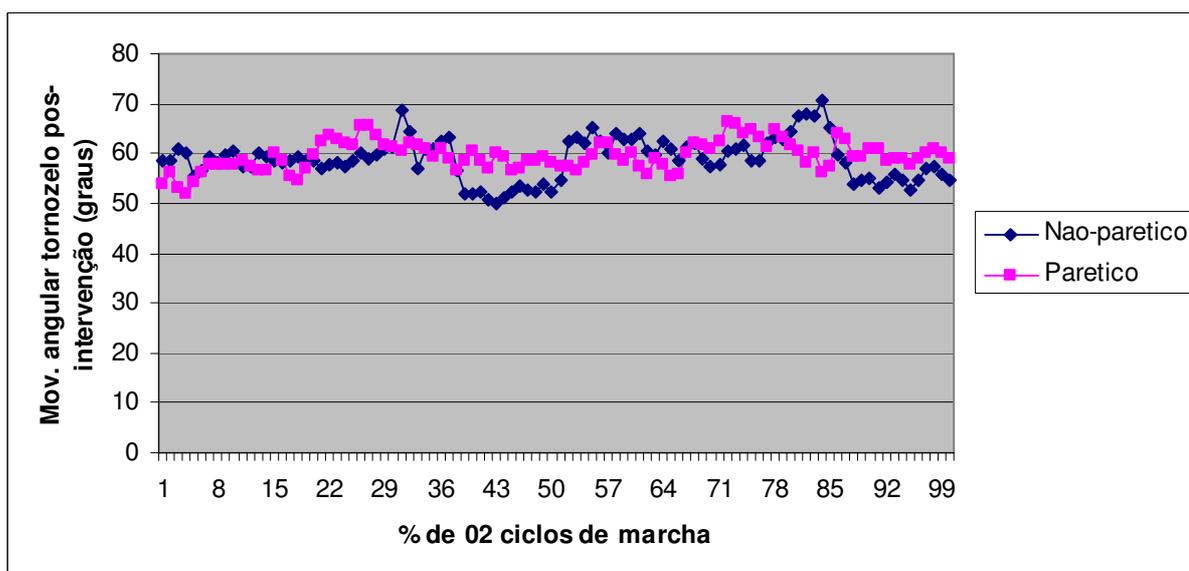
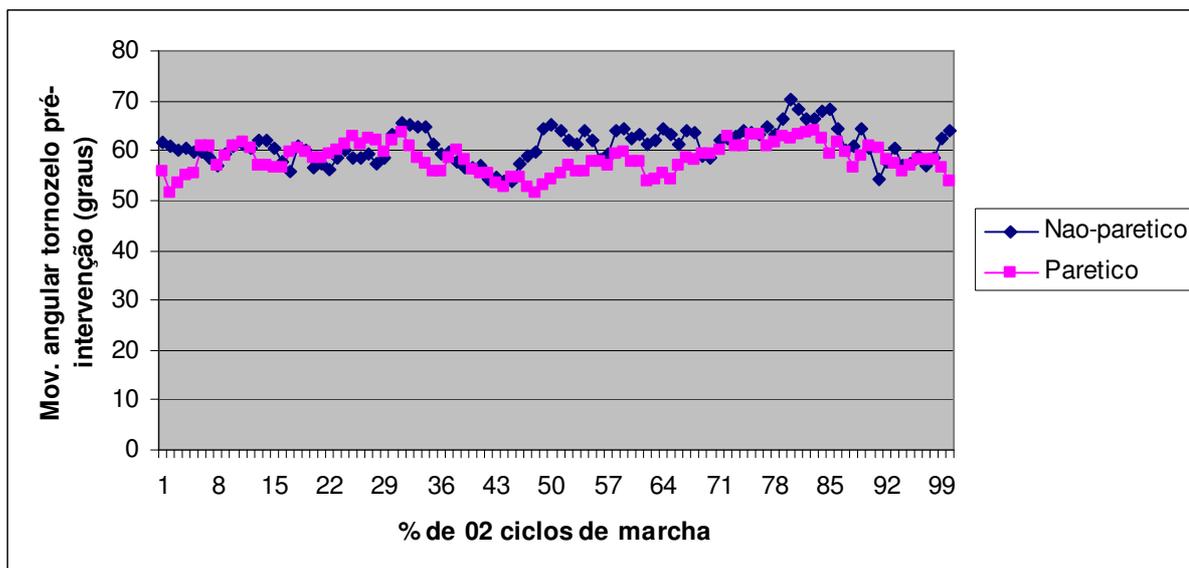
Ângulos joelho (voluntário 08) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 8 Ângulos de quadril



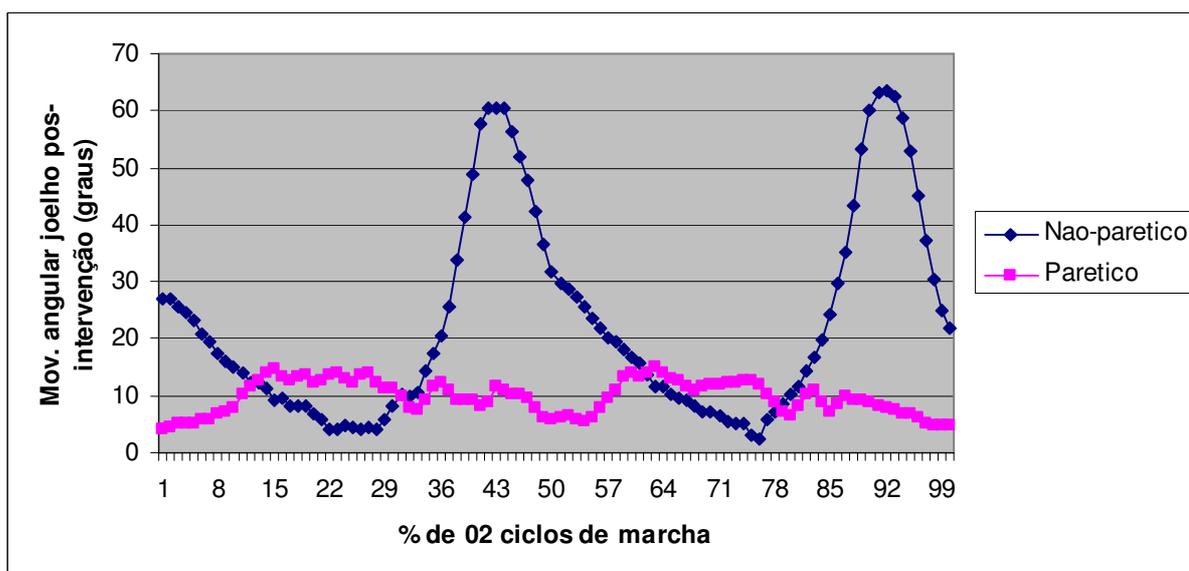
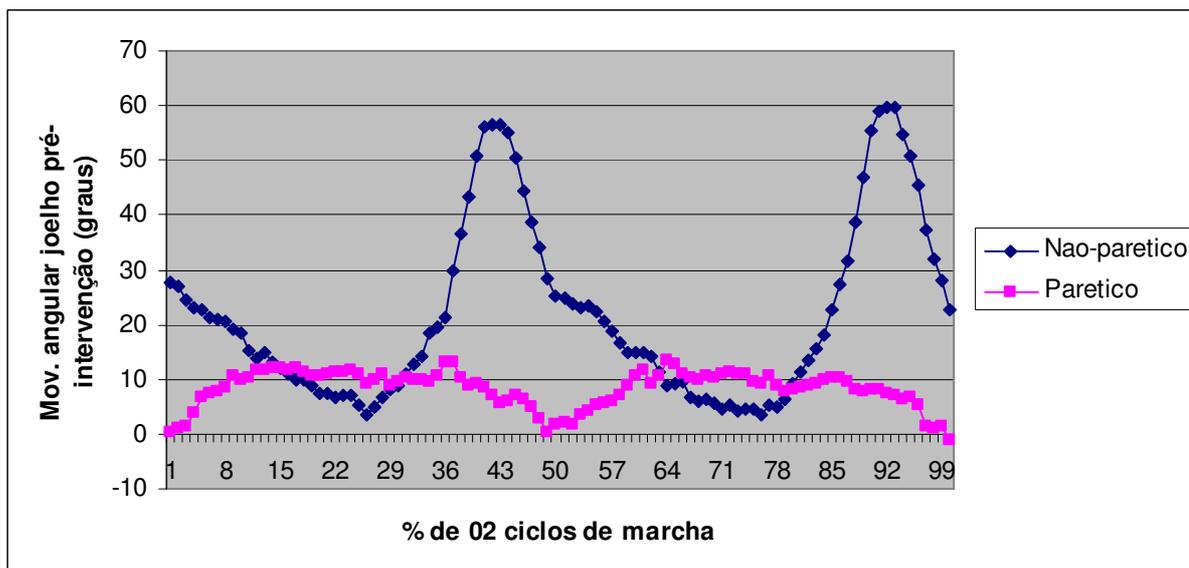
Ângulos quadril (voluntário 08) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 9 Ângulos de tornozelo



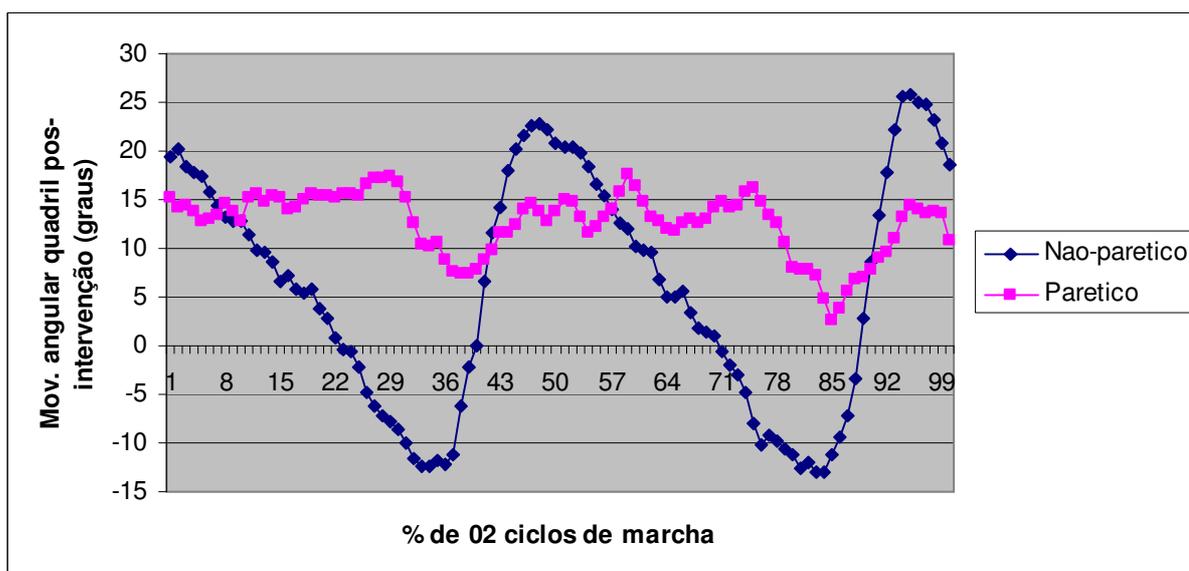
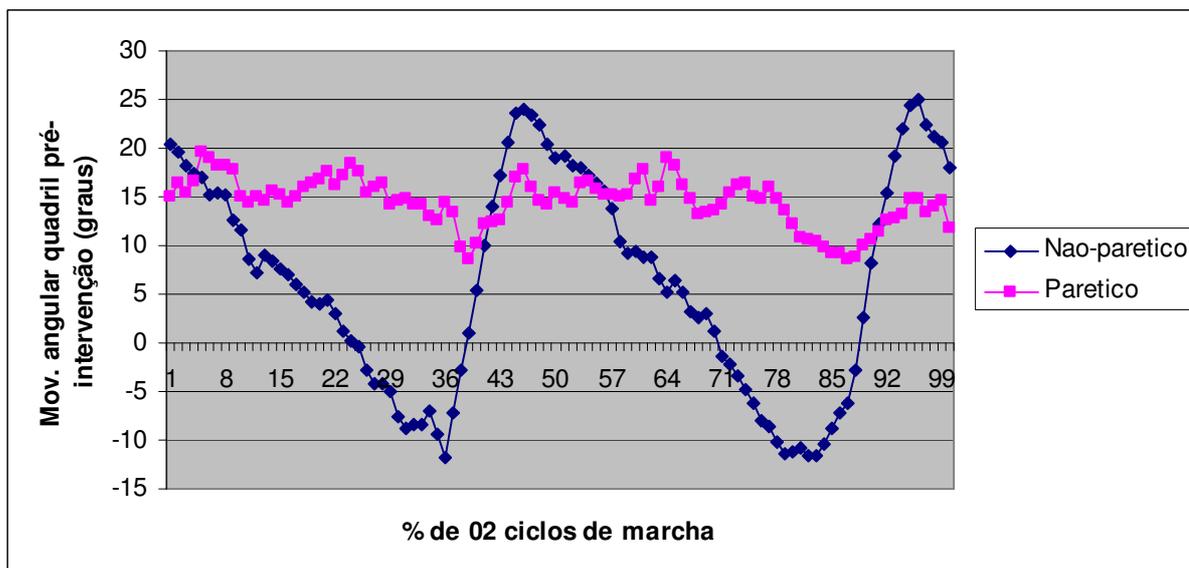
Ângulos tornozelo (voluntário 09) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 9 Ângulos de joelho



Ângulos joelho (voluntário 09) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

Voluntário 9 Ângulos de quadril



Ângulos quadril (voluntário 09) dos dois hemisferos simultaneamente, iniciando análise com momento do toque do pé (não-parético), durante duas passadas. (a) Curvas angulares pré-intervenção e (b) Curvas angulares pós-intervenção. Os gráficos correspondem às médias de três análises.

APÊNDICE D – DADOS LINEARES

- COMPRIMENTO DE PASSO PRÉ E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA
- TEMPO DE PASSO PRÉ E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA
- VELOCIDADE DA MARCHA PRÉ E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

Comprimento de passo pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Dados Lineares Comprimento Passo						
Voluntários	C passo P pré	C passo NP pré	ISCP pré	C passo P pós	C passo NP pós	ISCP pós
01	0,19	0,25	1,30	0,21	0,26	1,22
02	0,53	0,51	0,95	0,60	0,51	0,85
03	0,34	0,20	0,60	0,41	0,25	0,61
04	0,42	0,27	0,66	0,46	0,31	0,67
05	0,23	0,33	1,45	0,30	0,32	1,07
06	0,48	0,41	0,85	0,43	0,43	1,01
07	0,34	0,26	0,76	0,33	0,35	1,06
08	0,28	0,22	0,79	0,28	0,26	0,93
09	0,32	0,07	0,21	0,34	0,09	0,25
MÉDIA	0,35	0,28	0,84	0,37	0,31	0,85
DESV. PAD.	0,11	0,13	0,37	0,12	0,12	0,30

C=Comprimento, P=Parético, NP=Não-parético, ISCP=Índice de Simetria de Comprimento de Passo.

Comprimento de passos, segundo análise estatística.

Dados Lineares Comprimento Passo – Análise estatística								
Variável	Momento	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
C passo P	Pré	9	0,35	0,34	0,19	0,53	0,11	
	Pós	9	0,37	0,34	0,21	0,60	0,12	
	Dif (pós - pré)	9	0,03	0,03	-0,05	0,08	0,04	0,090
	Variação %	9	9,36	9,59	-10,45	34,81	13,37	
C passo NP	Pré	9	0,28	0,26	0,07	0,51	0,13	
	Pós	9	0,31	0,31	0,09	0,51	0,12	
	Dif (pós - pré)	9	0,03	0,03	0,00	0,09	0,03	0,016*
	Variação %	9	14,25	12,76	-1,02	35,59	13,34	
ISCP	Pré	9	13,20	13,51	0,22	24,68	7,76	
	Pós	9	10,92	10,01	0,26	24,43	7,60	
	Dif (pós - pré)	9	-2,28	-0,77	-10,89	6,96	5,51	0,250
	Variação %	9	6,84	-3,79	-78,71	228,42	88,72	

C=Comprimento, P=Parético, NP=Não-parético, ISCP=Índice de Simetria de Comprimento de Passo.

*Valores inferiores a 0,05 são considerados significativos.

Tempo de passo pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Dados Lineares Tempo de Passo						
Voluntários	T passo P pré	T passo NP pré	ISTP pré	T passo P pós	T passo NP pós	ISTP pós
01	1,61	0,98	0,61	1,57	0,97	0,62
02	0,96	0,67	0,69	1,00	0,77	0,77
03	1,30	0,99	0,76	1,04	0,88	0,84
04	0,97	0,58	0,60	0,89	0,47	0,53
05	0,87	0,53	0,61	0,87	0,56	0,64
06	0,81	0,61	0,75	0,78	0,62	0,80
07	1,07	0,44	0,42	1,21	0,39	0,33
08	0,75	0,66	0,87	0,68	0,70	1,03
09	0,82	0,41	0,50	0,74	0,47	0,63
MÉDIA	1,02	0,65	0,65	0,98	0,65	0,69
DESV. PAD.	0,28	0,21	0,14	0,28	0,20	0,20

T=Tempo, P=Parético, NP=Não-parético, ISTP=Índice de Simetria de Tempo de Passo.

Tempo de passo, segundo análise estatística.

Dados Lineares Tempo de Passo – Análise estatística								
Variável	Momento	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
T passo P	Pré	9	1,02	0,96	0,75	1,61	0,28	
	Pós	9	0,98	0,89	0,68	1,57	0,28	
	Dif (pós - pré)	9	-0,04	-0,04	-0,26	0,14	0,11	0,282
	Variação %	9	-3,94	-4,11	-20,09	13,02	9,43	
T passo NP	Pré	9	0,65	0,61	0,41	0,99	0,21	
	Pós	9	0,65	0,62	0,39	0,97	0,20	
	Dif (pós - pré)	9	0,00	0,01	-0,11	0,10	0,07	0,862
	Variação %	9	0,05	1,82	-18,27	15,00	11,58	
ISTP	Pré	9	18,67	18,11	0,50	41,22	11,90	
	Pós	9	18,71	13,28	0,63	50,20	15,18	
	Dif (pós - pré)	9	0,04	-0,86	-4,82	8,97	4,44	0,981
	Variação %	9	-4,24	-6,39	-40,57	25,44	23,50	

T=Tempo, P=Parético, NP=Não-parético, ISCP=Índice de Simetria de Tempo de Passo.

*Valores inferiores a 0,05 são considerados significativos.

Velocidade de marcha pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Dados Lineares Velocidade de marcha		
Voluntários	Velocidade Marcha Pré	Velocidade Marcha Pós
1	0,17	0,19
2	0,64	0,63
3	0,24	0,36
4	0,45	0,56
5	0,40	0,44
6	0,62	0,61
7	0,40	0,43
8	0,35	0,39
9	0,31	0,36
MEDIA	0,40	0,44
DESV. PAD.	0,16	0,14

Velocidade de marcha, segundo análise estatística.

Dados Lineares Velocidade de marcha								
Variável	Momento	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
Velocidade	Pré	9	0,40	0,40	0,17	0,64	0,16	
	Pós	9	0,44	0,43	0,19	0,63	0,14	
	Dif (pós - pré)	9	0,04	0,04	-0,01	0,12	0,05	*0,026
	Variação %	9	13,98	10,21	-1,53	51,80	16,36	

*Valores inferiores a 0,05 são considerados significativos.

APÊNDICE E – DADOS ANGULARES

- TORNOZELOS PRÉ E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA
- JOELHOS PRÉ E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA
- QUADRIS PRÉ E PÓS-INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

ADM de tornozelos pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Dados Angulares Tornozelos						
Voluntários	ADMT P pré	ADM T NP pré	IST pré	ADMT P pós	ADMT NP pós	IST pós
01	42,31	39,98	0,96	34,71	40,36	1,18
02	36,92	36,42	1,01	36,72	36,87	1,00
03	30,12	45,43	1,57	27,45	47,43	1,74
04	22,06	32,33	1,48	23,36	34,35	1,49
05	31,01	24,21	0,81	26,82	29,81	1,11
06	29,73	29,86	1,01	30,21	28,58	0,95
07	20,64	26,75	1,30	30,49	28,37	0,93
08	26,10	31,28	1,20	26,31	42,22	1,12
09	20,70	22,97	1,12	20,02	26,26	1,34
MEDIA	28,84	32,14	1,16	28,46	34,92	1,21
DESV. PAD.	7,42	7,40	0,25	5,25	7,31	0,27

ADMT P=Amplitude de movimento de tornozelo parético. ADMT NP= Amplitude de movimento de tornozelo não-parético. IST=Índice de simetria de tornozelo.

ADM de tornozelo, segundo análise estatística.

Dados Angulares Tornozelos – Análise estatística								
Variável	Momento	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
ADMT P	Pré	9	28,84	29,73	20,64	42,31	7,42	
	Pós	9	28,46	27,45	20,02	36,72	5,25	
	Dif (pós - pré)	9	-0,39	-0,20	-7,59	9,85	4,75	0,812
	Variação %	9	1,32	-0,55	-17,95	47,75	19,03	
ADMT NP	Pré	9	32,14	31,28	22,97	45,43	7,40	
	Pós	9	34,92	34,35	26,26	47,43	7,31	
	Dif (pós - pré)	9	2,78	2,00	-1,29	10,95	3,63	0,0505
	Variação %	9	9,67	6,08	-4,30	35,00	12,45	
IST	Pré	9	11,43	9,13	2,36	20,72	6,00	
	Pós	9	11,56	8,56	1,60	26,64	9,46	
	Dif (pós - pré)	9	0,14	0,48	-10,25	13,97	8,06	0,961
	Variação %	9	9,96	5,97	-82,03	153,05	79,45	

ADMT P=Amplitude de movimento de tornozelo parético. ADMT NP= Amplitude de movimento de tornozelo não-parético. IST=Índice de simetria de tornozelo.

*Valores inferiores a 0,05 são considerados significativos.

ADM de joelhos pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Dados Angulares Joelhos						
Voluntários	ADMJ P pré	ADMJ NP pré	ISJ pré	ADMJ P pós	ADMJ NP pós	ISJ pós
01	32,21	54,34	1,70	35,04	57,31	1,65
02	57,83	74,80	1,30	64,36	77,18	1,20
03	59,39	62,37	1,06	68,58	61,06	0,89
04	40,22	67,68	1,68	44,58	70,43	1,58
05	16,16	62,69	3,94	20,24	65,90	3,29
06	48,16	63,09	1,31	50,88	61,47	1,21
07	37,49	54,43	1,48	40,21	55,20	1,38
08	46,02	44,63	0,98	53,24	49,98	0,94
09	18,41	61,96	3,58	15,38	63,47	4,14
MEDIA	39,54	60,66	1,89	43,61	62,44	1,81
DESV. PAD.	15,40	8,66	1,09	18,13	8,15	1,13

ADMJ P=Amplitude de movimento de joelho parético. ADMJ NP= Amplitude de movimento de joelho não-parético. ISJ=Índice de simetria de joelho.

ADM de joelhos, segundo análise estatística.

Dados Angulares Joelhos – Análise estatística								
Variável	Momento	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
ADMJ P	Pré	9	39,54	40,22	16,16	59,39	15,40	
	Pós	9	43,61	44,58	15,38	68,58	18,13	
	Dif (pós - pré)	9	4,07	4,09	-3,03	9,19	3,50	0,008*
	Variação %	9	9,31	10,83	-16,45	25,29	11,30	
ADMJ NP	Pré	9	60,66	62,37	44,63	74,80	8,66	
	Pós	9	62,44	61,47	49,98	77,18	8,15	
	Dif (pós - pré)	9	1,78	2,38	-1,61	5,35	2,23	0,043*
	Variação %	9	3,22	3,19	-2,56	11,99	4,36	
ISJ	Pré	9	24,44	18,79	4,71	59,16	19,88	
	Pós	9	22,67	15,78	3,12	61,04	20,84	
	Dif (pós - pré)	9	-1,77	-2,85	-6,08	6,35	3,62	0,180
	Variação %	9	-12,25	-11,24	-42,64	22,63	20,54	

ADMJ P=Amplitude de movimento de joelho parético. ADMJ NP= Amplitude de movimento de joelho não-parético. ISJ=Índice de simetria de joelho.

*Valores inferiores a 0,05 são considerados significativos.

ADM de quadris pré e pós-intervenção fisioterapêutica.

Dados Angulares Quadris						
Voluntários	ADMQ P pré	ADMQ NP pré	ISQ pré	ADMQ P pós	ADMQ NP pós	ISQ pós
01	30,25	40,78	1,37	32,71	40,96	1,25
02	48,37	60,97	1,26	47,86	62,85	1,32
03	39,14	37,64	0,97	41,17	38,00	0,93
04	29,98	43,65	1,46	29,59	40,92	1,40
05	26,60	35,33	1,33	31,46	39,11	1,26
06	35,66	43,93	1,23	25,74	39,00	1,52
07	16,02	41,76	2,64	14,29	44,34	3,11
08	23,60	30,71	1,30	26,41	30,02	1,15
09	16,43	40,02	2,44	19,19	41,61	2,20
MEDIA	29,56	41,64	1,55	29,82	41,87	1,57
DESV. PAD.	10,51	8,38	0,58	10,29	8,80	0,68

ADMQ P=Amplitude de movimento de quadril parético. ADMQ NP= Amplitude de movimento de quadril não-parético. ISQ=Índice de simetria de quadril.

ADM de quadril, segundo análise estatística.

Dados Angulares Quadris – Análise estatística								
Variável	Momento	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
ADMQ P	Pré	9	29,56	29,98	16,02	48,37	10,51	
	Pós	9	29,82	29,59	14,29	47,86	10,29	
	Dif (pós - pré)	9	0,26	2,02	-9,93	4,86	4,34	0,861
	Variação %	9	2,15	5,17	-27,84	18,26	14,59	
ADMQ NP	Pré	9	41,64	40,78	30,71	60,97	8,38	
	Pós	9	41,87	40,92	30,02	62,85	8,80	
	Dif (pós - pré)	9	0,23	0,36	-4,93	3,78	2,72	0,810
	Variação %	9	0,63	0,95	-11,22	10,71	6,58	
ISQ	Pré	9	19,35	14,14	4,94	44,71	14,06	
	Pós	9	19,15	13,52	4,88	51,24	15,34	
	Dif (pós - pré)	9	-0,20	-2,21	-6,46	10,19	5,52	0,917
	Variação %	9	0,96	-11,28	-49,30	98,86	42,03	

ADMQ P=Amplitude de movimento de quadril parético. ADMQ NP= Amplitude de movimento de quadril não-parético. ISQ=Índice de simetria de quadril.

*Valores inferiores a 0,05 são considerados significativos.