

ELIZA REGINA FERREIRA BRAGA MACHADO DE AZEVEDO

**ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DA MARCHA DE
INDIVÍDUOS PARAPLÉGICOS COM E SEM ÓRTESE DE PÉ E
TORNOZELO (AFO)**

CAMPINAS

Unicamp

2011

ELIZA REGINA FERREIRA BRAGA MACHADO DE AZEVEDO

**ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DA MARCHA DE
INDIVÍDUOS PARAPLÉGICOS COM E SEM ÓRTESE DE PÉ E
TORNOZELO (AFO)**

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de mestre em Ciências, área de concentração Fisiopatologia cirúrgica

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

CAMPINAS

Unicamp

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecária: Rosana Evangelista Poderoso – CRB-8ª / 6652

Az25a Azevedo, Eliza Regina Ferreira Braga Machado de
Análise cinética e cinemática da marcha de indivíduos paraplégicos
com e sem órtese de pé e tornozelo (AFO). / Eliza Regina Ferreira
Braga Machado de Azevedo. -- Campinas, SP : [s.n.], 2011.

Orientador : Alberto Cliquet Júnior
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Ciências Médicas.

1. Marcha. 2. Cinemática. 3. Cinética. 4. Paraplegia. 5. Órtese. I.
Cliquet Júnior, Alberto. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

**Título em inglês: Kinematic and kinetic gait assessment of paraplegic
patients with and without ankle foot orthoses (AFO)**

Keywords: • Gait
• Kinematic
• Kinetic
• Paraplegia
• Orthoses

Titulação: Mestrado em Ciências
Área de concentração: Fisiopatologia cirúrgica

Banca examinadora:

Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior
Prof. Dr. Ester da Silva
Prof. Dr. Maurício Etchebehere

Data da defesa: 01-04-2011

Banca Examinadora da Dissertação de Mestrado

Eliza Regina Ferreira Braga M. de Azevedo

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Membros:

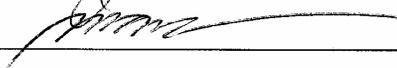
1. Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior -



2. Profa. Dra. Ester da Silva -



3. Prof. Dr. Mauricio Etchebehere -



Curso de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 01/04/2011

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Amynthas e Gladys, pessoas muito importantes na minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente Deus, por sempre iluminar meu caminho, dando-me serenidade para a concretização deste trabalho.

Aos meus pais, pela dedicação, incentivo, apoio e amor incondicionais para que eu chegasse a este ponto.

Ao meu irmão, Eduardo, pelo companheirismo e colaboração mesmo que de forma indireta.

Ao Fagner pelo carinho, amor e paciência em todos os momentos.

Ao Professor Alberto Cliquet Junior pela orientação na busca do conhecimento e pela confiança depositada em mim para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus amigos do laboratório, em especial à Karina Cristina Alonso e ao Enio Walker Azevedo Cacho, pelo apoio e auxílio quando precisei de ajuda.

As minhas amigas que acompanharam toda minha jornada, pelo carinho e por sempre acreditarem em mim.

Aos pacientes e voluntários por comparecerem as avaliações e sem os quais este trabalho não seria realizado.

Ao departamento de estatística da FCM/Unicamp, em especial a Cleide, pela ajuda com a análise estatística do trabalho.

E a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

A lesão medular tem como consequência a perda da mobilidade e sensibilidade abaixo do nível da lesão, gerando, portanto, a impossibilidade de andar. Essa perda de movimentos traz inúmeras consequências aos pacientes lesados medulares como osteoporose, atrofia muscular, espasticidade, infecções urinárias de repetição entre outras. E muitas destas consequências podem ser minimizadas com o treinamento de marcha realizado com a utilização de estimulação elétrica neuromuscular (EENM). Dessa forma, o objetivo da pesquisa foi descrever a marcha de paraplégicos completos utilizando EENM e avaliar os efeitos da *ankle foot orthoses* (AFO) do tipo rígida na marcha destes indivíduos. Dezesesseis indivíduos, sendo dez participantes controle e seis paraplégicos completos realizaram avaliação cinética e cinemática da marcha com e sem AFO. Ambos os grupos realizaram as avaliações em duas etapas: com AFO e sem AFO. Sendo que o grupo de pacientes realizou a marcha sempre utilizando EENM nos músculos quadríceps e no nervo fibular. Foi utilizado sempre o mesmo calçado durante os testes. Foram utilizados como parâmetros espaço-temporais a velocidade média (m/s), a cadência (passos/min), o comprimento de passo (m) e a porcentagem da fase de apoio. Todas as variáveis apresentaram diferenças significativas entre grupos e uso ou não da AFO, com exceção da porcentagem da fase de apoio, que apenas apresentou diferença entre os grupos ($p < 0,001$). Entre as variáveis cinemáticas do tornozelo no contato inicial houve diferença entre os grupos ($p = 0,026$), na amplitude de movimento (ADM) no apoio a diferença foi significativa no uso ou não da AFO ($p = 0,01$), entre grupos ($p = 0,02$) e na interação entre os grupos e o uso ou não da AFO ($p = 0,008$), e na ADM no balanço a diferença ocorreu entre o uso e não da AFO ($p = 0,002$) e na interação entre grupos e uso ou não da AFO ($p = 0,007$). As variáveis do joelho que apresentarão valores significativos entre o uso ou não da AFO foram o ângulo no contato inicial ($p = 0,002$), a ADM no apoio ($p = 0,0001$) e a flexão no impulso ($p = 0,018$), entre os grupos a flexão no impulso ($p < 0,0001$) e a máxima flexão no balanço ($p < 0,001$) apresentaram valores significativos. No quadril as diferenças significativas ocorreram apenas entre os grupos para o contato inicial ($p < 0,0001$), máxima extensão no apoio ($p = 0,002$), a extensão no impulso ($p = 0,005$) e a máxima flexão no balanço ($p = 0,001$). Nas variáveis cinéticas do tornozelo foram avaliados o momento no choque de calcanhar e

momento máximo flexor plantar, ambos apresentaram valores significativos entre grupos ($p=0,012$ e $p=0,014$) e apenas o momento no choque de calcanhar apresentou diferença entre o uso ou não da AFO ($p=0,015$). No joelho e quadril foram avaliados os momentos máximos flexor e extensor. Sendo que no joelho apenas o máximo momento extensor apresentou diferença entre os grupos ($p=0,0002$). No quadril os valores de momento flexor máximo foram significativos entre grupos ($p<0,0001$). Os resultados espaço-temporais sugerem que a marcha com AFO é mais eficaz para os paraplégicos completos. Além disso, a AFO promoveu uma maior proteção ao joelho do desses indivíduos e permitiu uma maior descarga mecânica no quadril podendo assim, prevenir a perda de massa óssea.

The spinal cord injury leads to the loss of mobility and sensibility below the injury level, causing the inability to walk. This loss of movement causes consequences for spinal cord injured patients such as osteoporosis, muscle atrophy, spasticity, repetitive urinary infections and others. Many of these consequences can be minimized by gait training with neuromuscular electrical stimulation (NMES). Thus, the objective of the research was to describe paraplegic gait with NMES and assess the influence of rigid AFO on these individuals gait. Sixteen individuals, ten control participants and six complete paraplegics went through kinetics and kinematics gait evaluation with and without AFO. The patients group performed the gait using NMES in quadriceps muscles and peroneal nerve. Both groups used the same shoes during the tests. Spatiotemporal variables assessed were velocity (m/s), cadence (steps per minute), step length (m) and percentage of stance time. All variables except for the percentage of stance time showed significant differences between groups and with and without AFO. In ankle joint kinematics, the initial contact was different between groups ($p=0,026$), range of motion (ROM) in stance was significant difference with and without AFO ($p=0,01$), between groups ($p=0,02$) and in the interaction between groups and with and without AFO ($p=0,008$), ROM in balance was different between with and without AFO ($p=0,002$) and in the interaction between groups and with and without AFO ($p=0,007$). The knee kinematics displayed significant changes between with and without AFO in initial contact ($p=0,002$), ROM in stance ($p=0,0001$) and flexion at toe-off ($p=0,018$), between groups difference was noted in flexion at toe-off ($p<0,0001$) and maximum flexion in balance ($p<0,0001$). The hip significant differences were only observed between groups in initial contact ($p<0,0001$), maximum extension in balance ($p=0,002$), extension at toe-off ($p=0,005$) and in maximum flexion in balance ($p=0,001$). Ankle joint kinetic variables assessed were the moment at load response and maximum plantar flexor moment, both displayed significant changes between groups ($p=0,012$ and $p=0,014$), only the moment at load response was different between with and without AFO ($p=0,015$). Knee and hip were assessed maximum flexor and extensor moments. Only the maximum knee extensor moment was significant different between groups ($p=0,0002$). Hip flexor moment values were significant between groups ($p<0,0001$). The spatiotemporal

results suggest that the gait with AFO is more effective for complete paraplegics individuals. Furthermore, the AFO allowed a greater knee protection to these individuals and also yielded a higher mechanical loading on the hip, which can prevent the loss bone mass.

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM	Amplitude de movimento
AFO	Ankle foot orthosis
ANOVA	Análise de variância
ASIA	American Spinal Injuries Association
EENM	Estimulação elétrica neuromuscular
EVA	Etil vinil acetato
HC	Hospital de Clínicas
Hz	Hertz
IMC	Índice de massa corpórea
KAFO	Knee ankle foot orthosis
Kg	Quilograma
KΩ	Quilo-ohm
LM	Lesão medular
m	Metros
m/s	Metros por segundo
mV	Milivolts
PGL	Padrão gerador de locomoção
μs	Microsegundos

	Página
Tabela 1. Demografia da LM	23
Tabela 2. Nível neurológico dos pacientes	35
Tabela 3. Medidas antropométricas do grupo de pacientes	35
Tabela 4. Medidas antropométricas do grupo controle	36
Tabela 5. Representação do volume de calibração das câmeras	40
Tabela 6. Caracterização dos gupos	46
Tabela 7. Parâmetros espaço-temporais com média \pm desvio padrão	47
Tabela 8. Desdobramento das interações grupo + AFO para os dados espaço-temporais	47
Tabela 9. Dados cinemáticos do tornozelo com média \pm desvio padrão	48
Tabela 10. Desdobramento das interações grupo + paciente para dados cinemáticos do tornozelo	48
Tabela 11. Dados cinemáticos do joelho com média \pm desvio padrão	50
Tabela 12. Dados cinemáticos do quadril com média \pm desvio padrão	52
Tabela 13. Dados cinéticos do tornozelo com média \pm desvio padrão	53
Tabela 14. Dados cinéticos do joelho com média \pm desvio padrão	54
Tabela 15. Dados cinéticos do quadril com média \pm desvio padrão	55

	Página
Figura 1. Divisões da fase de apoio	26
Figura 2. Divisões da fase de balanço	27
Figura 3. Passo X Passada	28
Figura 4. AFO do tipo rígida	32
Figura 5. Posicionamento dos marcadores	37
Figura 6. Instrumentos utilizados durante a calibração	38
Figura 7. Esquema representativo da estrutura de referência definida para calibração das coordenadas do sistema	39
Figura 8. Seqüência de movimentos realizadas através do corpo de prova, durante a captura da calibração do volume selecionado	39
Figura 9. Câmeras de infravermelho	40
Figura 10. Plataforma de força	41
Figura 11. Estimulador elétrico de quatro canais	41
Figura 12. Calçado e sensores de tornozelo utilizados durante os testes	42
Figura 13. Paciente realizando marcha com EENM, AFO, calçados e marcadores	43
Figura 13. Amplitude de movimento do tornozelo durante o apoio	49
Figura 14. Amplitude de movimento do tornozelo durante o balanço	49
Figura 15. Amplitude de movimento do joelho durante o apoio	51

	Página
RESUMO	8
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	18
2 OBJETIVOS	21
2.1 Objetivo Geral	22
2.2 Objetivo Específico	22
3 REVISÃO DA LITERATURA	23
3.1 Lesão Medular	24
3.2 Marcha Normal	26
3.2.1 Ciclo da Marcha	26
3.2.1.1 Subfases da Marcha	26
3.2.2 Conceitos em Cinemática	29
3.2.3 Conceitos em Cinética	29
3.3 Marcha na LM	30
3.3.1 Ankle foot orthosis (AFO)	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS	33
4.1 Amostra	34

4.2 Procedimentos	34
4.2.1 Avaliação Clínica	34
4.2.2 Avaliação da Marcha	35
4.2.2.1 Posicionamento dos Marcadores	36
4.2.2.2 Calibração	38
4.2.2.3 Captura dos Dados	40
4.2.2.4 Aquisição e Interpretação dos dados	43
4.3 Análise Estatística	43
5 RESULTADOS	45
5.1 Caracterização dos grupos	46
5.2 Parâmetros Espaço-temporais	46
5.3 Parâmetros Cinemáticos	47
5.3.1 Tornozelo	47
5.3.2 Joelho	50
5.3.3 Quadril	51
5.4 Parâmetros Cinéticos	52
5.4.1 Tornozelo	52
5.4.2 Joelho	53
5.4.3 Quadril	54

6 DISCUSSÃO	56
6.1 Parâmetros Espaço-temporais	57
6.2 Parâmetros Cinemáticos	58
6.3 Parâmetros Cinéticos	61
7 CONCLUSÃO	64
8 REFERÊNCIAS	66
9 ANEXOS	71
Anexo 1: ASIA	72
Anexo 2: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	73
10 APÊNDICE	75
Apêndice 1: Artigo	76

1 INTRODUÇÃO

A lesão medular (LM), de acordo com estimativas disponíveis para a população mundial, afeta cerca de 20 a 40 pessoas a cada milhão de habitantes, provocando um grande impacto na vida dos pacientes e familiares (1).

Indivíduos com LM têm como principal queixa a perda da mobilidade abaixo do nível da lesão e conseqüentemente, a impossibilidade de andar. Por esta razão, recentemente, estudos estão sendo realizados sobre a locomoção após a LM (2,3). Essas pesquisas se baseiam em extensos estudos realizados com gatos, nos quais estes tinham suas medulas seccionadas, gerando uma lesão torácica completa, e mesmo assim, após semanas de treinamento em esteira ergométrica, os animais eram capazes de produzir movimentos alternados com os membros posteriores. Essa habilidade produzida pelo gato em gerar passos foi atribuída aos produtores de padrões centrais, também chamados de padrões geradores de locomoção, localizados na medula espinhal, que cumprem uma função importante na produção desses movimentos, interagindo com inputs sensoriais (2,4).

Em certas situações, como a dos pacientes lesados medulares, a marcha pode ser restaurada por ativação elétrica do músculo paralisado ou espástico (3) utilizando a estimulação elétrica neuromuscular (EENM). Esse tipo de marcha traz inúmeros benefícios aos pacientes lesados medulares, minimizando as complicações geradas pela própria lesão, como infecções urinárias de repetição, osteoporose, deficiências cardiovasculares, atrofia muscular, aumento do tônus muscular, entre outros (5,6,7).

Diferentes técnicas de EENM têm sido utilizadas, desde a estimulação com 12 canais até com quatro canais, sendo este considerado o mínimo para gerar marcha após uma LM completa (8). A estimulação elétrica, neste caso, ocorre nos músculos quadríceps, para promover a extensão do joelho e do nervo fibular, que gera a dorsiflexão através do reflexo de retirada. Em outros casos, também podem ser estimulados os glúteos para extensão do quadril, o eretor da espinha para estabilização do tronco e os isquiotibiais para flexão do joelho (9,10,11,12,13).

Durante a marcha são utilizados dispositivos auxiliares, como andador e as órteses, como a *ankle foot orthosis* (AFO), que mantém o pé em dorsiflexão, evitando entorses e fraturas do tornozelo. Pois durante o treino de marcha tem-se o risco de ocasionar lesões

osteo-articulares e musculares devido a fatores como deficiência ou ausência de propriocepção e também a osteoporose (14).

Considerando estes fatores, faz-se necessária uma avaliação cinética e cinemática da marcha de lesados medulares utilizando a EENM com e sem AFO. Sendo que, a partir da análise desses dados, é possível compreender melhor as alterações na marcha desses pacientes e qual das diferentes situações (com ou sem AFO) produz uma marcha mais funcional a estes pacientes.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Analisar os efeitos da AFO tipo rígida na marcha de paraplégicos utilizando a EENM.

2.2 Objetivo Específico

Analisar se a marcha com AFO rígida é mais eficaz nos indivíduos paraplégicos, através dos resultados espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos.

Verificar se a AFO rígida proporciona descarga mecânica nas articulações de joelho e quadril.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Lesão Medular

Na LM ocorre a perda da comunicação entre o cérebro e o restante do corpo, através do dano causado a uma rede neural complexa, presente na medula espinhal, implicada na transmissão, modificação e coordenação motora e sensorial, e no controle autônomo dos sistemas de órgãos (15).

A LM é uma patologia com alto índice de morbi-mortalidade e afeta, principalmente, indivíduos jovens, ativos, independentes e do sexo masculino. Nos Estados Unidos a incidência da LM é aproximadamente 13.000 novos casos por ano. Sendo que o número de pessoas vivendo com LM, nos Estados Unidos, está entre 183.000 e 230.000, e 56% das lesões ocorre em pessoas entre 16 e 30 anos (16). No Brasil, ocorrem cerca de seis a oito mil novos casos por ano de LM (17). A tabela 1 demonstra uma demografia adicional.

Tabela 1. Demografia da LM.

Média de idade na lesão	31,7 anos
Idade mais comum na lesão	19,0 anos
Sexo	
Masculino	81,8%
Feminino	18,2%
Causas da lesão	
Acidente com veículo motorizado	37,2%
Atos violentos	26,8%
Quedas	21,0%
Lesões no esporte	7,1%
Outras	7,9%
Categorias neurológicas na alta	
Tetraplegia incompleta	29,6%
Paraplegia completa	28,1%
Paraplegia incompleta	21,5%
Tetraplegia completa	18,6%
Nenhum déficit	0,7%
Desconhecido	0,7%
Sítios comuns da lesão	
C5	15,7%
C4	12,7%
C6	12,6%
T12	7,6%

C7	6,3%
L1	4,8%

Fonte: Umphred, 2004.

A LM pode ser traumática (84% dos casos) e não-traumática (16%), sendo que as lesões traumáticas ocorrem por acidentes automobilísticos, ferimentos por arma de fogo e arma branca, queda, acidentes esportivos, agressões, mergulho em água rasa, entre outros. Já as lesões não-traumáticas ocorrem por inflamação, isquemia, tumores, infecções e malformações congênitas (15).

As manifestações clínicas da LM variam de acordo com a extensão e a localização do dano à medula espinhal. Sendo que os pacientes podem apresentar como seqüela uma tetraplegia, na qual o dano à medula espinhal ocorre nos segmentos cervicais e as funções dos membros superiores, inferiores e tronco são comprometidas; ou paraplegia, quando o dano à medula ocorre na região torácica, lombar ou sacral, podendo comprometer as funções do tronco e membros inferiores.

Para classificar e avaliar os níveis funcionais da LM de forma mais precisa e uniforme a American Spinal Injuries Association (ASIA) criou uma escala que examina sistematicamente os dermatômos e miótômos, determinando assim os segmentos medulares afetados pela lesão. A avaliação consiste em um exame sensitivo e motor para determinar o nível neurológico da lesão. Além disso, ela também classifica as lesões como completas e incompletas. As lesões completas ocorrem quando há ausência total de função motora e sensorial do segmento sacral mais baixo (S4-S5), ou seja, toda a comunicação neural abaixo da lesão está interrompida. E nas lesões incompletas há preservação parcial da função sensorial e/ou motora abaixo do nível da lesão e no segmento sacral mais baixo (16).

A LM também gera complicações secundárias como as úlceras de pressão, a disreflexia autonômica, a espasticidade, a osteoporose, a ossificação heterotópica, as complicações cardíacas, urológicas, intestinais e respiratórias (16,18).

3.2 Marcha Normal

A marcha é método natural do corpo para se deslocar de um local para o outro utilizando o mínimo de energia, e por isso, é considerada uma das maiores habilidades do ser humano (19).

A marcha é um padrão cíclico de movimentos corporais que se repete indefinidamente a cada passo (3).

3.2.1 Ciclo da Marcha

O ciclo da marcha é o intervalo de tempo ou seqüência de movimentos que ocorrem entre dois contatos iniciais consecutivos do mesmo pé (20).

Cada ciclo de marcha é dividido em dois períodos, a fase de apoio e a fase de balanço.

A fase de apoio começa quando o pé toca o solo, e designa todo o período em que o mesmo pé está em contato com a superfície. Ela é geralmente subdividida em cinco subfases e é responsável por cerca de 60% do ciclo (19).

Já a fase de balanço tem início quando o pé perde o contato com o solo, e é responsável por 40% do ciclo da marcha (19).

3.2.1.1 Subfases da Marcha

O contato inicial é o evento que inicia a fase de apoio e corresponde de 0 a 2% do ciclo da marcha. Segundo Perry (19) esta fase ocorre quando o pé acaba de tocar o solo e para iniciar o rolamento do calcanhar efetivo o tornozelo deve estar neutro, o joelho estendido e o quadril fletido.

A resposta à carga é o período de duplo apoio inicial, no qual o peso é transferido para a perna de apoio, correspondendo de 0 a 10% do ciclo de marcha. Nesta fase há uma flexão restrita do joelho, uma flexão plantar do tornozelo e a estabilização do quadril para que ocorra a absorção do choque de calcanhar, promovido pelo quadríceps, limitando o

arco de flexão do joelho, que mantém a estabilidade para recepção do peso no joelho e o rolamento do calcanhar, que continua a progressão do corpo (19).

O apoio médio corresponde de 10 a 30% do ciclo da marcha. Inicia-se quando o outro pé é elevado e continua até que o peso do corpo esteja alinhado sobre o antepé. Nesta fase ocorre uma dorsiflexão restrita do tornozelo, para que o movimento de rolamento do tornozelo permita a progressão anterior, uma extensão do joelho, na qual o alinhamento progressivo dele aumenta a estabilidade de suporte do membro e uma estabilização do quadril no plano coronal, para que a ação da musculatura abduzora estabilize a pelve em nível postural, promovendo assim, uma base apropriada para o alinhamento do tronco (19).

O apoio terminal corresponde de 30 a 50% do ciclo da marcha e é conhecido como o período de descarregamento do peso. Nesta fase ocorre a elevação do calcanhar e a queda anterior do corpo, que é a principal componente de progressão. O rolamento do antepé permite que o corpo avance além da área de suporte e a estabilização dinâmica do tornozelo é o elemento que permite a elevação do calcanhar (19).

O pré-balanço é a fase final do apoio (50 a 60% do ciclo da marcha), nela há a flexão do joelho. O joelho atinge uma grande amplitude de flexão contribuindo para o desprendimento dos dedos e avanço do membro (19).

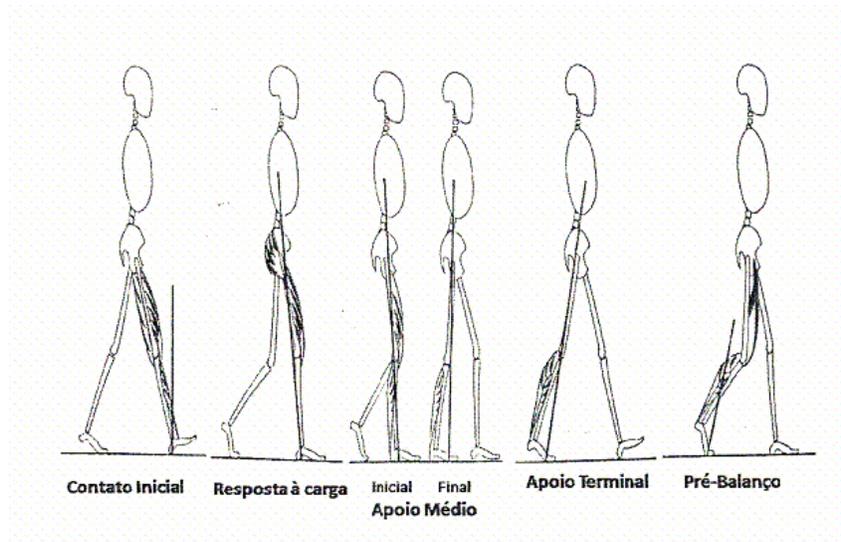


Figura 1. Divisões da fase de apoio. Fonte: Perry J, 2005.

Durante o balanço inicial (60 a 73% do ciclo da marcha) as articulações do quadril e joelho flexionam para permitir que o membro em balanço dirija-se para frente, sendo que a libertação do pé do solo depende mais da flexão adequada do joelho do que do tornozelo propriamente dito, pois a postura do membro posiciona o pé em uma postura com os dedos para baixo e o avanço da coxa contribui como força propulsora (19).

O balanço médio corresponde de 73 a 87% do ciclo da marcha, ele continua com a atividade de avanço do membro e passagem do pé. Sendo que para isso, ocorre o aumento da flexão do quadril e a dorsiflexão do tornozelo. O controle ativo do tornozelo permite que o pé seja liberado (19).

O balanço terminal (87 a 100% do ciclo da marcha) é a fase final do balanço e inicia-se com a tibia vertical e termina quando o pé toca o solo. Nesta fase ocorre a desaceleração do quadril e do joelho, para inibir a flexão adicional do quadril e evitar a hiperextensão do joelho, sendo que a extensão do joelho gera uma posição de estabilidade passiva nessa articulação na preparação para aceitação do peso do corpo. Além disso, o tornozelo é mantido numa posição neutra para o contato com o solo (19).

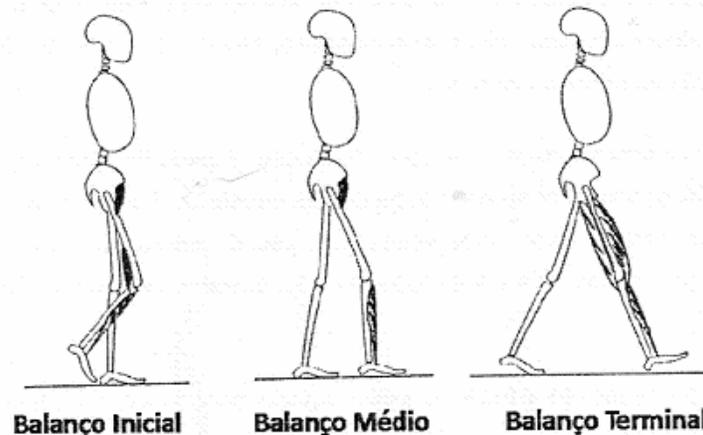


Figura 2. Divisões da fase de balanço. Fonte: Perry J, 2005.

3.2.2 Conceitos em Cinemática

A cinemática é a ciência que descreve o movimento através de deslocamentos angulares, velocidade e aceleração no espaço. Essas medidas são realizadas com precisão através de uso de instrumentos (21).

As medidas lineares do ciclo da marcha incluem as variáveis de tempo e distância, dentre elas: cadência (número de passos dados em um intervalo de tempo), passo (espaço compreendido entre os pontos onde os pés tocam o solo), passada (espaço compreendido entre o contato inicial de um pé e o novo contato inicial do mesmo pé) e velocidade (média da velocidade ao longo da progressão).

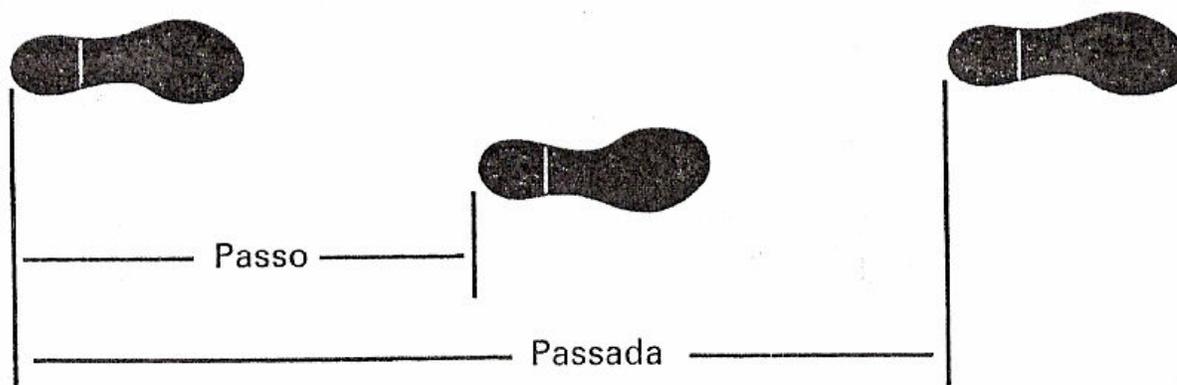


Figura 3. Passo X Passada. Fonte: Rose J, Gamble JG, 1993.

3.2.3 Conceitos em Cinética

A compreensão da cinética da marcha é essencial para interpretação apropriada da locomoção humana. Ela é o estudo de forças internas (músculos e ligamentos) e externas (gravidade e força de reação do solo) que causam os movimentos (3). As forças internas podem ser positivas quando produzem o movimento, ou negativas quando provocam resistência ao movimento. Já as forças externas, são sempre geradas quando o pé está em

contato com a superfície da marcha (22). Essas medidas podem ser realizadas através de instrumentos e calculadas a partir do movimento.

O momento de força é medido através do efeito de rotação criado por uma força, que pode ser gerada por músculos ou outras estruturas. Fatores como peso e altura influenciam o momento.

3.3 Marcha na LM

Nos dias de hoje, a marcha em lesados medulares é realizada devido a estudos prévios sobre o controle de locomoção dos mamíferos. Gatos adultos, após uma secção completa da medula espinhal na região torácica adquiriram novamente a habilidade em gerar passos independentes com os membros posteriores após semanas de treinamento em esteira. Inicialmente, o treinamento em esteira era realizado com a descarga parcial do peso do gato e assistência manual nas patas traseiras para produzir passos rítmicos. Após semanas de treinamento o gato já conseguia produzir movimentos alternados com membros posteriores, somente com a descarga parcial de peso. Essa habilidade em gerar passos foi atribuída aos padrões centrais, também chamados de padrões geradores de locomoção, que estão localizados na medula espinhal e têm uma função importante na produção de movimentos alternados e ritmados, interagindo com inputs sensoriais. Neste caso, na ausência de controle supra-espinhal, os circuitos neurais localizados na medula lombosacral, devido às informações periféricas mediadas, produziram um padrão locomotor coordenado aos gatos (2,4,23).

Inicialmente, o treino de marcha só era realizado em pacientes com lesões incompletas e/ou baixas. Entretanto, com a evolução das pesquisas, atualmente todos os lesados medulares podem realizar o treinamento de marcha, inclusive os com tetraplegia completa.

Durante a marcha na LM, para proteção do paciente e produção de uma marcha mais efetiva, podem ser utilizados dispositivos auxiliares, como andador, suporte parcial de peso, bengalas, as órteses, como *knee ankle foot orthosis* (KAFO), *ankle foot orthosis* (AFO) entre outros.

A marcha após LM pode também ser restaurada por ativação elétrica do músculo paralisado através da EENM. Há mais de 30 anos, Liberson et al (24) desenvolveram um estimulador elétrico portátil com um único canal, para prevenir o pé equino durante a marcha de pacientes hemiplégicos. A deambulação em paraplégicos utilizando EENM foi descrita, inicialmente, em 1980 por Kralj et al (23,25).

A contração muscular utilizando a EENM induz inicialmente a contração das fibras de rápida contração e depois das fibras de contração lenta e resistentes à fadiga, ao contrário da contração muscular fisiológica, na qual inicialmente ocorre o recrutamento das fibras resistentes à fadiga e de contração lenta e com o recrutamento das fibras rápidas só quando são solicitadas forças adicionais. A força de contração, quando utilizada a EENM é modulada pela intensidade e frequência do estímulo (3).

O músculo paralisado pela LM é composto principalmente por fibras de contração rápida atrofiadas. Quando ativado eletricamente, produz força menor que a normal e entra em fadiga rapidamente, portanto, é necessário como pré-requisito para iniciar a marcha artificial o condicionamento do músculo paralisado (3).

Diferentes técnicas de EENM têm sido utilizados para gerar a marcha após LM, desde estimulação com 12 canais até com quatro canais, sendo este considerado o mínimo para gerar passos após uma LM completa. Neste caso, são estimulados os músculos quadríceps, para promover a extensão do joelho durante a fase de apoio e o nervo fibular, que produz o reflexo de retirada durante a fase de balanço. Em outros casos, também podem ser estimulados o músculo eretor da espinha, para promover uma estabilização do tronco, os isquiotibiais, para flexão do joelho e os glúteos para extensão do quadril (9,11,13).

A marcha com EENM traz inúmeros benefícios aos lesados medulares, minimizando algumas das complicações geradas pela lesão, como a osteoporose, as infecções urinárias de repetição, a atrofia muscular, a rigidez articular, a espasticidade, as deficiências cardiovasculares. Além de aumentar o condicionamento físico e a auto-estima (5,6,7).

3.3.1 *Ankle foot orthosis (AFO)*

AFO é um tipo de órtese, normalmente confeccionada sob medida e feita em polipropileno com revestimento em EVA. Ela pode ser do tipo articulada, que permite os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, limitando os movimentos de rotação e inversão e eversão do tornozelo; rígida, que permite somente 6° de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo; e semi-rígida, que permite a flexão plantar na fase de apoio e auxilia a dorsiflexão na fase de balanço.

Em indivíduos com LM, normalmente utiliza-se a AFO do tipo rígida para prevenção de entorses e fraturas. Além de prevenir a flexão plantar durante a fase de balanço e ajudar no posicionamento do pé no choque de calcanhar (26).



Figura 4. AFO do tipo rígida.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Amostra

Foram estudados 16 indivíduos, sendo que seis lesados medulares, que participaram do grupo experimental e foram selecionados no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (HC da UNICAMP), e dez do grupo controle, composto por indivíduos saudáveis.

No grupo experimental foram selecionados pacientes com diagnóstico disfuncional de paraplegia completa com mais de um ano de lesão, que estivessem realizando o treinamento de marcha com EENM no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do HC da UNICAMP, com idade entre 20 e 35 anos e do sexo masculino.

Não participaram da pesquisa pacientes com patologias prévias que pudessem interferir nos resultados do estudo, como algum tipo de disfunção ortopédica, cardiorrespiratória ou qualquer outra disfunção neurológica. Além de pacientes com menos de um ano de lesão.

O grupo controle também foi constituído somente com sujeitos do sexo masculino com idade entre 20 e 35 anos. Todos os indivíduos eram saudáveis e que apresentavam padrões normais de marcha. Foram excluídos deste grupo, indivíduos que apresentassem patologias ortopédicas, neurológicas ou cardiorrespiratórias.

Este estudo obteve a aprovação e consentimento do Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP segundo a Resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96.

4.2 Procedimentos

4.2.1 Avaliação Clínica

Os pacientes foram avaliados através da American Spinal Injury Association Classification (ASIA) (Anexo 1 – tabela 2).

Tabela 2. Nível neurológico dos pacientes.

Paciente	Nível Neurológico	ASIA
1	T3	A
2	T5	A
3	T7	A
4	T9	A
5	T9	A
6	T12	A

4.2.2 Avaliação da Marcha

A avaliação da marcha foi realizada através da análise de dados espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos utilizando equipamentos da empresa Qualysis.

Antes do início dos testes foram realizadas as medidas antropométricas (estatura e massa corporal) dos indivíduos (tabela 3 e 4).

Tabela 3. Medidas antropométricas do grupo de pacientes.

Paciente	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa Corporal (kg)
1	23	1,89	81
2	29	1,73	59
3	23	1,73	73
4	26	1,90	86
5	34	1,82	91
6	33	1,66	63
Média ± dp	28±4,82	1,79±0,09	75,5±12,77

dp = desvio padrão

Tabela 4. Medidas antropométricas do grupo controle.

Controle	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa Corporal (kg)
1	30	1,74	74
2	24	1,90	88
3	22	1,85	88
4	24	1,85	85
5	22	1,73	75
6	22	1,84	71
7	24	1,81	60
8	22	1,86	75
9	24	1,74	80
10	22	1,73	107
Média ± dp	24±3,65	1,8±0,07	80,3±12,68

dp = desvio padrão

4.2.2.1 Posicionamento dos Marcadores

Foram utilizados 7 marcadores esféricos com 20mm de diâmetro, confeccionados com polietileno e revestidos com material reflexivo. Estes marcadores foram fixados em determinados pontos anatômicos do membro inferior direito sobre a pele utilizando fita adesiva.

Utilizou-se um protocolo de posicionamento dos marcadores desenvolvido, inicialmente, em Oxford e aprimorado posteriormente, no Laboratório de Lundberg, sendo esses posicionados (figura 5):

- Trocânter maior do fêmur;
- Borda superior da patela: ao longo da linha central da patela a 1cm proximal da borda superior da patela, com joelho em extensão;

- Interlinha articular do joelho: porção lateral, a patela é dividida em duas partes iguais, o marcador é aplicado na posição média;
- Tuberosidade da tibia: posicionado no meio da tuberosidade anterior da tibia;
- Maléolo lateral: aplicado a 3cm do maléolo lateral;
- Posteriormente ao calcâneo: mesmo plano horizontal do marcador fixado no maléolo;
- Entre o II e III metatarso: entre 1 a 1,5cm proximal a cabeça dos metatarsos.

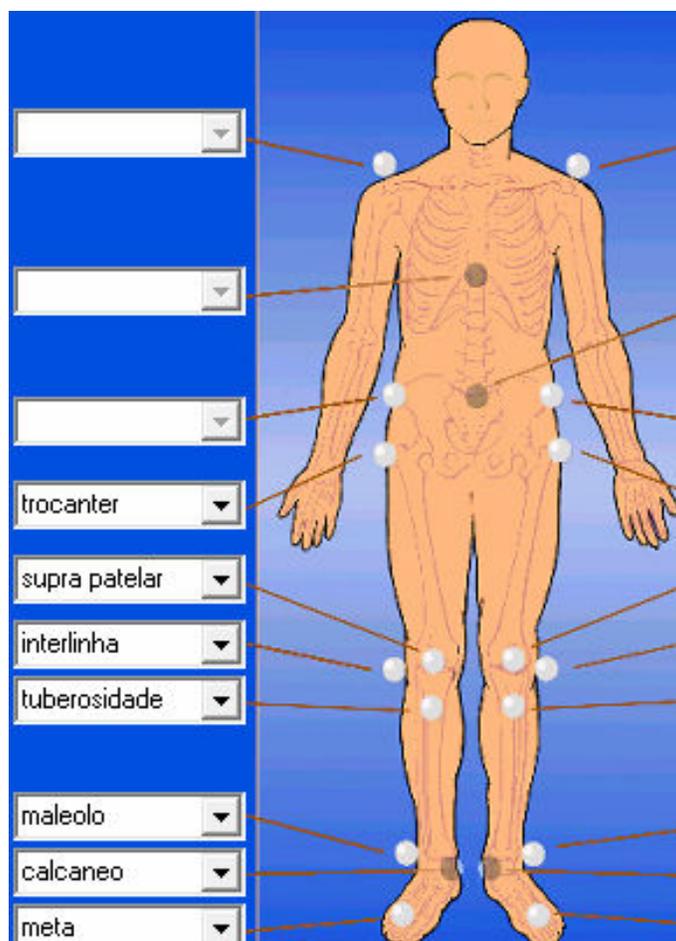


Figura 5. Posicionamento dos marcadores. Fonte: QGait versão 2.0.

4.2.2.2 Calibração

As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram calculadas através dos parâmetros externos das câmeras (sua localização e orientação), que são obtidos por meio do procedimento de calibração.

A calibração utilizou os arquivos de linearização individuais que continham parâmetros internos das câmeras e a coleta das posições bidimensionais de quatro marcadores estáticos (“L”) e dois marcadores em movimento (“T”) no volume da calibração.

A origem do sistema de coordenadas globais (X, Y e Z) foi representada pela estrutura em “L”, mais precisamente pelo marcador posicionado no vértice dessa estrutura (figura 6).

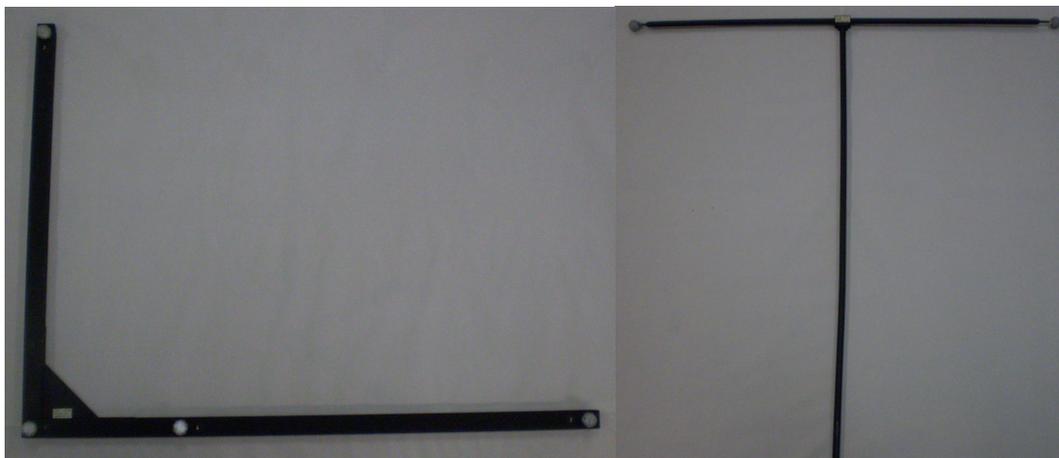


Figura 6. Instrumentos utilizados durante a calibração.

O eixo x, com três marcadores, é perpendicular ao plano coronal e varia positivamente no sentido de progressão do movimento, póstero-anterior. O eixo y possui dois marcadores e é perpendicular ao plano sagital, variando positivamente no sentido médio-lateral. O eixo z é perpendicular ao plano transversal com variação no sentido distal-proximal (figura 7).

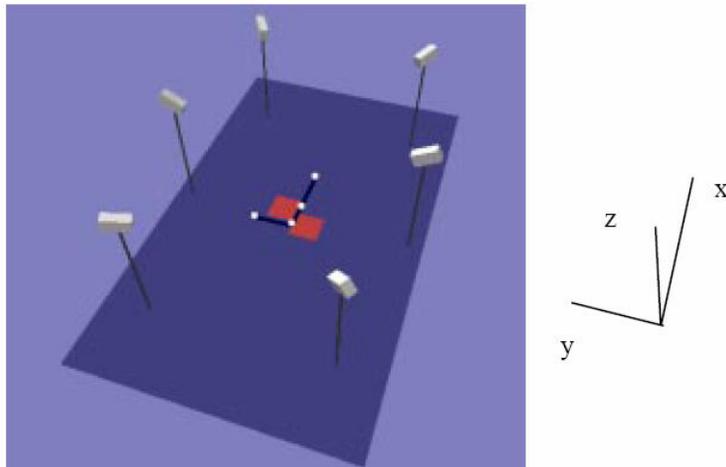


Figura 7. Esquema representativo da estrutura de referência definida para calibração das coordenadas do sistema. Fonte: Manual Qualisys AB, 1999.

Os dois marcadores móveis são utilizados para “varrer” o volume de calibração, sendo que estes estão fixos nas extremidades de um bastão de 750,3mm (“T”). Este bastão deve ser movimentado ao longo do volume de calibração sendo orientado de acordo com os três eixos do sistema de coordenadas globais (figura 8).

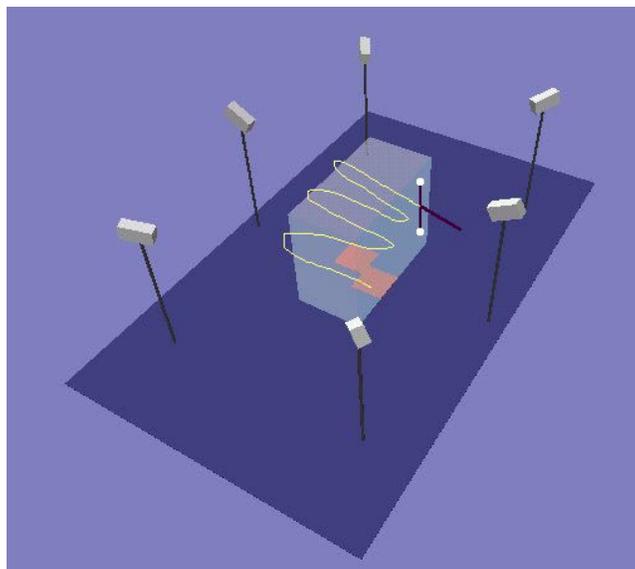


Figura 8. Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Fonte: Manual Qualisys AB, 1999.

Através dessa calibração foi determinado um sistema de referência com dimensões conhecidas, registrando assim informações dentro de um campo (tabela 5).

Tabela 5. Representação do volume de calibração das câmeras.

X	Y	Z
-600	-220	-100
1800	700	1250

4.2.2.3 Captura dos Dados

O sistema de captura de movimento foi formado por seis câmeras de infra-vermelho ProReflex da empresa Qualysis, que operavam a uma frequência de 240Hz e eram posicionadas sobre tripés (figura 9).



Figura 9. Câmeras de infravermelho.

Além das câmeras, foi utilizada uma passarela de madeira com seis metros de comprimento e um metro de largura, que continha uma plataforma de força (AMTI, Newton, MA, USA) com dimensão igual a 55x51cm, que forneceu os dados de momento articular (figura 10).



Figura 10. Plataforma de força.

Para o grupo experimental também foi utilizado um estimulador elétrico de quatro canais com onda monofásica bipolar, frequência de 25Hz, pulso retangular de 300 μ seg e carga de 1K Ω , sendo o pico de corrente de até 250mV (figura 11).



Figura 11. Estimulador elétrico de quatro canais.

Os indivíduos foram orientados a caminhar em velocidade confortável sobre a passarela, colocando o pé direito sobre a plataforma de força, sem alterar o comprimento do passo. Todos os indivíduos realizaram a tarefa com o mesmo calçado para que não ocorressem alterações no padrão de movimento devido aos diferentes calçados (figura 12).



Figura 12. Calçado e tensores de tornozelo utilizados durante os testes.

Na captura dos dados do grupo controle foi realizada inicialmente a coleta da marcha normal e confortável. Posteriormente foi realizada a coleta da marcha utilizando AFOs bilateralmente e calçados, sendo que antes da coleta o sujeito era orientado a caminhar cerca de cinco minutos com as órteses para adaptação.

No grupo experimental, os indivíduos utilizaram em todas as coletas a EENM no músculo quadríceps e no nervo fibular e o andador. Sendo que inicialmente foram realizadas as coletas utilizando as órteses e depois sem as AFOs, mas neste caso eram utilizados tensores de tornozelo para proteção do mesmo.

Inicialmente, os pacientes eram posicionados no início da passarela, sentados nas cadeiras de rodas. Quando a coleta era iniciada a EENM era ligada, os indivíduos ficavam em pé e iniciavam a marcha. Então, eles caminhavam até o final da passarela e quando a coleta terminava era desligada a EENM e eles sentavam nas cadeiras de rodas. Os pacientes descansavam após cada coleta para que a fadiga muscular fosse evitada.



Figura 13. Paciente realizando a marcha com EENM, AFO, calçados e marcadores.

No grupo experimental, cada sujeito utilizava a própria órtese. Já no grupo controle foi utilizada a mesma órtese para todos os indivíduos.

Todos os experimentos foram realizados cinco vezes, porém foram analisadas apenas as três melhores coletas.

4.2.2.4 Aquisição e Interpretação dos dados

Para interpretar os dados coletados foi necessário um conversor analógico-digital/digital-analógico (AD/DA) que permitiu a sincronização para aquisição, armazenamento e controle de sinais.

O conversor AD possui 16 canais de entrada numerados de 0 a 15, sendo 6 destes destinados a plataforma de força, canal 0 (F_x – força ântero-posterior), canal 1 (F_y – força médio-lateral), canal 2 (F_z – força vertical), canal 3 (M_x – momento x), canal 4 (M_y – momento y) e canal 5 (M_z – momento z).

O software Qtrac versão 2.53 foi utilizado para coletar, visualizar e salvar os dados. A partir deste software foi gerada uma seqüência de quadros de imagens resultante da

identificação dos marcadores. Como resultado, obtinha-se um arquivo constituído por um conjunto de segmentos (.SEG).

Após a identificação dos pontos eram gerados dois arquivos (.TSV e .ATSV), nos quais os dados eram filtrados e as trajetórias interpoladas. Nestes, o número de pontos (sete) correspondia ao número de marcadores utilizado no exame.

Por último, utilizou-se o software Qgait versão 2.0. Neste, foram colocados valores referentes ao ciclo da marcha, que se iniciava no contato inicial do pé direito e terminava no segundo contato do mesmo pé. Com isso, eram construídos os gráficos dos ângulos de quadril, joelho e tornozelo, além dos momentos articulares normalizados pela altura e massa corporal dos indivíduos.

4.3 Análise Estatística

Foi utilizada uma análise descritiva com apresentação de medidas de posição e dispersão. Para comparação da idade, peso, altura e índice de massa corpórea (IMC) entre grupos foi utilizado o teste Mann-Whitney.

Para comparação dos parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos medidos entre grupos e o uso ou não da AFO foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas, com transformação de postos.

O nível de significância adotado para os testes estatísticos foi 5%, ou seja $p\text{-valor} \leq 0,05$ (27,28).

5 RESULTADOS

5.1 Caracterização dos Grupos

Através do teste Mann-Whitney verificou-se que o grupo de pacientes e controle não diferem significativamente nas proporções: idade, peso, altura e índice de massa corpórea (IMC), mostrando a homogeneidade entre eles (tabela 6).

Tabela 6. Caracterização dos grupos.

Grupo	Idade (média±dp)	Peso (média±dp)	Altura (média±dp)	IMC (média±dp)
Controle	24±3,7	80,3±12,7	1,8±0,1	24,8±4,6
Paciente	28±4,8	75,5±15,8	1,8±0,1	23,5±2,5
p-valor	0,075	0,625	0,661	0,481

*dp= desvio padrão

5.2 Parâmetros Espaço-temporais

Nos resultados apresentados em tabelas, estas foram divididas entre os parâmetros estudados. A análise estatística demonstrada nas tabelas foi dividida em três efeitos para cada parâmetro, efeito do grupo, que compara os resultados entre os grupos, o efeito da AFO, que compara o uso ou não da AFO nos grupos e por último, a interação grupo mais AFO, que compara todos os fatores (grupo e uso ou não da AFO). Quando os valores, neste último caso, eram significativos ($p \leq 0,05$) foram realizados os desdobramento dos fatores para perceber onde realmente a diferença foi significativa. Para isso então, era fixado primeiramente o grupo, sendo comparado nos grupos se havia diferença entre o uso ou não da AFO e posteriormente, era fixado o uso ou não uso da AFO e então comparado os grupos nas duas diferentes situações.

Nos dados espaço-temporais, através do teste ANOVA, encontraram-se diferenças significativas entre os grupos e uso ou não da AFO (tabela 7). Em valores nos quais a interação uso da AFO e do grupo foram significativos ($p \leq 0,05$) realizou-se o desdobramento dos fatores (tabela 8).

Tabela 7. Parâmetros espaço-temporais com média \pm desvio padrão.

Parâmetros	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Velocidade média (m/s)	0,85 \pm 3,7	1,03 \pm 0,15	0,1 \pm 0	0,09 \pm 0,01	<0,0001	0,078	0,015
Cadência (passos/min)	84,97 \pm 13,15	94,6 \pm 6,77	15,08 \pm 2,91	13,5 \pm 2,83	<0,0001	0,496	0,013
Comprimento passo (m)	1,19 \pm 0,17	1,31 \pm 0,15	0,64 \pm 0,11	0,6 \pm 0,08	<0,0001	0,16	0,003
Fase de apoio (%)	62,93 \pm 3,37	61,53 \pm 1,81	89,91 \pm 2,31	88,17 \pm 6,33	<0,0001	0,282	0,282

Tabela 8. Desdobramento das interações grupo + AFO para os dados espaço-temporais.

Parâmetros	Fixando Grupo		Fixando uso da AFO	
	Controle p-valor	Paciente p-valor	Com AFO p-valor	Sem AFO p-valor
Velocidade média	0,009	0,363	<0,0001	<0,0001
Cadência	0,039	0,025	<0,0001	<0,0001
Comprimento passo	0,004	0,175	<0,0001	0,0002

5.3 Parâmetros Cinemáticos

5.3.1 Tornozelo

No tornozelo foram verificadas as amplitudes de movimento (ADM) no apoio e no balanço, o ângulo no contato inicial e a flexão plantar no impulso. Observou-se que as ADM, tanto no grupo de pacientes quanto no controle utilizando a AFO foram maiores do que o esperado. Entretanto, a flexão plantar no impulso foi menor quando ambos os grupos utilizavam a AFO (tabelas 9 e 10 e figuras 13 e 14).

Tabela 9. Dados cinemáticos do tornozelo com média \pm desvio padrão.

Parâmetros (graus)	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Contato Inicial	4,55 \pm 4,54	3,61 \pm 4,78	1,45 \pm 7,03	-4,21 \pm 6,74	0,026	0,253	0,306
ADM apoio	6,28 \pm 1,55	15,86 \pm 5,76	16,99 \pm 9,41	16,07 \pm 9,91	0,02	0,01	0,008
ADM balanço	5,27 \pm 1,73	15,01 \pm 4,93	19,54 \pm 20,0	13,02 \pm 8,45	0,201	0,002	0,007
Flexão plantar no impulso	4,69 \pm 5,56	-1,51 \pm 4,66	3,39 \pm 14,11	0,69 \pm 7,86	0,519	0,027	0,342

Tabela 10. Desdobramento das interações grupo + AFO para os dados cinemáticos do tornozelo.

Parâmetros	Fixando Grupo		Fixando uso da AFO	
	Controle p-valor	Paciente p-valor	Com AFO p-valor	Sem AFO p-valor
ADM Apoio	0,007	0,923	0,002	0,717
ADM balanço	<0,0001	0,803	0,029	0,338

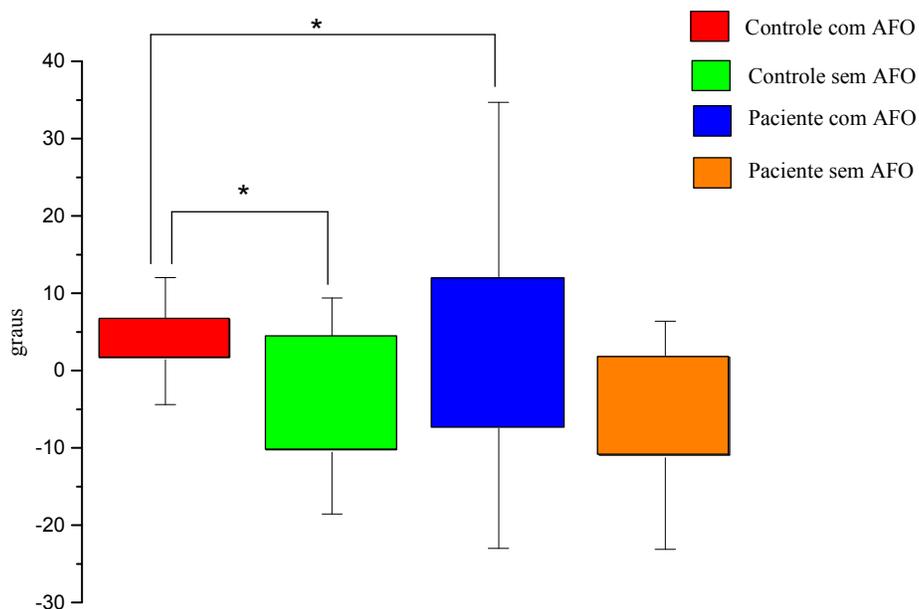


Figura 14. Amplitude de movimento do tornozelo durante o apoio. Interação grupo + AFO, * $p \leq 0,05$.

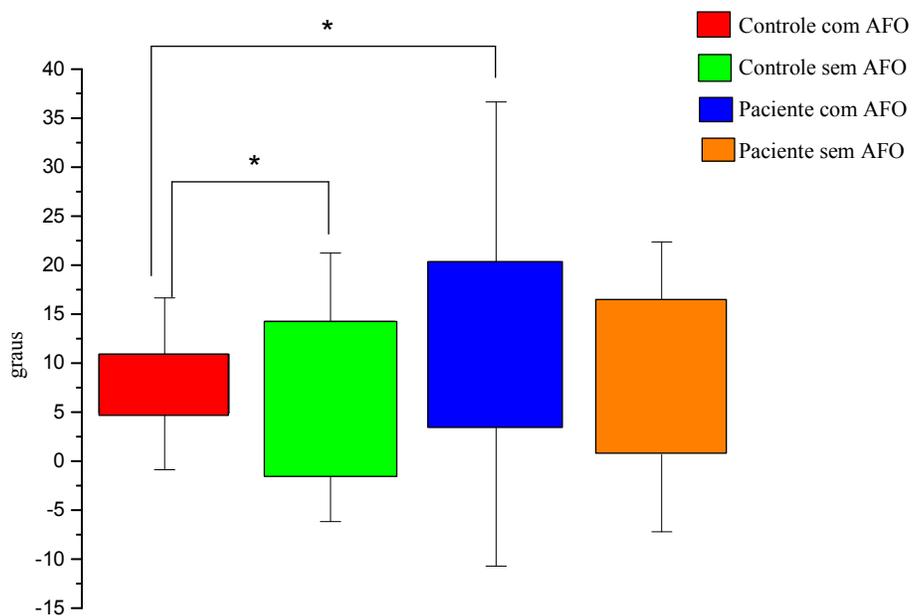


Figura 15. Amplitude de movimento do tornozelo durante o balanço. Interação grupo + AFO, * $p \leq 0,05$.

5.3.2 Joelho

No joelho foram verificados o ângulo no contato inicial, a ADM no apoio e o ângulo de flexão no impulso. Com estes dados, pode-se observar que a flexão do joelho é maior no contato inicial, em ambos os grupo, quando a AFO é utilizada. Entretanto, a ADM no apoio é maior quando os indivíduos não utilizavam a AFO (tabela 11 e figura 15)

Tabela 11. Dados cinemáticos do joelho com média \pm desvio padrão.

Parâmetros (graus)	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Contato inicial	4,51 \pm 6,32	-0,69 \pm 5,41	2,84 \pm 5,02	0,33 \pm 7,44	0,907	0,002	0,579
ADM Apoio	20,92 \pm 4,86	28,39 \pm 3,01	17,96 \pm 3,95	23,74 \pm 10,15	0,059	0,0001	0,149
Flexão no impulso	33,63 \pm 4,99	35,09 \pm 5,5	9,03 \pm 8,73	11,99 \pm 7,95	<0,0001	0,018	0,289
Máxima flexão no balance	63,59 \pm 7,98	64,48 \pm 5,82	17,61 \pm 11,59	22,43 \pm 11,26	<0,0001	0,413	0,836

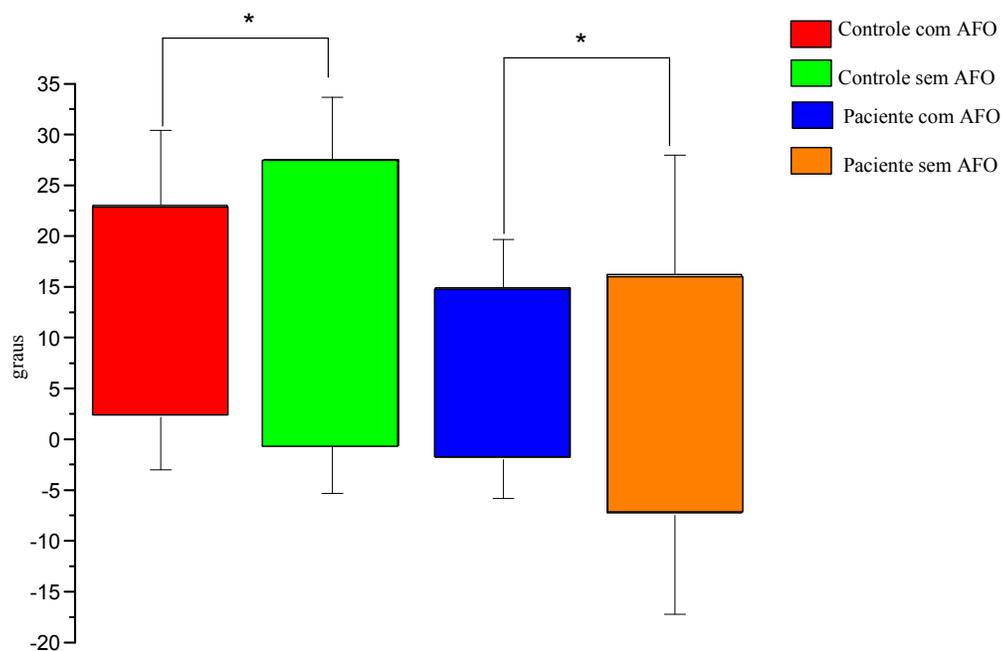


Figura 16. Amplitude de movimento do joelho durante o apoio. Efeito AFO, * $p \leq 0,05$.

5.3.3 Quadril

Foram verificados para o quadril o ângulo no contato inicial, a máxima extensão no apoio, o ângulo de extensão no impulso e a máxima flexão no balanço. Todos os valores com exceção da extensão no impulso foram maiores quando os indivíduos utilizavam a AFO (tabela 12).

Tabela 12. Dados cinemáticos do quadril com média \pm desvio padrão.

Parâmetros (graus)	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Contato inicial	18,35 \pm 4,34	17,98 \pm 4,56	7,09 \pm 2,44	5,01 \pm 2,9	<0,0001	0,069	0,631
Máxima extensão apoio	-14,07 \pm 4,08	-13,08 \pm 3,97	-20,87 \pm 5,27	-18,85 \pm 1,8	0,002	0,259	0,939
Extensão no impulse	-7,8 \pm 4,8	-8,08 \pm 4,73	-15,55 \pm 2,13	-14,35 \pm 6,55	0,005	0,333	0,273
Máxima flexão balanço	23,75 \pm 6,94	22,59 \pm 4,79	11,69 \pm 5,33	9,23 \pm 7,39	0,001	0,382	0,825

5.4 Parâmetros Cinéticos

Nos dados cinéticos foram verificados os momentos articulares máximos de tornozelo, joelho e quadril no plano sagital, sendo que em todos foi relatada a porcentagem da fase da marcha em que ocorreram.

5.4.1 Tornozelo

No tornozelo verificou-se o momento no choque de calcanhar e o momento flexor máximo, sendo que no grupo de pacientes estes valores foram maiores quando comparados ao grupo controle e quando a AFO era utilizada estes valores eram ainda maiores, aumentando também no grupo controle. No grupo de pacientes o pico de momento flexor plantar ocorreu depois do grupo controle (tabela 13).

Tabela 13. Dados cinéticos do tornozelo com média \pm desvio padrão.

Parâmetros (Nm/kg)	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Momento choque de calcanhar	0,09 \pm 0,21	-0,01 \pm 0	0,43 \pm 0,43	0,29 \pm 0,32	0,012	0,015	0,148
Momento flexor plantar máximo	0,89 \pm 0,52	0,75 \pm 0,33	1,55 \pm 0,57	1,29 \pm 0,71	0,014	0,125	0,748
% Momento flexor plantar máximo	8,77 \pm 4,95	8,7 \pm 2,73	26,75 \pm 9,99	35,39 \pm 17,18	0,0002	0,468	0,803

5.4.2 Joelho

No joelho foram verificados os valores máximos de momento flexor e extensor. No momento flexor não houve diferença significativa entre os grupos e uso ou não da AFO, entretanto no grupo de pacientes o pico ocorreu mais tardiamente. Já no momento extensor máximo houve uma diferença significativa entre os grupos, sendo que o grupo de pacientes apresentou valores menores que o grupo controle, não havendo diferença entre o uso ou não da AFO (tabela 14).

Tabela 14. Dados cinéticos do joelho com média \pm desvio padrão.

Parâmetros (Nm/kg)	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Momento flexor máximo	-1,18 \pm 0,51	-1,29 \pm 0,36	-1,62 \pm 0,34	-1,48 \pm 0,37	0,107	0,801	0,418
% Momento flexor máximo	9,13 \pm 4,17	9,6 \pm 2,65	32,28 \pm 12,38	34,33 \pm 15,45	<0,0001	0,857	0,622
Momento extensor máximo	3,04 \pm 0,88	3,52 \pm 0,53	1,42 \pm 0,8	1,37 \pm 1,07	0,0002	0,175	0,304
% Momento extensor máximo	53,83 \pm 2,17	54,67 \pm 1,49	67,31 \pm 11,13	65,28 \pm 20,78	0,01	0,617	0,089

5.4.3 Quadril

No quadril, assim como no joelho, foram verificados os valores máximos do momento flexor e extensor. No momento extensor não houve diferença significativa. Já o momento flexor foi maior no grupo controle, que apresentou um aumento ainda maior quando a AFO foi utilizada. No grupo de pacientes também foi notada esta diferença. Ambos os momentos máximos ocorreram em uma fase da marcha mais tardia no grupo de pacientes (tabela 15).

Tabela 15. Dados cinéticos do quadril com média \pm desvio padrão.

Parâmetros (Nm/kg)	Controle com AFO	Controle sem AFO	Paciente com AFO	Paciente sem AFO	Efeito Grupo p-valor	Efeito AFO p-valor	Interação Grupo + AFO p-valor
Momento flexor máximo	-3,81 \pm 0,89	-4,64 \pm 0,59	-1,34 \pm 1,19	-1,59 \pm 1,41	<0,0001	0,038	0,167
% Momento flexor máximo	53,92 \pm 1,92	54,7 \pm 1,53	73,97 \pm 5,62	66,5 \pm 16,5	0,0003	0,662	0,061
Momento extensor máximo	1,47 \pm 0,55	1,84 \pm 0,47	1,66 \pm 0,54	1,27 \pm 0,62	0,52	0,949	0,089
% Momento extensor máximo	10,23 \pm 3,29	10,03 \pm 2,42	22,69 \pm 6,84	30,56 \pm 16,68	<0,0001	0,688	0,829

6 DISCUSSÃO

6.1 Parâmetros Espaço-temporais

A articulação do tornozelo tem um importante papel mecânico e de controle neural durante a marcha, sendo que no início da fase de apoio ocorre o rolamento anterior da tíbia e durante o final do apoio e início do balanço sua musculatura age para suportar o peso corporal deslocando o centro de massa para frente. Além disso, esta articulação também é responsável pela diminuição da perda de energia durante a marcha. (3,29)

As AFOs do tipo rígida são utilizadas em pacientes neurológicos ou ortopédicos para corrigir a posição equina dos pés e apesar deste tipo de órtese limitar o rolamento anterior normal da tíbia, a utilização dessa melhora a marcha através do aumento da velocidade, da maior estabilidade proporcionada durante o apoio e na habilidade do paciente em suportar o peso corporal. (29,30,31,32)

Na presente pesquisa, houve uma diferença significativa entre o grupo controle e o de pacientes em todos os dados espaço-temporais, sendo que o grupo de pacientes apresentou valores de velocidade, cadência e comprimento de passo menores que o grupo controle e porcentagem de fase de apoio maior, independentemente do uso ou não da AFO. Entretanto, quando comparado o uso ou não da órtese o grupo controle apresentou velocidade, cadência e comprimento de passo menores quando utilizavam AFO. Já o grupo de pacientes, ao contrário do controle, apresentou uma cadência maior quando utilizava a AFO. Além disso, também apresentou maiores velocidade e comprimento de passo, mas sem valor significativo.

Assim como nesta pesquisa, Kim et al (32), após analisar a marcha de 19 lesados medulares incompletos durante quatro diferentes situações, com AFO, com EENM (no nervo fibular), com AFO e EENM e sem as órteses, concluiu que quando utilizados em conjunto proporcionam maiores benefícios para a marcha dos pacientes, como aumento da velocidade, cadência e comprimento do passo, sendo que a EENM age durante a fase de balanço e a AFO durante o apoio melhorando a habilidade do paciente em suportar o próprio peso corporal durante esta fase.

6.2 Parâmetros Cinemáticos

Segundo Perry (3), o contato inicial ocorre no momento em que o calcanhar toca o solo, correspondendo ao início da fase de apoio. Nesta fase o membro está perfeitamente posicionado para iniciar tanto a progressão como a estabilidade do joelho. O tornozelo está em dorsiflexão neutra, o joelho estendido e o quadril fletido.

Durante o contato inicial, na presente pesquisa, a articulação do tornozelo do grupo controle esteve em posição neutra independentemente do uso ou não da AFO. Já no grupo de pacientes quando a órtese não era utilizada o choque de calcanhar não ocorria da forma correta, ele era realizado com o pé em pequena flexão plantar apesar do uso da EENM no nervo fibular.

Na articulação do joelho, durante o contato inicial, não houve diferença significativa entre os grupos. Entretanto, ambos os grupos quando utilizavam a AFO mantinham o joelho em flexão durante esta fase, diferentemente de quando não utilizaram a órtese. Isso pode ter ocorrido porque a AFO do tipo rígida além de apresentar seus efeitos sobre o alinhamento do pé e tornozelo, também proporciona diferentes efeitos sobre as articulações proximais (33).

No quadril, não houve diferença significativa entre o uso ou não da AFO. Ambos os grupos mantiveram a flexão do quadril durante o contato inicial, sendo que a flexão apresentada pelo grupo controle foi maior que a dos pacientes.

Durante a fase de apoio, os pacientes apresentaram uma ADM de tornozelo maior que os indivíduos do grupo controle, principalmente quando esses utilizavam a AFO, sendo que quando o grupo controle não utilizou a AFO os valores foram bem próximos aos do grupo de pacientes. Nos pacientes não houve diferença estatística entre o uso ou não da AFO da ADM do tornozelo durante o apoio. Entretanto, pode-se notar que os pacientes quando utilizavam a AFO realizavam mais dorsiflexão. Sawicki et al (29) também comprovou que o uso das AFOs promove um maior ângulo de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos com lesão medular.

Na articulação do joelho, durante o apoio, não houve diferença estatisticamente significativa da ADM entre os grupos, somente entre o uso ou não da AFO. O grupo controle apresentou menor ADM quando utilizou a AFO, pois esta não permitiu a extensão do joelho. Além de impedir uma maior flexão dele, que pode ter ocorrido devido a limitação, imposta pela AFO, do rolamento anterior da tíbia durante o apoio (34).

No grupo de pacientes, a ADM de joelho no apoio também foi maior quando os indivíduos não utilizaram a AFO, apresentando inclusive, valores mais próximos aos dos indivíduos saudáveis. Contudo, quando estes dados são observados pode-se notar que os pacientes apresentam uma menor flexão e uma maior hiperextensão de joelho durante o apoio. Portanto, o uso dessa órtese promove uma menor hiperextensão de joelho realizando uma maior proteção desta articulação durante o apoio.

Já na articulação do quadril não foi observada uma diferença significativa entre o uso ou não da AFO durante a extensão no apoio. O grupo de pacientes apresentou uma maior extensão que pode ter ocorrido devido a uma maior extensão de tronco e dos movimentos da pelve quando empurram o andador à frente.

Segundo Perry (3), durante o impulso ou pré-balanço, a articulação do tornozelo deve estar em flexão plantar, a do joelho em flexão e do quadril em neutro ou leve extensão.

Nesta pesquisa, observou-se que no impulso o tornozelo dos pacientes e controles com AFO apresentaram uma leve dorsiflexão e quando não utilizaram a AFO o grupo controle apresentou flexão plantar do tornozelo e o grupo de pacientes manteve o tornozelo na posição neutra.

Já na articulação do joelho notou-se que quando os indivíduos não utilizaram a AFO a flexão era maior, sendo que os indivíduos do grupo controle apresentaram uma flexão bem maior que os pacientes paraplégicos.

Entretanto, no quadril os pacientes apresentaram uma extensão maior que o grupo controle, sendo que esta extensão foi maior quando utilizaram a AFO. Isso ocorreu devido a

compensação das articulações proximais ao uso da AFO (31). Portanto, o quadril realizou uma maior extensão para compensar a diminuição da flexão de joelho e da flexão plantar.

Na fase de balanço, os pacientes sem AFO apresentaram valores de ADM de tornozelo próximos aos dos indivíduos do grupo controle sem AFO. Contudo, quando estes dados são analisados observa-se que os pacientes realizaram menos dorsiflexão e mais flexão plantar que o grupo controle.

Ainda durante o balanço, quando os pacientes utilizaram a AFO apresentaram uma ADM de tornozelo ainda maior, e isso se deve ao fato da AFO juntamente com a EENM do nervo fibular permitir uma maior dorsiflexão e menor flexão plantar, diminuindo assim, a posição de eqüino do pé.

No grupo controle a AFO limitou a ADM de tornozelo, assim como na fase de apoio.

Já no grupo de pacientes com AFO, tanto na ADM de tornozelo durante o balanço quanto durante o apoio, foi notado uma ADM maior que os seis graus esperados e permitidos pela AFO do tipo rígida. Isso pode ter ocorrido devido a deformação do material de polipropileno durante a descarga de peso. Em outro estudo realizado com AFOs rígidas também notou-se uma maior dorsiflexão do tornozelo devido a esta deformidade (30). O mesmo fato pode não ter sido observado no grupo controle, pois estes indivíduos utilizavam sempre a mesma AFO, que era utilizada somente para a presente pesquisa, e os indivíduos do grupo de pacientes usavam para o teste suas próprias AFOs, que vinham sendo utilizadas desde o início do treinamento de marcha.

Ainda durante a fase de balanço, o grupo de pacientes apresentou picos máximos de flexão de joelho e quadril muito menores que os indivíduos do grupo controle, independentemente do uso ou não da AFO. Isso se deve ao fato dos pacientes serem paraplégicos completos e realizarem as flexões de joelho e quadril através da EENM do nervo fibular.

6.3 Parâmetros Cinéticos

Os momentos no plano sagital apresentam um caráter propulsor do movimento e são controlados principalmente pelos grupos musculares ao redor das articulações dos membros inferiores (35).

Para o tornozelo, o momento no choque de calcanhar é nulo. Após isso, um momento flexor plantar surge durante o contato inicial. Nesta fase o grupo de músculo dorsiflexores está ativo para garantir o apoio do pé sobre o solo de forma progressiva. Este momento flexor plantar é seguido por um momento dorsiflexor (35).

Na fase do choque de calcanhar, somente os indivíduos do grupo controle quando não utilizavam a AFO apresentaram um momento nulo. Quando este grupo utilizou a AFO foi observado um momento flexor plantar.

Nos grupos de pacientes também foi evidenciado um momento flexor plantar no choque de calcanhar. Este momento foi ainda maior quando os indivíduos utilizavam a AFO, assim como no grupo controle.

No início da fase de apoio ocorreu o momento flexor plantar máximo para todos os grupos, sendo que este momento foi maior nos paraplégicos. Quando ambos os grupos utilizavam a AFO os momentos aumentavam.

Estes picos ocorreram mais tardiamente na fase da marcha do grupo de pacientes.

No joelho, o momento logo após o choque de calcanhar é extensor, durante os 2% iniciais da marcha. Já na fase de resposta à carga o momento torna-se flexor, controlado pelos músculos extensores de joelho. Seqüencialmente, conforme o membro move-se através das fases da marcha, o momento torna-se novamente extensor e por último no pré-balanço, flexor (3,35).

Na presente pesquisa, o momento máximo flexor de joelho ocorreu no início da fase de apoio e não houve diferença estatística entre os grupos. O momento extensor máximo de joelho ocorreu durante o final da fase de apoio, sendo que o grupo controle apresentou

valores significativamente maiores que o grupo de pacientes. Não havendo diferença entre o uso ou não da AFO.

Um estudo realizado por Ferro et al (14) não encontrou lesões significativas na articulação do joelho de pacientes tetraplégicos que realizavam treino de marcha em esteira com EENM que justificassem a suspensão desse tipo de tratamento, devido aos outros benefícios já comprovados por este tipo de treinamento. Ele ainda ressalta que os mesmos riscos podem ocorrer na reabilitação dos paraplégicos. Entretanto, os resultados dos momentos de joelho obtidos no presente estudo foram sempre inferiores ao grupo controle, mostrando que este tipo de marcha com EENM não proporciona risco significativo de lesão articular.

Na articulação do quadril, o primeiro momento é o extensor que ocorre durante a primeira metade do apoio, seguido pelo momento flexor no médio apoio até o pré-balanço (3).

O momento flexor máximo de quadril ocorreu no final da fase de apoio, sendo que no grupo controle ele significativamente maior que no grupo de pacientes. E ambos os grupos quando não utilizavam a AFO, estes valores também eram maiores.

Quanto ao momento extensor máximo de quadril ocorreu no início da fase de balanço e não houve diferença significativa entre os grupos e entre o uso ou não da AFO. Contudo, quando o grupo de paciente utilizou a AFO o valor máximo ficou bem próximo ao dos indivíduos controles sem a AFO e maior do que quando eles utilizavam a órtese.

Sujeitos com lesão medular devido a diminuição da capacidade física apresentam uma dramática redução na densidade mineral óssea, resultando em osteoporose. Carvalho et al (6) avaliou o efeito do treinamento de marcha com EENM na massa óssea de indivíduos tetraplégicos e concluiu que o aumento na formação óssea estava associado ao treinamento de marcha. Isso também pode ocorrer com os paraplégicos que realizam esse tipo de treinamento.

Na presente pesquisa, o momento extensor de quadril, que ocorre no início do apoio, foi maior quando os paraplégicos utilizavam a AFO e estes valores foram aos indivíduos controle. Isso sugere que nos indivíduos paraplégicos a AFO promove um aumento da descarga mecânica no quadril, o que pode prevenir ou reverter a perda de massa óssea.

7 CONCLUSÃO

Os indivíduos paraplégicos completos apresentaram uma marcha mais eficaz quando utilizaram a AFO.

Foi constatado que a restrição imposta ao tornozelo pela AFO afeta também as articulações proximais do joelho e quadril.

A restrição imposta pela AFO ao tornozelo dos indivíduos paraplégicos foi menor que a esperada.

Por último, a AFO promoveu uma maior proteção ao joelho dos indivíduos paraplégicos e permitiu uma maior descarga mecânica ao quadril, prevenindo a perda de massa óssea.

8 REFERÊNCIAS

1. Pereira ME, Araujo TC. Enfrentamento e reabilitação de portadores de lesão medular e seus cuidadores. *Psico. PUCRS, Porto Alegre.* 2006; 1 (37): 37-45.
2. Behrman AL, Harkema SJ. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Physical Therapy.* 2000 July; 80 (7): 688-99.
3. Rose J, Gamble JG. *Marcha humana.* 2 ed. São Paulo: Editorial Premier; 1993, 364p.
4. Shumaway-Cook A, Woollacott MH. *Controle motor: teoria e aplicações práticas.* 2 ed. Barueri: Manole, 2003, 592p.
5. Carvalho DC, Zanchetta MC, Sereni JM, Cliquet A. Metabolic and cardiorespiratory responses of tetraplegic subjects during treadmill walking using neuromuscular electrical stimulation and partial body weight support. *Spinal Cord.* 2005 Jul; 43 (7): 400-5.
6. Carvalho DCL, Garlipp CR, Bottini PV, Afaz SH, Moda MA, Cliquet A Jr. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. *Braz J Med Biol Res.* 2006; 39 (10): 1357-63.
7. Sepulveda F, Granat MH, Cliquet A Jr. Two artificial neural systems for generation of gait swing by means of neuromuscular electrical stimulation. *MedEng Phys.* 1997; 19 (1): 21-8.
8. Wieler M, Stein RB, Ladouceur M, Whittaker M, Smith AW, Naaman S et al. Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999 May; 80: 495-500.
9. Bijak M, Rakos M, Hofer C, Mayr W, Strohhfer M, Raschka D et al. Stimulation parameter optimization for FES supported standing up and walking in SCI patients. *Artificial Organs.* 2005; 29 (3): 220-3.
10. Gallien P, Brissot R, Eyessette M, Tell L, Barat M, Wiart L et al. Restoration of gait by functional electrical stimulation for spinal cord injures patients. *Paraplegia.* 1995; 33: 660-4.

11. Granat MH, Ferguson ACB, Andrews BJ, Delargy M. The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury – observed benefits during gait studies. *Paraplegia*. 1993; 31: 207-15.
12. Malezic M, Hesse S. Restoration of gait by functional electrical stimulation in paraplegic patients: a modified programme of treatment. *Paraplegia*. 1995; 33: 126-31.
13. van der Salm A, Nene AV, Maxwell DJ, Veltink PH, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Gait impairments in a group of patients with incomplete spinal cord injury and their relevance regarding therapeutic approaches using functional electrical stimulation. *Artificial Organs*. 2005; 29 (1): 8-14.
14. Ferro FP, González HJN, Ferreira DM, Cliquet A Jr. Electrical stimulation and treadmill gait in tetraplegic patients: assessment of its effects on the knee with magnetic resonance imaging. *Spinal Cord*. 2008; 46: 124-8.
15. Rowley S, Forde H, Glickman S, Middleton FRI. Lesão de medula espinhal. In: Stokes M. *Neurologia para fisioterapeutas*. São Paulo: Editorial Premier; 2000: 117-33.
16. Atrice MB, Morrison SA, McDowell SL, Shandalov B. Lesão medular traumática. In: Umphred DA. *Reabilitação neurológica*. 4 ed. Barueri: Manole, 2004: 506-60.
17. Defino HLA, Zardo EA. Trauma Raquimedular. In: Hebert S, Xavier R. *Ortopedia e traumatologia: princípios e prática*. 3 ed. São Paulo: Artmed, 2003: 942-51.
18. Adams RD, Victor M, Ropper AH. Doenças da medula espinhal. In: *Neurologia*. 6 ed. Rio de Janeiro: McGraw-Hill, 1998: 805-37.
19. Perry J. *Análise da marcha: marcha normal*. Barueri: Manole, 2005. 191p. v.1.
20. Magee DJ. Avaliação da marcha. In: *Avaliação musculoesquelética*. 4 ed. Barueri: Manole, 2005: 697- 721.
21. Gage JR, Deluca PA, Renshaw TS. Gait analysis: principles and applications. *J Boe Joint Surg Am*. 1995; 77: 1607-23.

22. Duward BR, Baer GD, Rowe PJ. Marcha. In: Movimento funcional humano. Barueri: Manole, 2001: 94-104.
23. Barbeau H, Ladouceur M, Norman KE, Pépin A, Leroux A. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment and functional recovery. Arch Phys Med Rehabil. 1999 February; 80: 225-35.
24. Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy, stimulation of peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait hemiplegic subjects. Arch Phys Med Rehabil. 1961; 42: 101-5.
25. Graupe D, Kohn KH. Functional neuromuscular stimulation for short-distance ambulation by certain thoracic-level spinal cord injured paraplegics. Surg Nerol. 1998; 50: 202-7.
26. Geboers JF, Drost MR, Spaans F, Kuipers H, Seelen HA. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. Arch Phys Med Rehabil. 2002; 83 February: 240-44.
27. Conover WJ. Practical nonparametric statistics. Nova Iorque: John Wiley & Sons Inc, 1971.
28. Montgomery DC. Design and analysis of experiments. 3 ed. Nova Iorque: John Wiley & Sons Inc, 1991.
29. Sawicki GS, Domingo A, Ferris DP. The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2006; 3 (3): 1-17.
30. Radtka SA, Skinner SR, Johanson ME. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. Gait and Posture. 2005; 21: 303-10.

31. Radtka SA, Oliveira GB, Lindstrom KE, Bordres MD. The kinematic and kinetic effects of solid, hinged and no ankle-foot orthoses on stair locomotion in healthy adults. *Gait and Posture*. 2006; 24: 211-18.
32. Kim CM, Janice J, Whittaker MW. Effects of simple functional electric system and/or a hinged ankle-foot orthosis on walking in persons with incomplete spinal injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004 October; 85: 1718-23.
33. Desloovere K, Molenaers G, Gestel LV, Huenaerts C, Campenhout AV, Callewaert B et al. How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study. *Gait and Posture*. 2006; 24: 142-51.
34. Abel MF, Juhl GA, Vaughan CL, Damiano DL. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998 February; 79: 126-32.
35. Costa PHL, Glitsch U, Barimann W, Amadio AC. Momentos articulares resultants durante o andar e o correr de crianças. *Revista Brasileira de Biomecânica*. 2001 Nov; 3: 6-13.

Anexo 1: ASIA

Padronização da Classificação Neurológica da Lesão Medular (adaptado associação americana de lesões medulares - A SIA [1992])

Ambulatório de reabilitação **capimscular** - Laboratório de reabilitação e **biomecânica** do aparelho locomotor

Paciente: _____ Avaliador: _____ Data: ____/____/____

MOTOR MUSCULO-CHAVE

C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
T2		
T3		
T4		
T5		
T6		
T7		
T8		
T9		
T10		
T11		
T12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		
TOTALS		

(MÁXIMO) (50) (100)

NÍVEL MOTOR E SENSITIVO M D E

NÍVEL NEUROLÓGICO () S

Doloroso

E	
D	
E	
D	

(MÁXIMO) (56) (56) (56) (56)

INDICE DE ESTIMULAÇÃO COM ASULHA (Máx. 112)

INDICE DE ESTIMULAÇÃO COM TOQUE (Máx. 112)

Escalas de Deficiência de ASIA

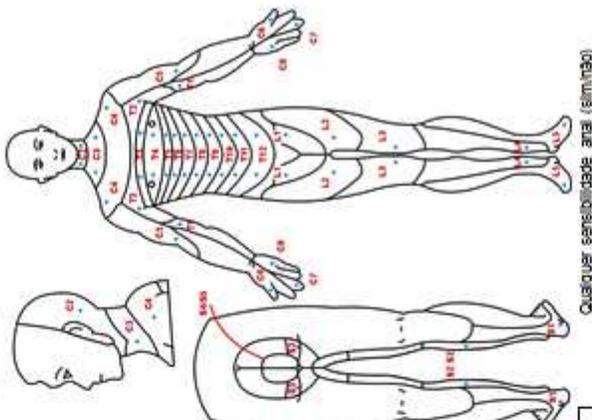
ASIA - A (COMPLETA)

ASIA - B (INCOMPLETA)

ASIA - C (INCOMPLETA)

ASIA - D (INCOMPLETA)

ASIA - E (NORMAL)



Anexo 2: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

“Análise cinética e cinemática da marcha de indivíduos paraplégicos com e sem AFO”

Mestranda: Eliza Regina Ferreira Braga Machado de Azevedo

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

Local do desenvolvimento do projeto: Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor, HC/UNICAMP, Campinas, São Paulo

Eu, _____,
nascido em ___/___/___, portador do RG nº _____, HC _____,
residente Rua (Av) _____,
nº _____, bairro _____, CEP _____, cidade _____,
fone _____, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa
acima mencionado.

É de meu conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa e objetiva analisar os efeitos da utilização da AFO em indivíduos paraplégicos durante a marcha.

Estou ciente de que me submeterei a uma série de testes funcionais e não invasivos (sem utilização de drogas medicamentosas ou procedimentos invasivos) no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor, HC/UNICAMP, que constam da avaliação da marcha durante dois diferentes experimentos: 1) marcha em velocidade confortável utilizando AFO e EENM em quadríceps e nervo fibular; 2) marcha em velocidade confortável, utilizando tensores de tornozelo e EENM em quadríceps e nervo fibular. Estes testes não têm efeitos colaterais, não oferecendo riscos ou complicações para saúde e visão dirigir condutas futuras na marcha de lesados medulares, além de propiciar uma melhor qualidade de vida a estes pacientes.

Estou ciente ainda, de que, as informações obtidas durante as avaliações serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem minha devida autorização. As

informações assim obtidas, no entanto, poderão ser utilizadas para fins de pesquisa científica, desde de que minha privacidade seja sempre resguardada. Também são de meu conhecimento que não haverá nenhuma forma de reembolso, já que a minha participação nessa pesquisa não gerará despesas.

Li e entendi as informações precedentes, bem como, eu e os responsáveis pelo projeto já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes deste, sendo que as dúvidas futuras que possam vir a ocorrer, poderão ser prontamente esclarecidas, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a coleta de dados.

Comprometo-me, na medida das minhas possibilidades, prosseguir com as avaliações até sua finalização, visando além dos benefícios trazidos com este, colaborar para um bom desempenho do trabalho científico dos responsáveis por este projeto. Tenho, no entanto, a liberdade de retirar meu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem penalização alguma ou prejuízo do meu cuidado.

Campinas, _____, de _____ de 200__

Assinatura do paciente

Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

Ft. Eliza Azevedo

Para eventuais intercorrências ligar para: 3253-3132 falar com Eliza Azevedo
Para solicitar recursos ou reclamações Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, Campinas – SP. Fone: (19)3521-8936. Email: cep@fcm.unicamp.br

KINETIC AND KINEMATIC GAIT ASSESSMENT OF PARAPLEGIC PATIENTS WITH AND WITHOUT ANKLE FOOT ORTHOSES

Eliza Regina Ferreira Braga Machado de Azevedo, Enio Walker Azevedo Cacho
Karina Cristina Alonso, Fernando Tadeu Bueno Martin
*Biomechanics and Rehabilitation Lab., Department of Orthopedics and Traumatology, Faculty of Medical Sciences
University of Campinas – Unicamp, Campinas, Brazil*
eliza.azevedo@yahoo.com.br, enio@fcm.unicamp.br, kcalonso@terra.com.br, fernandomartin@petrobras.com.br

Alberto Cliquet Junior
*Biomechanics and Rehabilitation Lab., Department of Orthopedics and Traumatology, Faculty of Medical Sciences
University of Campinas – Unicamp, Campinas, Brazil*
Biocybernetics and Rehabilitation Engineering Lab, Department of Electrical Engineering, University of São Paulo, Brazil
cliquet@fcm.unicamp.br

Keywords: Kinetic, Kinematic, Gait, Ankle foot orthoses, Paraplegic.

Abstract: Objective: To assess the influence of rigid ankle foot orthoses (AFOs) on paraplegic gait with neuromuscular electrical stimulation (NMES). Methods: Ten control subjects and five complete paraplegics went through kinetics and kinematics gait evaluation without and with AFOs. Paraplegics also used 4 channels NMES, walker aided. Results: Cadence, in steps per minutes (94.6/6.8; 84.97/13.15; 13.02/4.11; 16.1/2.29), step length, in meters (1.31/0.15; 1.19/0.17; 0.55/0.11; 0.6/0.11) and % stance time (61.5/1.8; 62.93/3.37; 87.8/7.26; 89.9/2.6) for controls and paraplegics, without and with AFOs, respectively. Differences are shown for the controls as well as between paraplegic groups. Ankle joints kinematics displayed no significant changes. However, the ankle dorsiflexion, in the support phase, for controls and paraplegics with AFO was higher than expected (10.97/5.67; 15.48/8.08). Kinetic values were: maximum hip extensor moments (Nm/kg) of 1.84/0.48; 3.36/5.79; 1.45/0.59; 1.58/0.41 and maximum knee extensor moments of 3.53/0.52; 3.04/0.87; 1.44/1.37; 1.24/0.78. Conclusion: Within the paraplegic groups, through spatiotemporal results, gait with AFO was more effective. Nevertheless, the AFO allowed more ankle mobility than expected. Furthermore, lower limb loading, i.e. hip and knee moments generated during NMES+AFO paraplegic gait allows for bone mass increase.

1 INTRODUCTION

The incidence of spinal cord injury varies around the world, but it is usually reported to be between 20 and 50 cases per million per year and approximately half of whom are under 30 years of age (Barbeau et al, 1999).

The main complaint of spinal cord injury individuals is the mobility loss below the lesion and consequently, the inability to walk. For this reason, recent studies are being performed on locomotion after spinal cord injury (Behrman et al, 2000).

These individuals' gait can be restored through the electrical activation of paralyzed or spastic muscles, using neuromuscular electrical stimulation (NMES) (Behrman et al, 2000). This gait seeks to

minimize the general physiological effects resulting from spinal cord lesions, i.e., osteoporosis, muscle atrophy, cardiovascular deficiencies, spasticity, repetitive urinary infections, and others (Carvalho et al, 2005; Carvalho et al, 2006; Sepulveda, 1997).

Auxiliary devices are also used during such gait, like walkers and orthoses, mainly rigid ankle foot orthoses (AFO), which restrict the ankle's mobility, keeping the foot in dorsiflexion and avoiding ankle fractures; furthermore it does not allow the tibia's bearing on the foot during the stance, reduce the equinus, thus improving the body weight support during the stance and pre-balance phases. Besides the effects on foot and ankle, the rigid AFO also provides different effects on the proximal joints during the gait (Abel et al, 1998).

Therefore, it becomes rather important to analyze the AFO's effects on the paraplegic gait, in order to understand the differences generated by its use, towards producing a more functional gait for these patients.

2 METHODS

Ten healthy control subjects and five complete paraplegics, with lesions over one year old (all male and aged between 20 and 40 years) were recruited. The work was approved by the local Ethics Committee.

All individuals went through kinetics and kinematics gait evaluation at The Biomechanics and Rehabilitation Laboratory of the UNICAMP Clinical Hospital. For this assessment a six meter long versus one meter wide pathway was used, together with a force platform (AMTI, Newton, MA, USA) and six infrared cameras ProReflex (Qualisys), sampling being done at 240Hz. Rigid AFOs, a pair of sandals, ankle protection braces and seven reflective spherical markers placed on a lower limb (between the second and third metatarsal, on lateral malleolus, calcaneus, tibial tuberosity, knee joint line, superior patella and greater trochanter of femur) were also part of the gear.

The paraplegics walked on the pathway placing a foot on the force platform, using four channels of NMES bilaterally (quadriceps muscles and fibular

nerve) and walker aided in two different situations. First with rigid AFOs and sandals (figure 1), after this, just with sandals and ankle braces.

The control group also walked on the pathway, placing the right foot on the force platform, first walking using only the sandals and after that, sandals with the rigid AFOs. As soon as they put on the orthoses the subjects walked for some minutes to get used to the AFOs.

All situations were performed three times on the same day and the averages were taken for analysis.

Parameters analyzed were cadence, step length, percentage of stance, ankle, knee and hip angles and also moments on these joints.



Figure 1: Paraplegic gait with AFOs + NMES, sandals and reflective spherical markers.

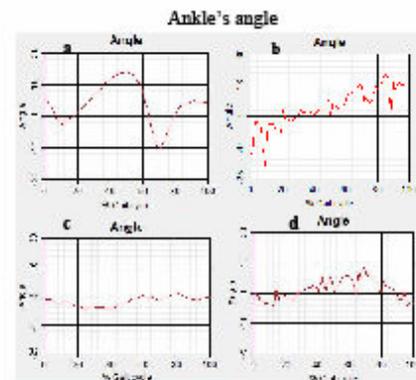


Figure 2: Typical kinematic data of ankle: a) Controls without AFOs, b) Paraplegics without AFO, c) Controls with AFOs, d) Paraplegics with AFOs.

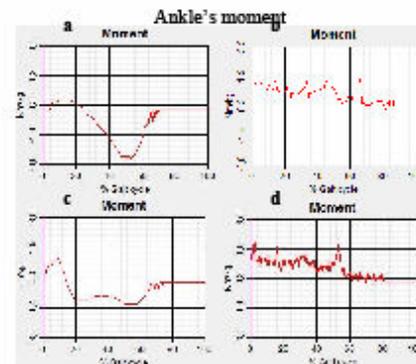


Figure 3: Typical kinetic data of ankle: a) Controls without AFOs, b) Paraplegics without AFO, c) Controls with AFOs, d) Paraplegics with AFOs.

Table 2: Kinematic data.

Variables	Control without AFO	Control with AFO	Paraplegic without AFO	Paraplegic with AFO
	Mean / SD	Mean / SD	Mean / SD	Mean / SD
Ankle initial contact (°)	3,6 / 4,78	4,55 / 4,54	-2,33/3,05**	0,25 / 6,22
Ankle's ROM in stance (°)	15,86/5,76	6,28/1,55	19,72/10,5*	14,82/7,51*
Ankle's ROM in balance (°)	15,00/4,92	5,27/1,73	14,93/10,04*	12,68/11,82
Knee's initial contact (°)	-0,69 / 5,4	4,51/6,3	1,95/8,0	3,27/6,45
Knee's flexion at toe-off (°)	35,10/5,5	32,63/4,9	13,73/9,5**	11,13/6,9**
Maximum knee flexion in balance (°)	64,50/5,8	63,59/7,9	19,17/12,7	14,9/10,6**
Knee's ROM in stance (°)	28,4/3,00	20,92/4,86	25,05/12,08	15,13/4,61
Hip's initial contact (°)	17,98/4,5	18,35/4,3	4,57/3,6**	6,2/2,23**
Maximum hip extension in stance (°)	-13,08/3,9	-14,07/4,0	-18,98/2,2**	20,76/6,07**
Hip at toe-off (°)	-8,08/4,7	-7,8/4,8	-15,85/6,0**	-14,35/5,22**
Maximum hip flexion in balance (°)	22,59/4,8	23,75/6,8	9,23/8,0**	12,07/4,65**
Hip's rotation ROM (°)	19,41/4,48	18,05/4,6	39,94/14,23**	52,56/29,66**
Hip's abdu/adu ROM (°)	7,69/2,6	7,42/2,8	12,44/3,4**	13,31/4,42**

Abbreviations: SD, standard deviation; Abdu, abduction; Adu, adduction; ROM, Range of motion. *p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics.

Figures 2 and 3 show typical data illustrating angles and moment, respectively, about the ankle for controls and paraplegics (NMES) with and without AFOs.

Data analysis was performed using the Mann-Whitney test, using Bioestat 4.0 program to verify the samples variance. The controls were compared with the patients in the two different situations, considering p<0,05 as statistically significant.

3 RESULTS

Individuals in the control group presented a mean age of 23,6 (±2,46) years old, mass of 80,3 (±12,69) kilograms and height of 1,81 (±0,06) meters. For the paraplegic group the mean age was 31,4 (±8,62) years old, mass 80,8 (±14,74) kilograms and height of 1,81 (±0,08) meters.

Table 1: Spatiotemporal variables.

Variables	Control without AFO	Control with AFO	Paraplegic without AFO	Paraplegic with AFO
	Mean/SD	Mean/SD	Mean/SD	Mean/SD
Cadence (steps/min)	94,6 / 6,8	84,97 / 13,15	13,02 / 4,11**	16,1 / 2,29**
Step length (m)	1,37 / 0,15	1,18 / 0,17	0,55 / 0,11**	0,6 / 0,11**
% stance time	61,5 / 0,15	62,93 / 3,37	87,8 / 7,26**	89,9 / 2,6**

Abbreviations: SD, standard deviation. *p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics

The results of spatiotemporal variables are shown in table. Table 2 presents kinematic data and figures 4, 5 and 6 flexion-extension range of motion (ROM) of ankle in stance and balance and knee in stance respectively. Figure 7 represents hip rotation ROM. The kinetic results are shown in table 3.

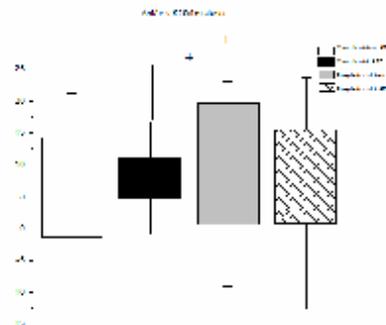


Figure 4: Ankle's ROM in stance for controls without and with AFO and paraplegics without and with AFO. Values are mean and standard deviation (SD). *p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics.

Table 3: Kinetic data.

Variables	Control without AFO	Control with AFO	Paraplegic without AFO	Paraplegic with AFO
	Mean / SD	Mean / SD	Mean / SD	Mean / SD
Ankle moment at load response (Nm/kg)	-0.01 / 0	0.09 / 0.21	0.42 / 0.37	0.6 / 0.48*
Maximum ankle moment (Nm/kg)	0.74/0.31	0.9/0.51	1.25/0.88	1.4/0.56*
Ankle moment at presswing (Nm/kg)	-0.95/0.58	-0.68/0.28	-0.08/0.93	-0.25/0.85
Maximum knee flexion moment (Nm/kg)	-1.3/0.36	-1.19/0.51	-1.2/0.47	-1.48/0.35
Maximum knee extension moment (Nm/kg)	3.53/0.52	3.04/0.87	1.44/1.37*	1.24/0.78**
Maximum hip extension moment (Nm/kg)	1.84/0.48	3.36/5.79	1.45/0.59	1.58/0.41
Maximum hip flexion moment (Nm/kg)	-4.65/0.6	-3.82/0.89	-1.6/1.85**	-1.02/1.1**
Maximum abduction moment (Nm/kg)	-1.84/0.61	-2.1/0.49	-2.23/0.56	-1.6/0.6

Abbreviations: SD, standard devia

*p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics.

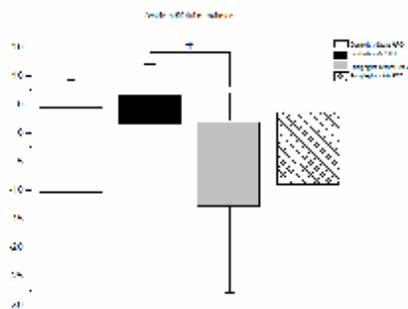


Figure 5: Ankle's ROM in balance for controls without and with AFO and paraplegics without and with AFO. Values are mean and standard deviation (SD). *p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics.

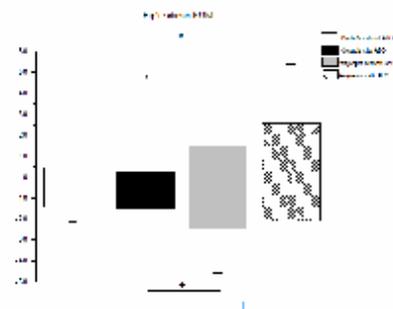


Figure 7: Hip's rotation ROM for controls without and with AFO and paraplegics without and with AFO. Values are mean and standard deviation (SD). *p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics.

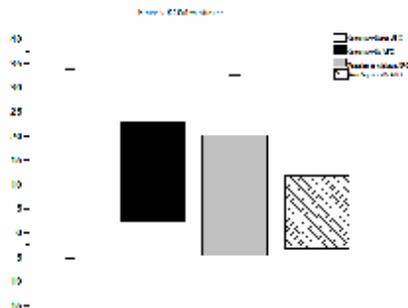


Figure 6: Knee's ROM in stance for controls without and with AFO and paraplegics without and with AFO. Values are mean and standard deviation (SD). *p<0,05 between controls without AFO and paraplegics, **p<0,05 between controls with AFO and paraplegics.

4 DISCUSSION

The ankle joint has important mechanical and neural control roles during gait, its muscles acting to support the body weight and moving the center of mass forward during the final stance and early balance, also reducing the energy loss (Sawicki et al, 2006). However, neurological or orthopedic patients who have equinus foot, make use of rigid AFOs to improve gait, through an increasing speed and better stability during stance phase (Sawicki et al, 2006; Radtka et al, 2006; Kim et al, 2004). In this study, subjects in the control group showed an increase in the stance percentage and a decrease in cadence and step length when using the rigid AFO. In the paraplegic group such decrease was noted when the subjects were not using the orthoses. Kim et al (2004) analyzed gait in 19 incomplete spinal cord injured subjects on four different situations: with

AFO and NMES (on the fibular nerve), with AFO, with NMES and without orthoses, finding that when used together, the AFO and NMES provided better benefits to the patient's gait, such as increasing speed, step length and cadence. NMES acted more during the balance and the AFO in stance by improving the patient's ability to the support the body weight during the early stance.

In another study, Sawicki et al (2006) performed a kinematic and electromyographic ankle's assessment of five incomplete spinal cord injury patients during treadmill gait in three different situations, without AFO, with AFO and with pneumatic AFO which promoted plantar flexion during the gait. From that, they observed a better muscle activation, a greater ankle's angle and moment when patients were using the two types of orthoses. Such results were also found in this present study, with complete paraplegics.

Rather relevant in this present work is that dorsiflexion was found higher than expected for the subjects of all groups using the rigid AFO. This may have occurred due to polypropylene material deformation during weight loading / unloading. In another AFO study also a higher ankle dorsiflexion was noted due to the material deformation that occurs even in rigid AFOs type (Behrman et al, 2000).

Kinetics and kinematics compensations in proximal joints were also noted when the groups were using the rigid AFO. Radtka et al (2006) also showed these compensations in healthy subjects using rigid AFO, but their study was in stair locomotion.

Subjects who suffer spinal cord injury present a significant reduction of physical capacity resulting in a dramatic decrease in bone mineral density. Carvalho et al (2006) evaluated the effect of treadmill gait training associated with NMES on bone mass of twenty one tetraplegic subjects and the results showed that the increase in bone formation rate was associated with gait training. This also may happen in paraplegic's gait training.

In the present study, the hip extension moment were higher during the gait with AFO, which means that the AFO provides an increase of the mechanical load on the hip, what can lead to prevent or reverse the bone loss.

5 CONCLUSIONS

The spatiotemporal results suggest that the gait with AFO is more effective for complete paraplegic

individuals. Also, the findings show how restrictions on ankle's joint through AFO can affect not only this joint, but also knee and hip, for compensation of ankle's loss of mobility. Furthermore, the AFO allowed more ankle mobility than expected and the lower limb loading, i.e. hip moments generated during NMES with AFOs paraplegic gait allows for bone mass increase.

ACKNOWLEDGEMENTS

The State of São Paulo Foundation for Research – FAPESP.

REFERENCES

- Abel, M.F., Juhl, G.A., Vaughan, C.L., Damiano, D.L., 1998. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 79, p. 126-133.
- Barbeau, H., Ladouceur, M., Norman, K.E., Pèpin, A., 1999. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 80, p.225-235.
- Behrman, A.L., Harkema, S.J., 2000. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Physical Therapy.* n. 7, v. 80, p. 688-699.
- Carvalho, D.C., Cliquet, A. Jr., 2005. Response of the arterial blood pressure of quadriplegic patients to treadmill gait. *Braz J Med Biol Res.* n. 38, v. 9, p. 1367-1373.
- Carvalho, D.C., Garlipp, G.R., Bottini, P.V., Afaz, S.H., Moda, M.A., Cliquet, A.Jr., 2006. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. *Braz J Med Biol Res.* n. 39, v.10, p. 1357-1363.
- Kim, M., Eng, J.J., Whittaker, M.W., 2004. Effects of a simple functional electric system and/or a hinged ankle-foot orthosis on walking in persons with incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 85, p. 1718-1723.
- Radtka, S.A., Oliveira, G.B., Lindstrom, K.E., Borders, M.D., 2006. The kinematic and kinetic effects of solid, hinged, and no ankle-foot orthoses on stair locomotion in healthy adults. *Gait and Posture.* n. 24, p. 211-218.
- Sawicki, G.S., Domingo, A., Ferris, D.P., 2006. The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking with incomplete spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* n.3, v.3, p.1-17.
- Sepulveda, F., Granat, M.H., Cliquet, A. Jr., 1997. Two artificial neural systems for generation of gait swing by means of neuromuscular electrical stimulation. *Med Eng Phys.* n. 1, v. 19, p. 21-28.