

INTRODUÇÃO

A prevalência de lesão da medula espinal (LME) nos EUA é de 40 casos por milhão de habitantes, que significa 12.000 novos casos por ano. A lesão medular traumática acomete 30% dos pacientes segundo a *National Spinal Cord Injury Database* . Há falta de dados estatísticos brasileiros, mas nas publicações nacionais observa-se que 80 % das lesões são traumáticas, acometem indivíduos do sexo masculino, com média de idade de 35 anos e as principais causas são: quedas, acidentes de trânsito e violência interpessoal (ferimento por arma de fogo).

A LME é altamente incapacitante pelo acometimento múltiplo: perdas motoras, sensitivas, autonômicas, incontinência urinária e fecal e disfunção sexual e está sempre associada às complicações: deformidades, úlceras de pressão, dor neuropática e espasticidade incapacitante, que podem agravar ainda mais a incapacidade primária.

A reabilitação da LME tem como principal meta desenvolver o potencial funcional e independência para autocuidados, transferências, locomoção e integração social. A bipedestação na lesão completa da medula espinal exige o uso de órteses longas e segue sendo um grande desafio para a equipe de reabilitação e paciente, pois as graves perdas motoras e sensitivas dos membros inferiores e tronco tornam a marcha em bipedestação pouco eficiente, com alta demanda energética e ao mesmo tempo, não supre todas as necessidades de acessibilidade do paciente.

Desde o trabalho pioneiro de Sir Ludwig Guttmann (1973), recomenda-se o uso de cadeira de rodas para as atividades da vida diária e prevenção de complicações, como as úlceras de pressão e infecções do trato urinário (Nistri e Saccavini, 2009). Os pacientes eram treinados para ser independentes na cadeira de rodas e a deambulação em bipedestação não era o objetivo principal da reabilitação para locomoção. Woolsey (1988) e Yarkony (1988) referem que 15% dos pacientes classificados como ASIA B, 40% como ASIA C e 75% como ASIA D, no momento da admissão para programa de reabilitação, eram capazes de andar 150 metros sob supervisão terapêutica e que obtiveram melhora relativa do nível de função, mesmo sem deambulação comunitária.

A restauração da deambulação após LME é importante para os pacientes e seus familiares, mas ainda é um grande desafio para os cientistas e profissionais de reabilitação. As intervenções usando os movimentos repetitivos para reabilitar a marcha nas lesões do sistema nervoso central têm sido muito estudadas, recentemente, com resultados animadores quando se utiliza a execução de tarefas específicas (Nistri e Saccavini, 2009).

O objetivo deste estudo foi avaliar o resultado do treino de marcha em esteira com suporte de peso “versus” um programa de fisioterapia convencional pela análise cinemática de marcha.

*†

* UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. FACULDADE DE MEDICINA. SERVIÇO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO. **Estrutura e apresentação de dissertações e teses**; elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha. 2.ed. São Paulo, Serviço de Biblioteca e Documentação, 1996.

† SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA. **Terminologia anatômica**. 1ª ed. Manole. São Paulo-SP, 2001.

REVISÃO DA LITERATURA

1. EPIDEMIOLOGIA

Nos EUA, entre os anos de 1973 e 1979, a média de idade de ocorrência de LME foi 28 anos. O envelhecimento gradual da população observado desde 1970, elevou a média de idade de lesão da medula espinal para 39 anos no ano de 2005 (Burns et. al., 1997; Foo, 1986; Penrod et. al., 1990; Scivoletto et. al., 2003). Segundo a base de dados americana (National Spinal Cord Injury Database, www.spinalcord.uab.edu), 77,8% das lesões medulares ocorreram entre os homens.

Desde 2005, acidentes automobilísticos são 42% dos casos de LME. A segunda causa são as quedas, seguidas de atos de violência (principalmente por armas de fogo), atividades desportivas e recreativas. A percentagem de lesões devido ao esporte tem diminuído ao longo do tempo, enquanto a percentagem de lesões devido às quedas aumentou. Os atos de violência causaram 13,3% da LME antes de 1980, 24,8% entre 1990 e 1999 e 15,3% desde 2005 (Karch et. al., 2005; Leucht et. al., 2009).

O nível neurológico mais freqüente é a tetraplegia incompleta (34,1%), seguido pela paraplegia incompleta (23,0%), tetraplegia completa (18,3%), e paraplegia incompleta (18,5%). Menos de 1% das pessoas apresentaram recuperação neurológica total durante a fase inicial de internação hospitalar. Desde 2000, a percentagem de pessoas com tetraplegia incompleta aumentou ligeiramente,

enquanto a paraplegia e tetraplegia completa diminuíram (National Spinal Cord Injury Database, www.spinalcord.uab.edu).

Mais da metade (57,4%) das pessoas com LME relataram estar empregados no momento da sua lesão. A expectativa de emprego pós lesão é melhor para os paraplégicos que tetraplégicos (National Spinal Cord Injury Database, www.spinalcord.uab.edu). A maioria das pessoas com LME nos EUA (87,9%) volta para suas residências após a lesão e somente 5,6% são institucionalizadas. A maioria dos pacientes (52,5%) é solteira e há menos separação na LME que na população geral. A probabilidade de se casar após a lesão é reduzida (Strauss et. al., 2008).

No Brasil, estudos epidemiológicos realizados entre 1986-2007 mostram que a principal causa é traumática, a média de idade 31 anos, 83,3% são homens e as principais causas são: quedas (39,2%), acidentes automobilísticos (30,7%), violência (18,1%) e esportes (14,0%) (Sposito et al., 1986; Barros et al., 1990; Freitas et al., 1990; Cunha et al., 2000; Botelho et al.; Souza, et al., 2002; Souza Junior, et al., 2002; Citadini et al 2002; Souza Junior et al., 2003 Barros et al., 2005; Garcia et al., 2006; Ferraz et al., 2006; Siscão et al, 2007; Leal Filho et al., 2008).

REABILITAÇÃO DA MARCHA

Uma das prioridades no programa de reabilitação da LME é a restauração da locomoção funcional na cadeira de rodas ou bipedestação (Hesse e Werner 2009). O nível de lesão (para ou tetraparesia), o intervalo de lesão (aguda ou crônica) e o comprometimento sensorio-motor são os principais determinantes do resultado final (Maynard et al, 1997). O uso da escala motora e sensitiva da *American Spinal Injury Association* (ASIA) para classificar e acompanhar a LME é mandatório para trabalhos científicos e na avaliação clínica dos pacientes (Hesse e Werner, 2009).

Dentre as novas tecnologias para marcha em bipedestação, a estimulação elétrica funcional (FES) (1970-1980) trouxe muitas expectativas com os eletrodos implantáveis e programas computadorizados (Marsolais e Kobetic, 1986; Bajd, 1989), mas as não cumpriu no que diz respeito à variabilidade clínica e aquisição da função de deambulação. Os pacientes paraplégicos alcançaram uma distância máxima de marcha ininterrupta de 500 metros na velocidade de 20m/min (Graupe et. al., 1984; Hesse et. al. 1998).

No início dos anos 90, o treino de marcha com suporte de peso corpóreo (SPC), a partir dos trabalhos de Barbeau et. al. (1987) que estudaram a recuperação da locomoção em gatos com lesões medulares crônicas e de Wernig e Muller (1992), e Dietz et. al. (1994) que compararam padrões eletromiográficos de indivíduos sadios e lesados medulares durante e após o treino com suporte de peso, abriu novas perspectivas para pacientes com LME incompleta.

A redução do peso corporal substituiu os padrões reflexos não controlados, compensou a perda motora e o treino de marcha na esteira reforçou os princípios de aprendizagem motora, favorecendo uma tarefa-específica baseada em movimentos repetitivos (Ditunno e Scivoletto, 2009).

Este conceito foi obtido a partir de experimentos com animais (Grillner, 1985) que comprovou a existência de uma rede segmentar de interneurônios inibitórios e excitatórios em lampreias, que se ativavam durante a locomoção (Dietz, 2009).

Os gatos adultos com LME completa foram incapazes de movimentar suas patas traseiras, logo após a lesão, quando colocados na esteira e estimulados a andar com suporte de peso. Cinco a sete meses após, com treinamento intensivo na esteira com suporte de peso, os gatos foram capazes de dar passos com suas patas traseiras pela ativação de padrão geradores centrais na medula (Lovely et. al., 1986; Rossignol et. al., 2008).

Eidelberg et. al.(1981) relataram que os geradores centrais de padrão ou geradores de passos na medula espinal de macacos dependiam mais de informações supra-espinais do que os de gatos.

Além dos centros supra-espinais, os controles periféricos durante o treinamento locomotor também são necessários. Movimentos repetitivos foram impostos aos pacientes de forma rítmica e semelhante à marcha normal. A posição em extensão da articulação do quadril durante a fase de apoio terminal mostrou-se determinante para a ativação dos geradores de padrão centrais (CPG) (Duyssens et. al., 1980; Hesse et. al., 1997; Dietz et. al., 2002).

Dietz et. al. (1994) mostraram, em pacientes paraplégicos, que o treino de marcha em suspensão feito manualmente resultou em padrão eletromiográfico de ativação muscular semelhante ao observado em indivíduos saudáveis, embora a amplitude do sinal eletromiográfico tenha sido menor.

Grasso et. al. (2002) mostraram que a recuperação motora de pacientes com LME depende da plasticidade e da redistribuição da atividade na maior parte da extensão rostro-caudal da medula espinal. O grupo mostrou que a melhora dos parâmetros espaço-temporais da atividade eletromiográfica durante a marcha pode estar relacionada com a plasticidade do padrão gerador central (CPG) e com a recuperação da marcha sustentada (Scivoletto et. al.. 2007).

Muito são os estudos que apontam para o potencial do treino de marcha com suporte de peso na melhora da marcha em pacientes com LME incompleta (Behrman et. al.. 2000; Dietz et. al.. 1994; Field-Fote, 2001; Protas et. al.. 2001; Bajd, 1989; Wernig et. al.. 1998; Lucareli et. al. 2008). Recente ensaio clínico controlado feito com 146 pacientes com oito semanas de lesão da medula espinal não demonstrou diferença entre o uso do sistema de suporte de peso e assistência manual e os treinos realizados em sistemas computadorizados com suporte de peso e movimentos repetitivos de marcha assistidos por dispositivos robóticos (Dobkin et. al. 2006). Mehrholz, Kugler e Pohl (2008) não encontraram evidências para concluir que as estratégias utilizadas para o treino de marcha com e sem suporte de peso melhorem a locomoção em bipedestação na lesão da medula espinal.

1.1. Treino de marcha com suporte de peso corpóreo com assistência manual.

Behrman e Harkena (2000), usaram o treino de marcha para promover e estimular as informações sensoriais associadas à deambulação em adultos após lesão medular. Quatro adultos (seis meses de LME) foram treinados em esteira com suporte de peso e ajuda de dois terapeutas. O sujeito 1 tinha lesão ao nível T5 e era classificado em ASIA A, o sujeito 2 T5 ASIA C, o sujeito 3 C6 ASIA D e o quarto T9 ASIA D. Todos os sujeitos melhoraram a capacidade de dar passos na esteira. O sujeito 1 conseguiu andar na esteira com suporte de peso descarregando 90% do peso

corpóreo e andar sem auxílio de terapeutas por 1 minuto e não apresentou melhora na medida de independência funcional (FIM). O sujeito 2 passou de C para D na classificação da ASIA, não precisou de suporte e ou assistência para andar na esteira, e no solo passou de marcha com andador para marcha com bengala de 1 ponto, a medida da FIM não sofreu alteração no item locomoção – Marcha/Cadeira de Rodas, porém passou da cadeira de rodas para a marcha em tempo integral e no item subir escadas passou de 1 para 6. O sujeito 3 não alterou sua classificação da ASIA que era D, no entanto o escore motor passou de 32/50 para 34/50 com dois músculos que recebiam graduação 1 passaram a receber 2. A FIM para marcha não mudou, mas a capacidade de subir escadas também passou de 1 para 6, melhorou a velocidade de marcha em auto selecionada e em velocidade rápida, melhorou o escore nas avaliações de equilíbrio, risco de quedas, e qualidade de vida. O sujeito 4 não obteve mudanças na classificação e no escore motor da ASIA. A avaliação da FIM passou de 6 para 7 tanto na marcha quanto subir escadas e melhorou a velocidade de marcha auto selecionada e em velocidade rápida.

Três pacientes com lesões torácicas crônicas e incompletas e crônicas (dois ASIA D e um ASIA C) treinaram marcha com 40% de redução de peso e velocidade de 1,6 km/h e dois terapeutas durante 12 semanas, com redução gradual de peso, aumento de velocidade e tempo de treinamento (tempo inicial 20 minutos). Este treinamento foi realizado cinco dias, por três meses consecutivos. Foram avaliadas: velocidade, resistência, comportamento da marcha e o uso de órteses, consumo de oxigênio durante a marcha, avaliação do controle motor, a satisfação do paciente, classificação da ASIA, força muscular e segurança ao deambular. Após 12 semanas de tratamento todos pacientes tiveram aumento da velocidade, diminuição do tempo de ciclo de marcha e redução do consumo energético (Protas et al, 2001).

Wirz et al (2001) avaliaram o efeito do treino de marcha com suporte de peso em esteira em pacientes com LME completa e incompleta. A atividade eletromiográfica aumentou significativamente nos músculos extensores da perna nos dois grupos. Nos pacientes com LME incompleta houve melhora da habilidade motora, que se manteve constante durante três anos após o treino. Nos pacientes com LME

completa, a melhora da atividade eletromiográfica não se manteve, sugerindo que o treino induz a plasticidade dos centros neurais, mas apenas nas lesões incompletas.

Paciente com LME incompleta C5-C6, ASIA D realizou 45 sessões de treino de marcha com suporte de peso conseguiu evoluir da deambulação domiciliar com auxílio de andador e órtese tornozelo-pé à direita e velocidade de 0,19 m/s para deambulação comunitária com uso de muletas e velocidade de 1,01 m/s. A quantidade de passos dados medidos durante 24 horas aumentaram de $1,054 \pm 0,543$ passos para $3,924 \pm 1,629$ (Behrman et al 2005).

Hicks et al (2005), estudaram 13 sujeitos com sete anos de LME incompleta (ASIA B e C) durante 12 meses de treinamento. Foram realizadas 144 sessões, três vezes por semana. A habilidade funcional de marcha e alguns índices de qualidade de vida foram avaliados. Todos os pacientes melhoraram a habilidade funcional da marcha: redução 54% suporte de peso corpóreo, aumento 180% velocidade de marcha e 335% aumento da distância percorrida / sessão. Seis pacientes melhoraram a capacidade de deambular no solo e houve melhora nos parâmetros de qualidade de vida e da função física. Após oito meses de treino os pacientes apresentavam declínio na capacidade de deambular na esteira e satisfação com a função física, mas a deambulação no solo manteve-se estável.

Thomas et al (2005) avaliaram as vias corticoespinais em pacientes com LME crônica pela estimulação elétrica transcraniana e atividade motora máxima de potenciais evocados para os músculos tibial anterior e vasto lateral após treinamento intenso de marcha com suporte de peso corpóreo. Os autores concluíram que a porcentagem de aumento no potencial motor máximo foi positiva e significativamente correlacionada com o grau de recuperação motora avaliada pelo escore *Walking Index for Spinal Cord Injury* (WISCI II), pelo teste de caminhada de 6 minutos e pela amplitude da atividade EMG durante a deambulação. Estes achados sugerem que o trato corticoespinal, em parte, está envolvido na recuperação funcional locomotora produzida a partir do treino de marcha.

Effing et al (2006) descrevem estudo de caso-controle composto por três homens com LME crônica (dois ASIA C e um ASIA D) com o objetivo de investigar os efeitos do treino de marcha com suporte de peso sobre a qualidade de vida. Após 12 semanas de tratamento com cinco sessões (30 minutos) por semana, houve pequena melhora na qualidade de vida, mas sugerem que são necessários estudos randomizados e controlados para melhor entender os efeitos do treinamento.

Lucareli et al (2008), avaliaram a cinemática linear da marcha e a qualidade de vida de doze pacientes com lesão medular crônica. Após 12 semanas de treino de marcha com suporte de peso em esteira com evolução decrescente para o suporte de peso corpóreo verificaram melhora na velocidade, tempo do ciclo, tempo de apoio, tempo de balanço, comprimento de passo, distância percorrida e cadência. No entanto, não observaram melhora na qualidade de vida dos pacientes.

Um homem com LME crônica C6 ASIA B, 1 ano após a lesão, treinou a marcha em um percurso correspondente à 2 quarteirões por sessão durante o período de 9 meses. Foram realizadas 35 sessões seguidas por 8,6 semanas sem treino e, em seguida, mais 62 sessões. Para determinar os efeitos do treinamento locomotor, utilizando treino de marcha com suporte de peso em esteira e assistência manual avaliaram a atividade muscular, análise cinemática, densidade mineral óssea, e mudanças na composição corporal. Antes do trino a atividade muscular era mínima para qualquer músculo examinado. Após 97 sessões os músculos das articulações do quadril e joelho bilateralmente passaram a demonstrar padrões de ativação muscular para os músculos reto femoral, bíceps femoral, gastrocnêmio em fase com a cinemática. A amplitude média da eletromiografia aumentou para todos os músculos, a duração da atividade aumentou para o reto femoral e gastrocnêmios, enquanto que para o bíceps femoral a atividade reduziu. Antes do treino o bíceps femoral esquerdo mostrava padrão que refletia o de um estiramento muscular, enquanto que após o treino a amplitude média ficou abaixo da média anterior e os disparos não foram mais observados. Após as 62 sessões a densidade mineral óssea total diminuiu (1,54%), e na região das pernas diminuiu 6,72%. Houve aumento na massa corporal total: nos braços houve redução da massa magra (6,6%), e aumento da massa gorda (7,4%),

enquanto nas pernas a massa gorda diminuiu (3,5%) e aumentou a massa magra (4%) (Forrest, 2007).

Musselman et al (2009), descreveram o uso de um método para re-treinar a marcha de forma intensiva, variável e relevante para o caminhar diário. Os objetivos da casuística descrita foram o de determinar a eficácia na capacidade de adquirir habilidade na marcha em um pequeno grupo de pessoas com LME e comparar o treino de habilidade com treino de marcha com suporte de peso nos mesmos indivíduos. Quatro pessoas que tiveram uma mediana de 2,7 anos de LME incompleta participaram das intervenções que eram executadas em fases alternadas que duravam 3 meses cada. Todos os pacientes iniciaram com treino de marcha com suporte de peso em esteira. Dois pacientes receberam posteriormente o treinamento das habilidades, enquanto os outros 2 pacientes mantiveram-se envolvidos no treino com suporte. A terceira fase de intervenção foi repetiu a segunda, porém com a alternância dos pacientes. O perfil modificado de deambulação funcional de Emory, o teste de caminhada de 10 metros, o teste de caminhada de 6 minutos, a escala de Berg, e a escala de atividades específicas de confiança de equilíbrio foram usadas antes do treino, mensalmente ao longo do treino, e 3 meses após o treino. Melhorias na velocidade de marcha ultrapassaram a mínima diferença clinicamente importante para os indivíduos com LME ($\geq 0,05$ m / s), particularmente durante a fase de treino de habilidades em comparação ao treino com suporte de peso. As demais variáveis estudadas não mostraram diferenças entre o tipo de treinamento.

Com o objetivo de desenvolver e testar um modelo clinicamente relevante para prever a melhora da velocidade da marcha no solo após 36 sessões progressivas de progressiva de treino de marcha com suporte de peso na esteira em indivíduos com LME incompleta, Winchester et al, (2009) revisaram e analisaram retrospectivamente dados de prontuários de 30 pacientes que foram submetidos à treino com suporte de peso e 8 pacientes com diagnósticos semelhantes foram usados para testar a predição prospectivamente.

Foi utilizado o teste de caminhada de 10 minutos para avaliar a velocidade da marcha no solo. O programa de treinamento locomotor foi seqüenciado em treino com assistência mecânica, seguido pela assistência manual e em solo.

As características clínicas com valor preditivo para a velocidade de marcha foram o tempo das lesões, a presença ou ausência de controle voluntário do intestino e bexiga, avaliação funcional da espasticidade, e a velocidade de marcha antes do treino. O modelo identificou que essas características representavam 78,3% da variabilidade do resultado final do treinamento locomotor. O modelo foi bem sucedido em prever prospectivamente a velocidade de marcha nos 8 participantes com recuperação de $4,15 \pm 2,22$ cm / s.

2.2 Treino de marcha com ou sem suporte de peso combinado com eletroestimulação e estimulação mecânica.

Os benefícios e limitações da estimulação elétrica funcional (FES) em diversos programas para treino de marcha que usaram estimulação em músculos superficiais, profundos, combinaram a FES com suporte de peso em esteira e no solo, com órteses, com órteses no solo e em esteira já foram descritos. As avaliações feitas para avaliar os efeitos das condutas independente da técnica e do protocolo demonstram melhora na espasticidade (Granat et al 1993, Stein et al 1993, Hesse et al, (1998), força muscular (Granat et al 1993, Stein et al 1993, Hesse et al, 1998, Hardin et al 2006), parâmetros espaço-temporais (Wieler et al 1999, Field-Fote 2001, Kim et al 2004b, Hardin et al 2006), cinemáticos (Ladoceur e Barbeau 2000), fisiológicos (Hesse et al, 1998, Field-Fote e Tepavac 2002), e independência em atividades da vida diária. estabilidade postural em pé.

2.3 Treino de marcha com suporte de peso corpóreo com assistência mecânica.

O uso de assistência mecânica em uma máquina que movimenta os membros inferiores como na marcha humana induz a movimentação das articulações sem que os terapeutas se desgastem, garantem mais tempo de terapia.

Inicialmente foi desenvolvida uma plataforma fixada aos pés com características semelhantes a uma bicicleta vertical que movimenta secundariamente as articulações mais proximais como joelho e quadril. Os efeitos deste dispositivo em um treino de marcha com suporte de peso com assistência mecânica foram testados por Wernig e Muller (1992), Wernig et al (1995), Wernig et al (1998) e Wernig et al (1999), demonstrando melhora na capacidade de deambulação, nos parâmetros lineares e atividade eletromiográfica da marcha, e aparente superioridade do dispositivo mecânico em relação ao manual.

Jezernik et al (2003), avaliaram dois tipos de treino de marcha em 6 pacientes com lesão medular usando um dispositivo do tipo exoesqueleto. Este tipo de dispositivo foi testado e é capaz de desempenhar duas funções durante o treinamento: a primeira submete o paciente à um padrão definido pela máquina que não permite qualquer outro tipo de movimento a não ser o pré existente; e a segunda forma permite que o paciente influenciasse o padrão imposto pela máquina durante os movimentos dos membros inferiores. Os resultados não demonstraram melhora nos ganhos funcionais quando comparadas as formas de treinamento, mas resultados de questionários mostraram que o treinamento que permitiu a adaptação do paciente em relação à máquina foi mais bem aceito pelos pacientes avaliados.

Hesse et al, (2004), usou a associação de um dispositivo eletromecânico associado ao FES durante, além da terapia regular e demonstrou melhora da capacidade de marcha, velocidade, resistência e maior atividade do músculo gastrocnêmio nos pacientes com lesão central.

Hornby et al, (2005) conjugaram o dispositivo robótico e o treino com suporte de peso e assistência de 1 terapeuta. Wirz et al, (2005), descreveu uma órtese mecânica

chamada (*driven-gait orthosis*) que era usada com suporte em esteira. Os pacientes mostraram melhora nos testes funcionais, velocidade e resistência na marcha., mas não mudaram a necessidade e o tipo de aditamentos, órteses e auxílio de terceiros. Não foi notada correlação entre a melhora funcional da marcha e a força muscular ou alteração da espasticidade.

O potencial de reorganização supraespinal associados à 12 semanas de treino de marcha em dispositivo robótico com suporte de peso usando ressonância nuclear magnética funcional (RNMF) foram testados. Todos os indivíduos demonstraram algum grau de alteração no sinal BOLD (blood-oxygen-level-dependent). A RNMF demonstrou maior ativação em regiões corticais sensoriais (S1, S2) e regiões cerebelares após o treino de marcha com suporte de peso que garantiram segundo os autores melhora na capacidade de locomoção no solo (Winchester et al 2005).

CASUÍSTICA E MÉTODOS

Casuística

Participaram deste estudo 30 pacientes adultos de ambos os sexos, entre 18 e 40 anos de idade. A média de idade foi de 32 ± 8 (23 - 40) anos. 10 pacientes eram do gênero feminino e 14 do masculino. A massa corporal foi de $87,6 \pm 9,6$ (78 - 97,2) kg e a altura de $171,3 \pm 10,7$ (160-182) cm.

Critérios de inclusão

- Lesão da medula espinal incompleta de origem traumática há menos de 12 meses;
- Classificação da *American Spinal Cord Association (ASIA)* C ou ASIA D (Ditunno et al. 1994);
- Serem deambuladores;
- Autorização médica prévia para prática de atividade física orientada;
- Assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido;
- Escala de Asworth ≤ 2 - espasticidade leve a moderada -
- Pacientes não poderiam usar marcapasso cardíaco; ter angina instável ou outra doença cardíaca descompensada; ter doença pulmonar obstrutiva crônica; ter disreflexia autonômica sem controle; ter alguma fratura dos ossos dos membros inferiores; traqueostomia; apresentar deformidade e rigidez da articulação do quadril,

do joelho (20° ou mais de flexão) e tornozelo (10° ou mais de flexão plantar) e úlceras de pressão.

Critérios de exclusão

- Foram excluídos pacientes que não realizaram 85% das sessões de treinamento.

Metodologia de coleta

Após inclusão, os participantes foram divididos em dois grupos de 12 pacientes. A randomização foi feita por sorteio de um envelope opaco com o nome do grupo:

- Grupo A – submetido à treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal (tabela 1).
- Grupo B – submetido à tratamento fisioterapêutico e treino de marcha convencionais (Tabela 2).

Tabela 1 – Características clínicas do Grupo A - submetido à treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal.

N	Idade	Genero	Massa	Nível de Lesão	ASIA	Escala de Ashworth Modificada
1	18	♀	87,6	T7	D	1
2	59	♂	82,0	C4	D	1+
3	19	♂	85,0	C5	C	1
4	21	♂	83,0	T7	D	1+
5	22	♀	79,0	C4	D	1
6	33	♂	80,3	C5	D	1
7	34	♀	78,0	T9	C	1
8	40	♂	93,0	T6	D	1
9	36	♂	93,7	T10	C	2
10	35	♀	97,2	L2	D	2
11	31	♂	87,6	T9	C	2
12	29	♀	95,0	L1	D	2

Tabela 2 – Características clínicas do Grupo B - submetido à tratamento fisioterapêutico e treino de marcha convencionais.

N	Idade	Genero	Massa	Nível de Lesão	ASIA	Escala de Ashworth Modificada
13	55	♀	93,0	T11	C	2
14	47	♂	89,0	T5	D	1+
15	30	♂	93,0	T1	D	1+
16	18	♂	88,0	T12	C	1+
17	32	♀	89,1	T12	C	1+
18	39	♂	88,1	C6	D	2
19	20	♀	87,0	C7	D	1
20	27	♂	82,0	T4	D	1+
21	25	♂	87,0	T5	D	1
22	31	♀	85,5	T10	C	2
23	30	♂	89,3	L1	D	1
24	26	♀	90,0	L2	C	1

Materiais e Equipamentos Utilizados

- Protocolo clínico: anamnese, critérios de inclusão e dados antropométricos
- Balança antropométrica
- Paquímetro
- Régua
- Fita adesiva dupla face e caneta dermográfica
- Esferas de poliestireno de 25 cm com base plástica
- Fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro
- 2 cameras marca Sony DV modelo-TRV120
- 2 tripés marca TRON – VPT 20
- 2 emissores de infravermelho com 8 LEDs Sony HVL-IRM
- Computador Portátil HP Pavilion dv2000
- Software MaxTRAQ 3D.

Treinamento

O treinamento do grupo A e B foi realizado na clínica de fisioterapia da Universidade Paulista – Unidade Pompéia da cidade de São Paulo.

Treino de Marcha com Suporte de Peso Corpóreo

Foi realizado em uma esteira Woodway Loco-system (Woodway USA, Inc., Foster, CT, USA) que permitiu o acoplamento do sistema de suporte de peso Orbitador (Expansão Ltda – São Paulo – Brasil). O treinamento consistiu em:

1. Posicionamento do paciente sobre a esteira utilizando o suporte de peso, formado por um paraquedas que estabiliza a região pélvica e o tronco.

2. Utilização de um sistema de polias para manter o paciente suspenso, eliminando parte do peso corpóreo descarregado nos membros inferiores.
3. Na primeira sessão de treinamento cada participante foi avaliado individualmente segundo o critério de Behrman et al (2005), para definir a porcentagem do peso corporal descarregada, tempo e velocidade de treinamento.

O treino iniciou-se com 40% de redução do peso corporal. A descarga foi aumentada em 10% a cada 10 sessões, mantendo-se a velocidade auto selecionada por cada participante individualmente e a cada sessão.

Foram realizadas 30 sessões para cada paciente (Behrman et al. 2005), duas vezes por semana, com duração de 30 minutos cada sessão. Em todas as sessões os participantes foram assistidos por dois fisioterapeutas que auxiliaram a movimentação dos membros inferiores simulando a marcha normal.

Treino de Marcha com Fisioterapia Convencional

1. Alongamento passivo por 30 segundos de todos os músculos dos membros inferiores. Foram gastos oito minutos nestes procedimentos.
2. Mobilização passiva das articulações do quadril, joelho e tornozelo por cinco minutos.
3. Treino de marcha nas barras paralelas, orientado por um fisioterapeuta (comandos verbais e contato manual para correção dos movimentos).

O paciente descarregava todo peso e se utilizava dos membros superiores como apoio nas barras paralelas. Em alguns casos, os pacientes usaram talas extensoras dos

joelhos e/ou órteses curtas. Foram realizadas 30 sessões de 30 minutos cada uma, duas vezes por semana.

Critérios de Avaliação

A análise de marcha foi realizada por um avaliador cego, que tinha experiência de análise cinemática de marcha de 10 anos, aproximadamente. Todos os participantes do grupo A e B foram avaliados antes e depois das 30 sessões de treinamento da marcha, por vídeogrametria. A avaliação da marcha feita por meio de análise cinemática tridimensional.

Análise de Marcha

Para a captação dos dados para a análise cinemática foi utilizado um sistema de videogrametria. A avaliação foi feita em três etapas:

1. Aquisição de imagens de vídeo para análise cinemática dos movimentos dos membros inferiores durante a marcha.
2. Processamento dos dados para determinação dos segmentos dos membros inferiores e centros articulares e para extração dos gráficos das variáveis estudadas.
3. Tratamento dos dados para eliminar ruído proveniente da aquisição e processamento dos dados.

Coleta de dados

- *Familiarização dos sujeitos com os equipamentos e procedimentos*

Todos os pacientes foram apresentados aos equipamentos e orientados quanto aos procedimentos e instruídos sobre seqüência de tarefas e atividades a serem realizadas. Todos os participantes fizeram treinamento prévio, sem coleta de dados, simulando um exame regular de marcha.

- *Preparação dos Sujeitos*

Todos os participantes usavam roupa de banho para facilitar a colocação dos marcadores. A pele foi limpa com álcool para melhorar a fixação dos marcadores no local exato.

- *Colocação dos Marcadores*

Os marcadores foram envolvidos com fita adesiva revestida de esferas de vidro microscópicas e fixados sobre uma base de plástico com fita adesiva dupla face. Foram selecionados 15 pontos anatômicos (Figura 1) adotados como referência de fixação dos marcadores para o sistema de análise de movimento. Um conjunto de marcadores, denominado “Helen Heys” é utilizado para estimar a posição dos centros articulares (Davis et al.1991) e calcular a cinemática tridimensional das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo (Kadaba et al.1990).

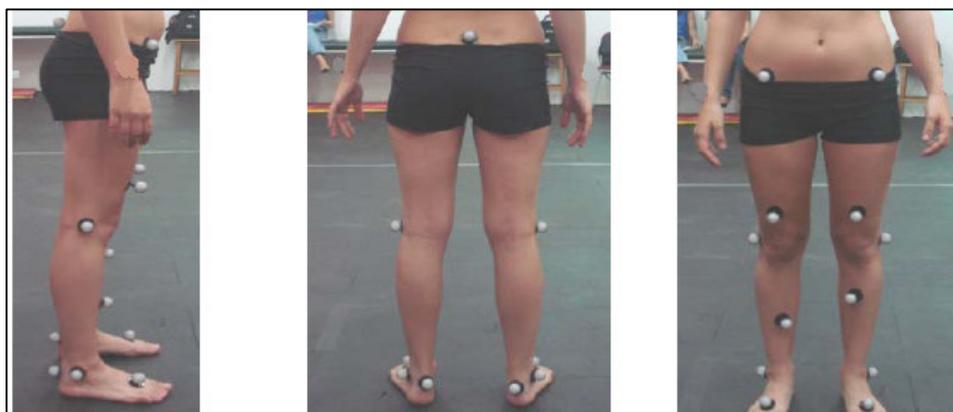


Figura 1 – Conjunto de marcadores “Helen Heys”

- *Tarefa*

Todos pacientes andaram em uma pista demarcada no solo, medindo noventa centímetros de largura por quatro metros de comprimento. Andaram três vezes, completando ciclos da marcha. Os sujeitos andaram descalços, em velocidade confortável, semelhante à marcha do cotidiano e quando necessário usaram órteses, muletas e as barras paralelas.

- *Coleta*

Foram utilizadas 2 câmeras de vídeo digitais padrão NTSC da marca SONY modelo TRV120.

- *Calibração:*

A calibração foi feita para determinar a localização e orientação de cada câmera. Foi utilizado o programa de computador *MaxTRAQ3D*, uma estrutura de referência com quatro marcadores para ajustar o sistema de coordenadas global (Figura 2) e um bastão de calibração (Figura 3) com dois marcadores (calibração dinâmica e dimensão do sistema de coordenadas). As distâncias entre os marcadores (bastão e estrutura de referência) são valores conhecidos, que são inseridos no sistema para reconhecimento. A calibração calcula os parâmetros externos e internos das câmeras e cria os padrões de linearização dos parâmetros na forma de tabela.

A calibração mostra as posições das coordenadas no sistema global definidas pela referência dos marcadores e um valor mérito (média de erro no sistema de unidades), que depende das câmeras e lentes usadas na medição e volume.



Figura 2. Exemplo da estrutura de referência vista pelas câmeras.

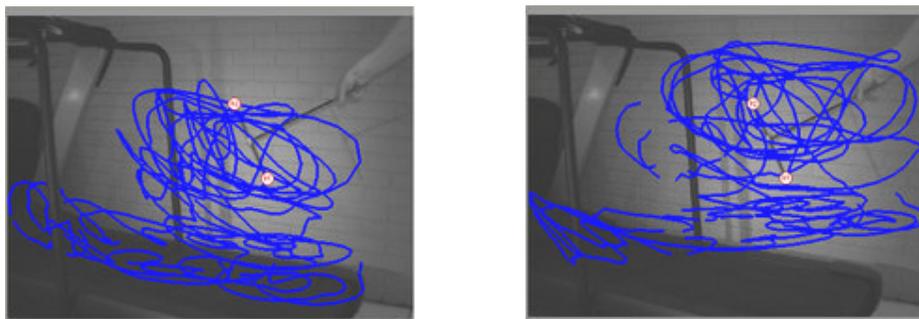


Figura 3. Movimento do bastão visto pelas câmeras durante a calibração dinâmica

- *Aquisição*

Todos os parâmetros (luminosidade, resolução espacial e temporal, e foco) foram calibrados, ajustados e mantidos inalterados durante todo o procedimento de aquisição das imagens, garantindo os mesmos parâmetros da câmera para todos os pacientes. As câmeras foram posicionadas: primeira – anteriormente/posteriormente e segunda – lateralmente em relação ao paciente (Figura 4), permitindo que cada ponto de interesse do membro inferior fosse visualizado por duas câmeras. Os

procedimentos de obtenção das imagens foram realizados nos dois lados do corpo. A coleta dos dados foi realizada na forma com frequência de amostragem de 30 fotos/segundo. Os movimentos de marcha registrados foram armazenados como seqüências de imagens em arquivos no formato AVI (*Audio Video Interlaced*). Esses arquivos foram utilizados como dados para o processo de medição no *software MaxTRAQ3D versão 1.19b*.

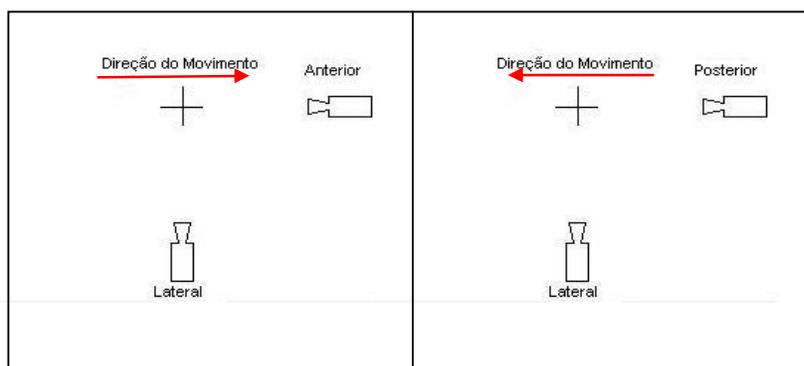


Figura 4. Posicionamento das câmeras durante a captura de movimento.

- *Processamento dos Dados*

Para cada percurso feito na pista de coleta foi selecionado um único ciclo de marcha. Com a utilização do programa “*MaxMATE 3.6C for Excel 2007*”, os dados cinemáticos tridimensionais das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram expressos em gráficos da posição angular da articulação em função do tempo. Do total de três ciclos, apenas um foi selecionado para análise. Esta seleção foi feita com base na orientação da ESMAC - *European Society of Movement Analysis for Adults and Children* - que tem como parâmetro o valor médio da cinemática angular e velocidade da marcha. Este mesmo ciclo foi utilizado para análise dos dados de cinemática angular das articulações no plano sagital.

Foram definidos dois grupos de variáveis a serem analisados:

1. Variáveis espaço-temporais:

- a. Velocidade da marcha (m/s)
- b. Tempo do ciclo de marcha (s)
- c. Tempo de apoio (% do ciclo de marcha)
- d. Tempo de balanço (% do ciclo de marcha)
- e. Comprimento de passo (cm)
- f. Distância percorrida (m)
- g. Cadência (passos/minuto)

2. Variáveis Angulares:

- a. Máxima dorsiflexão no apoio (graus)
- b. Máxima flexão plantar no pré balanço (graus)
- c. Valor mínimo do joelho no apoio (graus)
- d. Valor máximo do joelho no balanço (graus)
- e. Máxima flexão do quadril durante o ciclo de marcha (graus)
- f. Máxima extensão do quadril no pré balanço (graus)

Critérios de avaliação e análise estatística dos resultados

As possíveis diferenças entre os grupos, segundo variáveis previamente definidas, foram analisadas através do teste não paramétrico de Wilcoxon para comparação entre grupos pareados. As médias foram calculadas e apresentadas a título de informação. Não se calculou desvio-padrão, pois as variáveis analisadas não têm distribuição normal.

RESULTADOS

Com base nos critérios de inclusão e exclusão propostos, seis pacientes foram excluídos por não completarem 85% das sessões propostas.

Os resultados de cada uma das treze variáveis estudadas, sete parâmetros espaço-temporais e seis parâmetros angulares serão apresentados distribuídos pelos dois grupos formados de acordo com o tipo de treinamento: treino de marcha com suporte de peso corpóreo e treino de marcha com fisioterapia convencional.

Os dados que mostram relevância estatística serão representados também graficamente.

As variáveis são:

1. Variáveis espaço-temporais:
 - a. Velocidade da marcha (m/s).
 - b. Tempo do ciclo de marcha (s).
 - c. Tempo de apoio (% do ciclo de marcha).
 - d. Tempo de balanço (% do ciclo de marcha).
 - e. Comprimento de passo (cm).
 - f. Distância percorrida (m).
 - g. Cadência (passos/minuto).

2. Variáveis Angulares:

- a. Máxima dorsiflexão do pé no apoio (graus).
- b. Máxima flexão plantar no pré balanço (graus).
- c. Valor mínimo de extensão do joelho no apoio (graus).
- d. Valor máximo de flexão do joelho no balanço (graus).
- e. Máxima flexão do quadril durante o ciclo de marcha (graus).
- f. Máxima extensão do quadril no pré balanço (graus).

Tabela 3. Parâmetros espaço temporais da marcha: Velocidade de Marcha, Tempo do Ciclo, Tempo de Apoio, Tempo de Balanço, Comprimento de Passo, Distância e Cadência antes e após antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

Parametros Espaço Temporais	Antes (Média e DP)	Após (Média e DP)	Teste de Wilcoxon
Velocidade de Marcha (m/s)	0,85 ± 0,32	1,25 ± 0,41	<i>p=0,009**</i>
Tempo do Ciclo (s)	3,1 ± 0,68	3,95 ± 0,76	<i>p=0,006**</i>
Tempo de Apoio (% do ciclo)	62,75 ± 1,86	58,91 ± 1,44	<i>p=0,007**</i>
Tempo de Balanço (% do ciclo)	37,25 ± 1,86	41,16 ± 1,52	<i>p=0,007**</i>
Comprimento de Passo (cm)	59,16 ± 2,44	69,41 ± 2,06	<i>p=0,001***</i>
Distância (m)	45 ± 9,06	55,75 ± 8,88	<i>p=0,001***</i>
Cadência (passos/min)	93,33 ± 7,67	108,33 ± 8,96	<i>p=0,009**</i>

*Teste de Wilcoxon - **
*p≤0,01; p≤0,001***

Figura 5. Parâmetro espaço temporal da marcha: Velocidade de Marcha antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

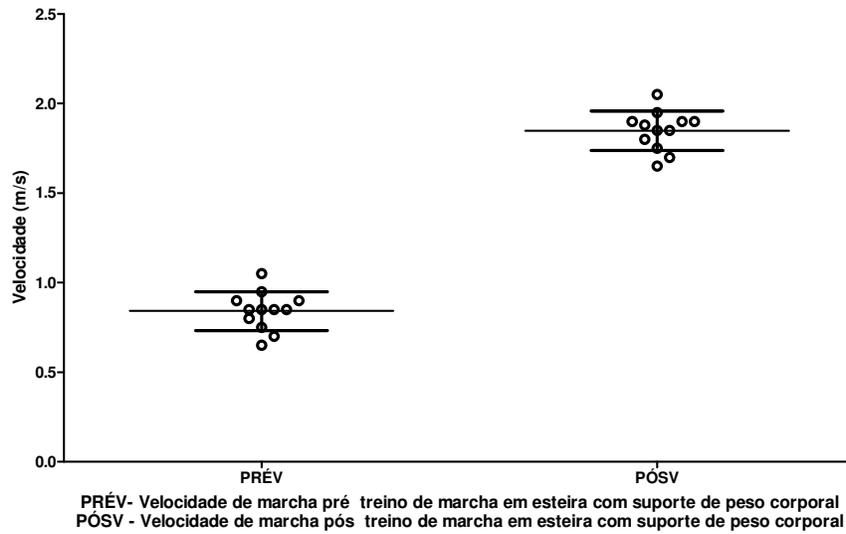


Figura 6. Parâmetro espaço temporal da marcha: Tempo do Ciclo, antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

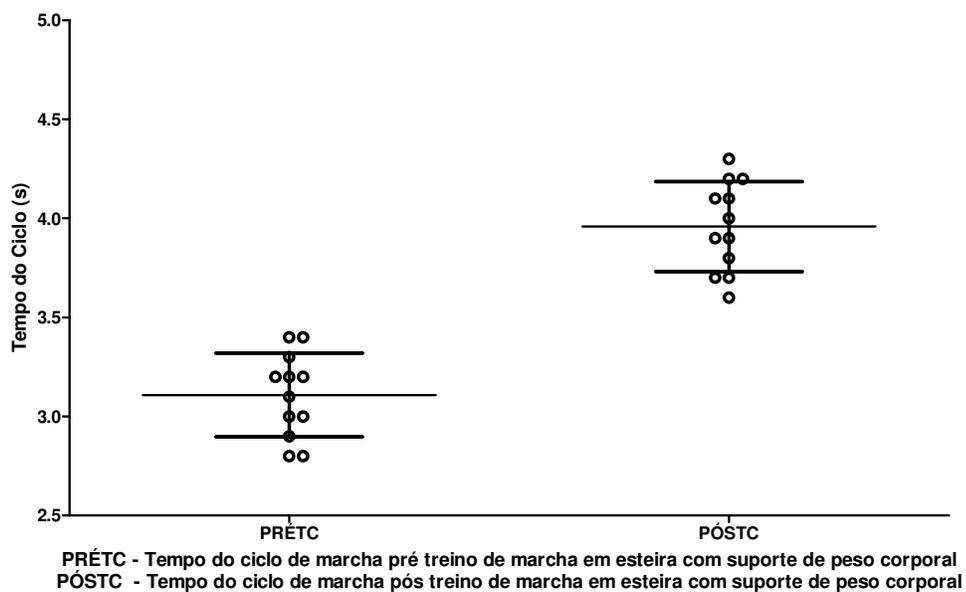


Figura 7. Parâmetro espaço temporal da marcha: Tempo de Apoio antes e após antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

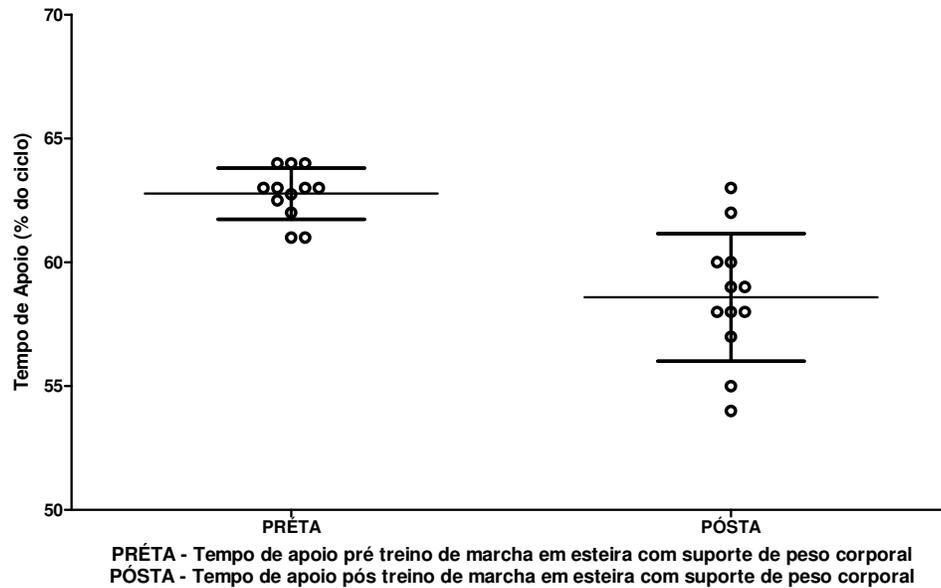


Figura 8. Parâmetro espaço temporal da marcha: Tempo de Balanço antes e após antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

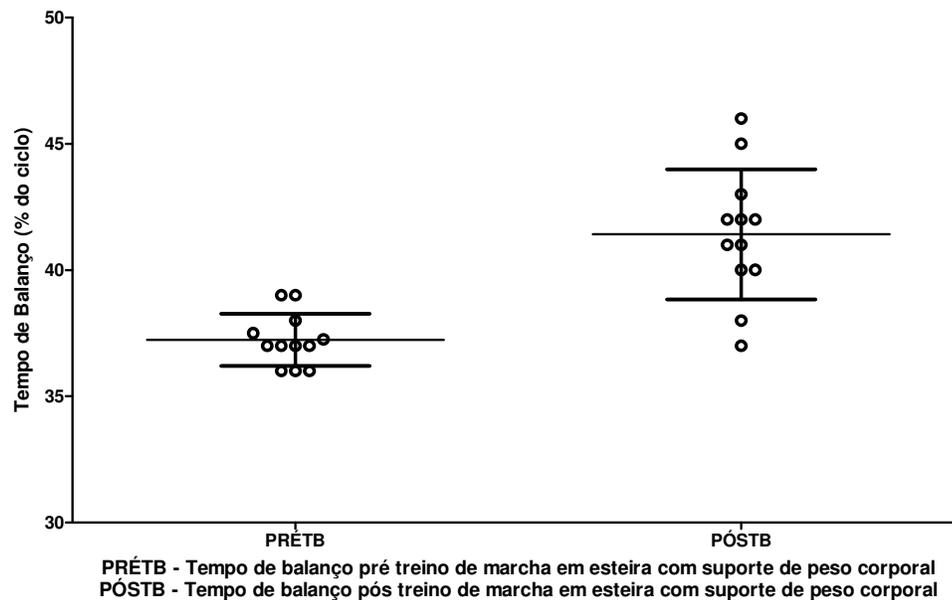


Figura 9. Parâmetro espaço temporal da marcha: Comprimento de Passo antes e após antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

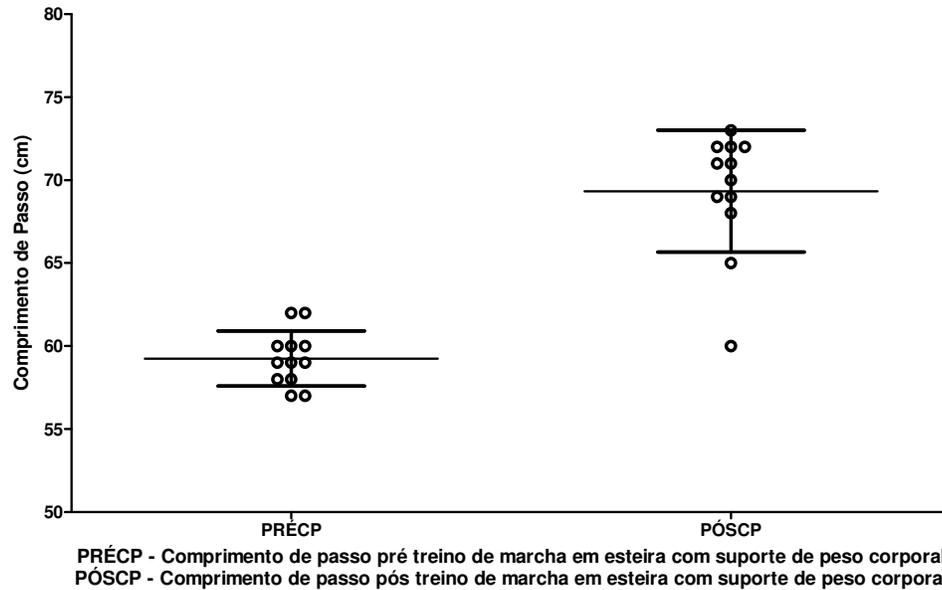


Figura 10. Parâmetro espaço temporal da marcha: Distância antes e após antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

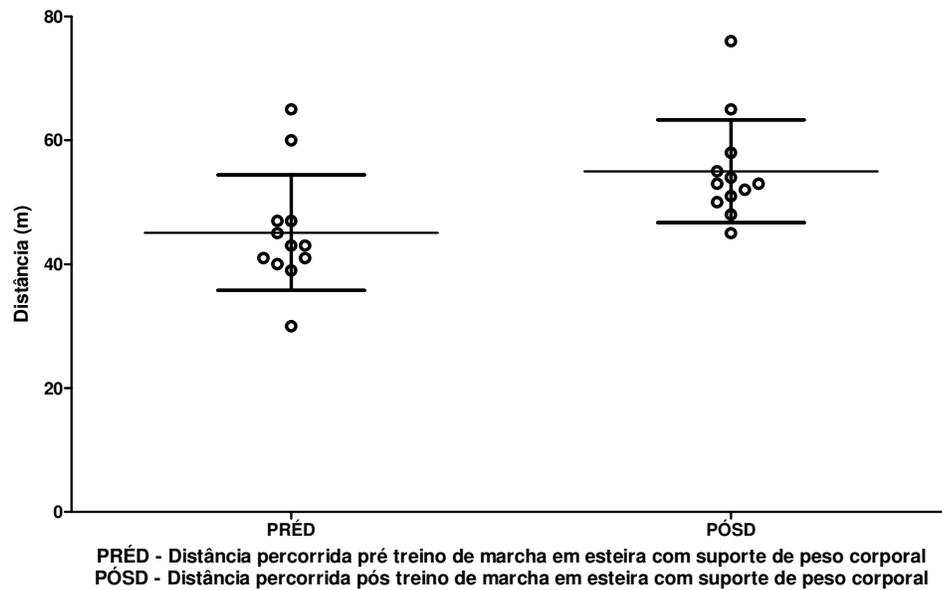


Figura 11. Parâmetro espaço temporal da marcha: Cadência antes e após antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

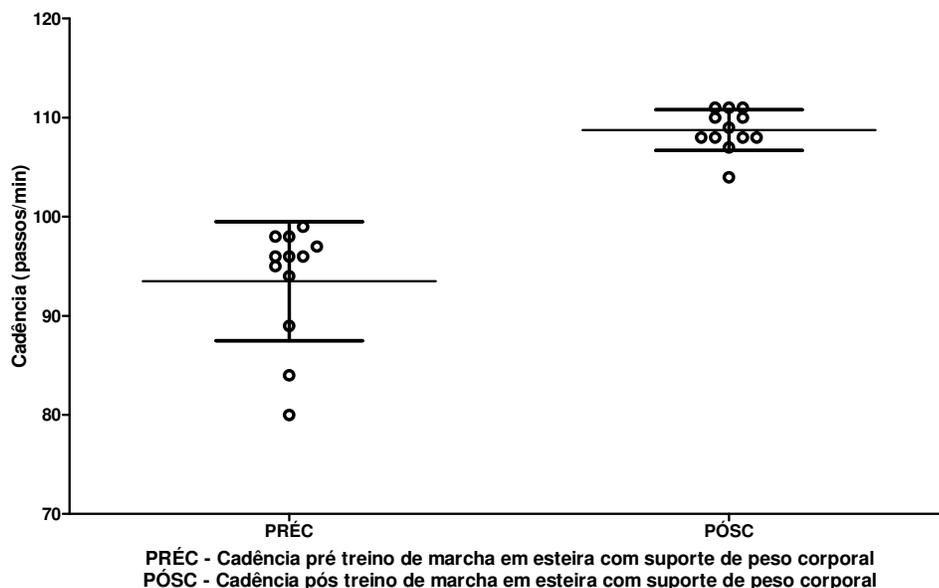


Tabela 4. Parâmetros espaço temporais da marcha: Velocidade de Marcha, Tempo do Ciclo, Tempo de Apoio, Tempo de Balanço, Comprimento de Passo, Distância e Cadência antes e após tratamento fisioterapêutico e treino de marcha convencional de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP).

Parâmetros Espaço Temporais	Antes (Média e DP)	Após (Média e DP)	Teste de Wilcoxon
Velocidade de Marcha (m/s)	0,96 ± 0,61	0,98 ± 0,65	<i>p=0,291</i>
Tempo do Ciclo (s)	2,8 ± 0,53	2,7 ± 0,93	<i>p=0,363</i>
Tempo de Apoio (% do ciclo)	65,0 ± 2,2	64,9 ± 2,4	<i>p=0,476</i>
Tempo de Balanço (% do ciclo)	34,6 ± 1,86	33,9 ± 2,6	<i>p=0,465</i>
Comprimento de Passo (cm)	55,6 ± 1,9	56,1 ± 3,1	<i>p=0,518</i>
Distância (m)	41,7 ± 6,6	43,5 ± 7,4	<i>p=0,564</i>
Cadência (passos/min)	89,42 ± 8,57	93,61 ± 8,26	<i>p=0,245</i>

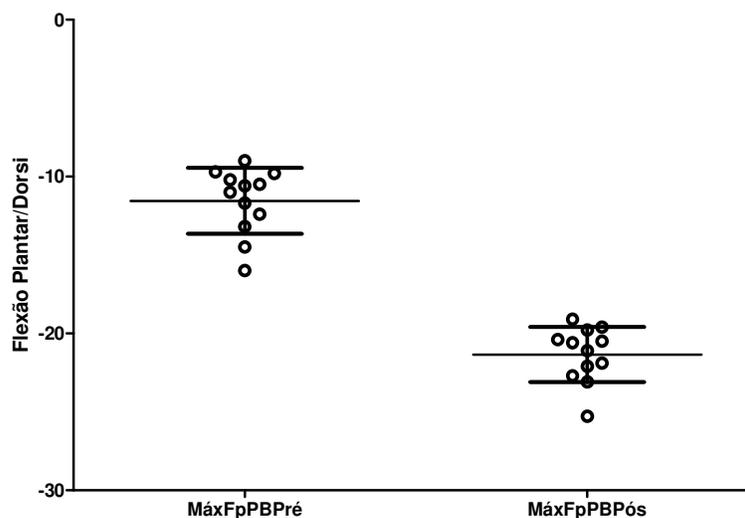
Teste de Wilcoxon – NS
p > 0,05

Tabela 7. Parâmetros de cinemática angular: pico de dorsiflexão no apoio, pico de flexão plantar no apoio terminal, mínimo valor angular do joelho no apoio, pico de flexão no balanço, pico de flexão do quadril durante o ciclo, pico de extensão do quadril no apoio terminal antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP)

Parâmetros Cinemáticos	Antes (Média e DP)	Após (Média e DP)	Teste de Wilcoxon
Pico de dorsiflexão no apoio	3,2 ± 0,3	4,5 ± 1,1	<i>p</i> =0,078
Pico de flexão plantar no apoio terminal	-10,2 ± 0,4	-15,2 ± 0,6	<i>p</i> =0,045*
Mínimo valor angular do joelho no apoio	22,3 ± 3,6	21,3 ± 4,7	<i>p</i> =0,664
Pico de flexão no balanço	29,4 ± 3,7	33,4 ± 4,4	<i>p</i> =0,062
Pico de flexão do quadril durante o ciclo	31,2 ± 2,4	34,3 ± 3,4	<i>p</i> =0,092
Pico de extensão do quadril no apoio terminal*	4,5 ± 0,2	-2,3 ± 0,3	<i>p</i> =0,034*

*Teste de Wilcoxon - **
p≤0,05

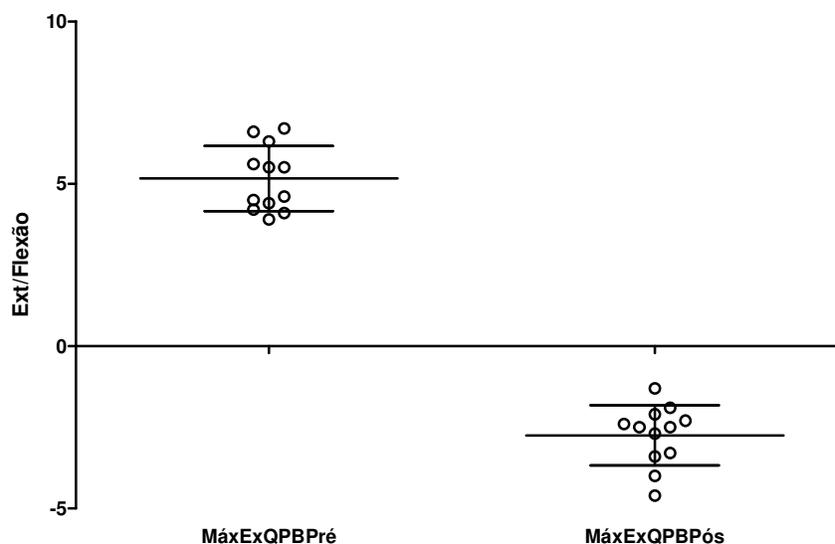
Figura 12. Parâmetro de cinemática angular: pico de flexão plantar no apoio terminal antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP)



MaxFpPBPré - Pico de flexão plantar no apoio antes do treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal em pacientes com lesão medular

MaxFpPBPós - Pico de dorsiflexão no apoio pós antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal em pacientes com lesão medular

Figura 13. Parâmetros de cinemática angular: pico de extensão do quadril no apoio terminal antes e após treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP)



MaxExQPBPPré - Pico de extensão do quadril pré treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal em pacientes com lesão medular.

MaxExQPBPós - Pico de extensão do quadril pós treino de marcha em esteira com suporte de peso corporal em pacientes com lesão medular.

Tabela 6. Parâmetros de cinemática angular: pico de dorsiflexão no apoio, pico de flexão plantar no apoio terminal, mínimo valor angular do joelho no apoio, pico de flexão no balanço, pico de flexão do quadril durante o ciclo, pico de extensão do quadril no apoio terminal antes e após tratamento fisioterapêutico e treino de marcha convencional de pacientes paraplégicos duas vezes por semana durante 12 semanas (média e DP)

Parâmetros Cinemáticos	Antes (Média e DP)	Após (Média e DP)	Teste de Wilcoxon
Pico de dorsiflexão no apoio	3,9 ± 0,2	3,8 ± 0,5	<i>p=0,987</i>
Pico de flexão plantar no apoio terminal	-11,29 ± 0,4	-10,7 ± 1,9	<i>p=0,765</i>
Mínimo valor angular do joelho no apoio	25,5 ± 2,6	24,1 ± 3,9	<i>p=0,867</i>
Pico de flexão no balanço	27,8 ± 2,8	27,4 ± 3,4	<i>p=0,997</i>
Pico de flexão do quadril durante o ciclo	28,1 ± 1,9	28,9 ± 2,4	<i>p=0,132</i>
Pico de extensão do quadril no apoio terminal	6,7 ± 0,4	6,5 ± 0,5	<i>p=0,754</i>

Teste de Wilcoxon – NS
p>0,05

DISCUSSÃO

A reabilitação de pessoas com LME é multidisciplinar e envolve vários profissionais de saúde. Precisa ser iniciada precocemente e exige acompanhamento especializado durante a fase de reabilitação. A fisioterapia é a abordagem de reabilitação mais importante para recuperação da locomoção. As principais limitações para a aquisição da marcha são: deficiência dos músculos dos membros inferiores, falta de coordenação, falta de sensibilidade e deficiência de equilíbrio (Dietz 1995).

A melhora da função locomotora e restauração da mobilidade estão dentre as principais metas na reabilitação das pessoas com LME, com o uso de cadeiras de rodas ou órteses. O avanço da neurofisiologia mostra que se pode estimular a capacidade de regeneração do sistema nervoso a partir de estímulos motores externos repetitivos e padronizados. Para tal, algumas estratégias podem ser utilizadas: treino de marcha livre, nas barras paralelas, na esteira (com e sem suporte de peso corporal), uso de equipamentos robóticos e estimulação elétrica funcional. Os programas de reabilitação precoces, iniciados logo após a instalação da LME, podem melhorar a função locomotora, mas, aproximadamente, 25% das pessoas com LME incompleta não se tornam deambuladoras independentes (Águas 1993; WIRZ 2005). As condutas fisioterapêuticas para os pacientes com LME com o intuito de readquirir a função de deambulação incluem a prática repetitiva e intensa do movimento de andar com ou sem uso de esteira. Para melhorar o uso dos músculos antigravitacionais, a retirada de parte do peso corpóreo associado à esteira pode ser uma opção. Neste caso os movimentos das pernas são auxiliados por terapeutas que podem usar ou não órteses durante a terapia.

Não há evidências que permitam concluir que um treinamento locomotor específico é mais eficaz que outro para melhorar a capacidade de deambulação de pessoas com LME.

Neste trabalho, foram usadas duas estratégias de tratamento para melhorar a locomoção de um grupo 24 pacientes com LME incompleta, que foram selecionados dentro de critérios restritos, visando controlar a heterogeneidade da lesão e suas seqüelas. Os pacientes foram selecionados de acordo com características demográficas, antropométricas e clínicas predeterminadas para que o protocolo de treinamento pudesse ser aplicado sem riscos e evitar vieses nos resultados. Os pacientes foram randomizados em dois grupos chamados de controle e tratamento, mas, na verdade, ambos os grupos foram tratados de forma diferente. Não foi feito um grupo controle de fato, pois o aspecto ético da opção de não tratamento foi considerado não aceitável.

O grupo - tratamento A recebeu treino de marcha em esteira com suporte de peso e o grupo – controle B recebeu fisioterapia convencional (treino de marcha executado regularmente na maioria dos centros de reabilitação) e o objetivo estrito, em ambos os grupos, era melhorar a capacidade de deambulação.

O treinamento de marcha com suporte de peso foi baseado nos princípios neuromusculares da locomoção humana e animal a partir de estudos previamente publicados (Dobkin et al 1995, Harkema et al 1997, Lovely et al 1986, Barbeau e Rossignol 1987, De Leon et al 1998, Forssberg 1979, Grillner, 1979, 1985, Pearson e Rossignol 1991, Conway, Hultborn, Kiehn 1987, Andersson et al 1978, Andersson e Grillner 1983, Grillner e Rossignol 1978, Patel et al 1998).

A análise tridimensional da marcha é considerada o padrão ouro para a compreensão e avaliação das alterações neuromecânicas dos movimentos articulares por sua execução sistemática e reprodutível, ainda que seja um método tecnicamente complexo (instrumentação, paramentação do paciente, coleta dos dados e interpretação) e caro. A opção de se usar um método mais sofisticado na avaliação

destes pacientes foi feita para se ver de forma objetiva se o tratamento aplicado promovia alterações (melhoras) na cinemática da marcha e se estas alterações estavam relacionadas com o tipo de treinamento oferecido (criar padrões de movimento). Este método de avaliação da marcha proporciona dados de alta qualidade com grande confiabilidade e reprodutibilidade e vem se tornando cada vez mais necessário nos centros de pesquisa na área de reabilitação e avaliação funcional do movimento.

Os dois grupos foram avaliados antes e depois do treinamento de forma cega, fato importante na avaliação dos resultados. O avaliador (único) realizou todas as coletas, processamentos e análise dos resultados das variáveis espaço-temporais e cinemáticas sem saber em que grupo o paciente havia sido incluído.

Não houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre as variáveis espaço-temporais intra-grupo (antes e depois) do Grupo-controle B, grupo que recebeu o treinamento convencional de marcha. No Grupo-tratamento A, tratado com suporte de peso corpóreo, houve diferença significativa nas variáveis espaço-temporais estudadas: aumento de velocidade, da distância percorrida, da cadência, do comprimento de passo, do tempo de balanço apoio do tempo total do ciclo, assim como a redução do tempo de apoio.

Os parâmetros espaço-temporais são medidas funcionais importantes e podem ser considerados os sinais vitais de avaliação da marcha, pois servem para detectar riscos de quedas; medem o desempenho e graduam nível de habilidade do paciente; demonstram a eficácia da terapia e auxiliam na normalização de outros parâmetros da marcha quando se compara resultados de pessoas com diferentes velocidades de marcha.

O treino de marcha com suporte de peso aumentou a estabilidade da marcha, porque trouxe aumento do comprimento do passo, diminuiu o tempo de apoio (duplo apoio) e aumentou tempo de balanço. Também melhorou o desempenho dos pacientes, observado pelo aumento da velocidade, da cadência, da distância percorrida e do

tempo total do ciclo de marcha. Os parâmetros temporo-espaciais ou de cinemática linear da marcha (velocidade de marcha, cadência, comprimento e largura de passo, tempo de apoio e balanço e tempo total do ciclo de marcha) são utilizados na maioria dos estudos de marcha e nossos resultados são corroborados por vários autores que mostraram resultados semelhantes aos do atual trabalho (Crozier et al, 1991; Gardner et al, 1998; Behrman e Harkema, 2000; Protas et al, 2001; Wirz et al, 2001; Behrman et al, 2005; Hicks et al, 2005; Hornby et al, 2005; Thomas et al, 2005 e Effing et al, 2006).

Postans (2004); Field-Fote (2005); Dobkin (2006) e Hornby (2007) realizaram estudos clínicos randomizados comparando o treino de marcha com suporte de peso com outra modalidade terapêutica para melhora da função locomotora e mostraram resultados semelhantes com melhora da independência, capacidade de deambulação e aumento da velocidade de marcha.

Como a tarefa marcha é dependente de regulação do sistema nervoso central, alguns autores defendem o uso de escalas funcionais aplicadas por testes específicos (Priebe et al 1996, Maynard et al 1997, Ditunno et al 2000, Dietz, 2002 e Maegele et al 2002). A escala de Ashworth e a escala de frequência de espasmos de Penn (Priebe et al 1996) são amplamente utilizadas para avaliar a atividade reflexa e tônus muscular. A *American Spinal Injury Association* (ASIA) recomenda a utilização da classificação ASIA, que avalia o déficit motor e sensitivo (Maynard et al 1997) e que se vale de uma avaliação neurológica padronizada da força muscular e sensibilidade. O uso destas diferentes escalas deve ser mantido, mas instrumentos mais sensíveis de avaliação da marcha, que avaliem quais parâmetros cinemáticos específicos se modificaram, podem ser muito importantes na definição das estratégias de tratamento. A associação de escalas de avaliação funcional com avaliações mais estritas **do ponto de vista biomecânico devem ser estimuladas para que se possa observar os ganhos biomecânicos** e de como estes interferiram **(ou interfeririam?)** na vida do paciente do ponto de vista funcional.

Ditunno et al (2000) desenvolveram a escala WISCI para avaliação da marcha, com 19 graus e um estudo mais recente indica que apenas em pacientes com função motora moderada há relação entre a pontuação motora e a capacidade locomotora. Este fato mostra que pacientes com um escore motor pequeno podem apresentar melhora da função locomotora sem que ocorra mudança significativa na pontuação motora (Dietz 2002 e Maegele et al 2002). Nestes casos, há necessidade de pouca atividade motora voluntária nos músculos da perna (classificação ASIA) para que se atinja a capacidade de marcha. Recomenda-se, que no futuro, a eficácia de qualquer intervenção terapêutica seja avaliada pelos escores funcionais junto com a pontuação dos músculos específicos. Pontuações motoras e sensitivas são mais susceptíveis para mostrar a recuperação espontânea da função, uma vez que dependem da integridade das conexões córtico-espinais. Em contrapartida, a melhora da função motora após a LME também pode refletir a plasticidade neuronal dos circuitos abaixo do nível da lesão.

As variáveis angulares ou cinemática angular da marcha das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital também foram avaliadas e não houve diferença significativa na comparação intragrupo (antes e depois) nos pacientes do Grupo-controle B, aqueles que foram submetidos à fisioterapia convencional.

Os pacientes do Grupo-treinamento A, submetidos ao treino de marcha com suporte de peso corpóreo, obtiveram melhora significativa na extensão máxima do quadril e da flexão plantar durante a fase de apoio da marcha. As demais variáveis: pico de dorsiflexão no apoio; valor angular mínimo do joelho no apoio; pico de flexão do joelho no balanço e pico de flexão do quadril durante o ciclo de marcha não se mostraram diferentes após o treinamento.

O aumento da extensão do quadril e a flexão plantar são fatores biomecânicos que tem influência direta no comprimento do passo, o que pode explicar a melhora significativa do comprimento de passo, tempo de apoio e balanço (Gage 2004, Miller 2007).

O maior comprimento do passo pode ser explicado pelo aumento da extensão do quadril, mas também, pode ter ocorrido pela interferência de outros fatores como a melhora da extensão e redução da flexão do joelho no contato inicial, assim como pela melhora na flexão do quadril, pelo aumento da rotação pélvica, aumento da força muscular e redução da espasticidade (Gage 2004, Kirtley 2006, Miller 2007). Algumas destas variáveis não mostraram diferença estatística e outras não foram avaliadas, mas dentro da dinâmica da marcha podem também ter contribuído para o aumento do comprimento do passo. Ainda que todas as variáveis angulares contribuam na determinação do comprimento do passo, indubitavelmente, o treinamento com suporte de peso aumentou a amplitude de extensão do quadril e contribuiu para um passo mais longo.

A flexão plantar no final do apoio (liberação do pé para a fase de balanço) e a flexão do quadril são importantes na determinação do grau de flexão do joelho durante a fase de balanço (Gage 2004, Kirtley 2006, Miller 2007). Houve melhora da flexão plantar nos pacientes do Grupo B, que pode ter ocorrido pela maior capacidade de gerar contração concêntrica ou pelo melhor alinhamento dos pés no plano transversal, mas não houve aumento da flexão do joelho e do quadril na fase balanço com significância estatística.

Alguns outros fatores podem melhorar a capacidade de locomoção dos indivíduos após a LME no treinamento com suporte de peso:

a) Total descarga de peso nos membros inferiores durante a fase de apoio. O aumento da descarga de peso aumenta a atividade neuromotora extensora e facilita a locomoção, uma resposta que pode ser mediada na região lombosacral da medula espinal no isolamento dos comandos descendentes (Conway, Hultborn, Kiehn 1987, De Guzman 1991, Harkema et al 1997).

b) Manter a velocidade de locomoção com suporte de peso próxima da velocidade normal de marcha, pois há menor necessidade de assistência manual e maior independência (Craik e Oatis 1995).

c) A eferência motora lombosacral (estudos com gatos) permite o aumento da velocidade na esteira, reforçando a atividade flexora e extensora na marcha gradualmente (Forssberg 1979, De Guzman et al 1991). Resultados semelhantes foram demonstrados em humanos, onde velocidades próximas ao normal realizadas no solo aumentaram a atividade eletromiográfica nos membros inferiores (Patel et al 1998) e melhoraram a cinemática do passo em esteira (Visintin e Barbeau 1998).

A marcha no solo em velocidade suficiente para produzir efeitos neurofisiológicos é muito difícil para pacientes com LME e o suporte de peso (SPC) é uma alternativa segura e eficaz, especialmente durante a fase aguda da lesão. O treinamento com SPC permite aumentar a velocidade da marcha, fornece informações sensoriais e de descarga de peso bilaterais que contribuem para melhorar os padrões eferentes motores.

O aumento da extensão do quadril e redução da descarga de peso no final do apoio facilitam a fase de balanço, possivelmente por mecanismos de co-contracção e estimulação reflexa medular dada pelo estiramento dos flexores (Grillner e Rossignol 1978, Duysens e Pearson 1980, Conway, Hultborn, Kiehn 1987, Andersson et al 1987).

A descarga de peso nos membros superiores pode inibir o ritmo dos movimentos dos membros inferiores, mas a reciprocação dos membros superiores ou a oscilação dos braços de forma rítmica e coordenada age como facilitadora da marcha. A oscilação dos braços é um componente de aferência facilitador da eferência motora para a marcha (Visintin e Barbeau 1994, Behrman e Harkema 2000). Visintin e Barbeau (1994) demonstraram que os padrões de atividade eletromiográfica dos membros inferiores melhoram enquanto indivíduos com LME incompleta caminham em barras paralelas sem apoiar os braços.

Dois presssupostos embasaram este estudo:

a) A medula espinal tem capacidade para responder à adequada informação aferente para gerar passos (Edgerton et al 1997).

b) A plasticidade depende da tarefa e ocorre nos circuitos neurais responsáveis pela locomoção no nível espinal e supraspinal (Edgerton et al 1991, Muir e Steven 1997, Hodgson et al 1994).

O alicerce da reabilitação locomotora é a hipótese que o sistema nervoso adapta-se à atividade específica e que a recuperação exige a reaprendizagem da deambulação como tarefa específica e que o treinamento da marcha feito em intensidade e velocidade adequadas proporciona informação sensorial apropriada para a medula espinal (Edgerton et al 1991).

As estratégias convencionais de reabilitação da marcha não conseguem atingir intensidade e velocidades capazes de estimular os sistemas neurofisiológicos e estimular a plasticidade do sistema neuromuscular. Quando utiliza um andador, por exemplo, a flexão do tronco pode não permitir que se alcance extensão do quadril necessária e a descarga de peso nos membros superiores pode inibir o movimento dos membros inferiores. O andador diminui a extensão do quadril durante o apoio terminal e reduz a carga nos membros inferiores, diminuindo a aferência sensorial que poderia facilitar a fase de balanço (Behrman e Harkema 2000).

As órteses, que fornecem suporte para as extremidades inferiores contra gravidade, limitam a amplitude de movimento normal e podem exigir o uso de andador ou muletas com descarga de peso nos membros superiores. Esta estratégia permite a redução do peso e facilita a progressão dos membros inferiores, entretanto inibe a atividade eletromiográfica nos membros (Behrman e Harkema 2000, Bowden et al 2008). As órteses podem facilitar a marcha, mas não recuperarão a capacidade de andar como antes da lesão: um paciente que caminha com órteses e talas, provavelmente não será capaz de andar com a remoção das mesmas.

O treinamento intensivo com repetição de ciclos da marcha utilizando esteira elétrica e redução do peso corpóreo do paciente (terapeutas ou robôs) tem o objetivo de restaurar padrões neuromotores de marcha utilizando a capacidade intrínseca do sistema nervoso. A plasticidade neuronal está ligada aos circuitos que integram a função sensório-motora na região lombosacral. Em gatos, o treinamento regular de marcha após transecção medular completa melhorou a recuperação da função das patas traseiras. Se estas propriedades neuronais estão presentes na medula humana, o controle da locomoção por centros espinais e a plasticidade sensório-motora podem ser fundamentais para a reabilitação pela prática de tarefas específicas e repetitivas (Dietz 2002; Dietz e Harkema 2004).

A ativação muscular nos membros inferiores durante a locomoção é produzida por circuitos neurais na medula espinal ou centros geradores de padrões (CPG) (Dietz 1992). As informações aferentes do sistema visual, vestibular e proprioceptivo são utilizadas pelo CPG durante a locomoção. A convergência das vias reflexas espinais e vias descendentes comuns dos interneurônios têm um papel integrativo importante (Dietz 2002) assim como no gato (Schomburg 1990). Um padrão adequado de locomoção depende da programação central, das entradas aferentes e instruções das condições motoras. Estas informações determinam o modo de organização dos músculos sinergistas para a postura e marcha (Dietz et al 1989; Dietz 1992, 2002; Mac Kay-Lyons 2002). A interação entre os mecanismos centrais e entradas aferentes determinam a ativação da via motora reflexa dos músculos que segue uma programação dependente da tarefa a ser realizada. A ponderação entre as aferências proprioceptivas, vestibulares e visuais para o controle do equilíbrio é dependente do contexto e pode modificar profundamente a programação central. Pela avaliação, grande parte das respostas inadequadas são eliminadas (Mac Kay-Lyons, 2002). A avaliação da função reflexa é realizada em relação ao programa motor central, aos eventos biomecânicos imediatos e limitações individuais.

Há crescente evidência de que a utilização inadequada das aferências sensoriais combinada com processos compensatórios secundários estão envolvidos nos distúrbios centrais do movimento como a espasticidade e doença de Parkinson. Além

disso, experimentos em gatos (Pearson 2000) e humanos (Dietz 2002, 2003) mostraram que redes neuronais subjacentes à geração de padrões motores são bastante flexíveis após lesões neurais centrais ou periféricas. Portanto, o objetivo da reabilitação deve concentrar-se na melhoria da função aproveitando a plasticidade dos centros neuronais. O treinamento de qualquer tarefa motora pode ser um estímulo suficiente para a reorganização das redes neurais na medula espinal e gerar locomoção. A perda da capacidade motora após lesão neural pode aumentar pelo desuso das redes sensório-motoras (Edgerton et al 1997), mas pode haver maior nível de recuperação funcional pela estimulação motora através de tarefas específicas (Edgerton et al 1997).

A recuperação motora da lesão da medula espinal em mamíferos pode ser atribuída à reorganização das vias neurais integras (Curt e Dietz 1997, 1999); alguma função locomotora pode ser recuperada quando se tem 10 a 15% de tratos espinais descendentes integros (Basso 2000, Metz et al 2000). Se há perda completa de informações supraespinais na medula, as redes neuronais abaixo do nível da lesão são capazes de se adaptar para gerar atividade locomotora, mesmo em primatas (Vilensky e O'connor 1988, De Leon et al 1998, Wirz, Colombo e Dietz 2001).

Os resultados deste estudo demonstraram ganhos de extensão do quadril e flexão plantar do tornozelo com melhora dos parâmetros temporo-espaciais da marcha. A associação desta melhora com o estímulo dos centros geradores de padrão e plasticidade neural é questionável, porque o ganho de extensão do quadril e flexão plantar no apoio terminal e pré balanço não facilitou, por ação reflexa, a flexão do quadril e a dorsiflexão do tornozelo e a consequente flexão do joelho durante o balanço. Algumas especulações cabem, principalmente se o estímulo produzido foi capaz de promover mudanças na plasticidade neural: pouco tempo de estímulo (diário, semanal e total), velocidade utilizada insuficiente e sistema de suporte de peso ineficiente. Ainda que a melhora observada não tenha sido a esperada, pode se inferir sua relação com um aumento da atividade medular.

A melhora encontrada influenciou os parâmetros espaço-temporais, porém não foi capaz de facilitar e melhorar a amplitude de movimento em todas as articulações estudadas, estes resultados podem representar melhora ocorrida em outros planos de movimentos que não foram avaliados neste momento.

Realizar avaliações entre algumas sessões, principalmente naquelas onde o suporte de peso foi reduzido como na décima e vigésima; reavaliar os pacientes após algum tempo do término do protocolo seria de grande valia para verificar se a melhora adquirida é mantida ou perdida quando o treino é cessado.

A análise de marcha representa a avaliação quantitativa dos mecanismos neuronais e biomecânicos e pode ajudar na escolha da conduta fisioterapêutica e farmacológica mais eficaz para estes pacientes, reduzindo custos e aumentando a eficiência.

CONCLUSÃO

O treino de marcha com suporte de peso corpóreo foi mais efetivo que o tratamento fisioterapêutico convencional para melhorar os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da marcha em pacientes com lesão medular incompleta.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS ‡

Andersson, O.; Grillner, S. Peripheral control of the cat's step cycle. II. Entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during "fictive locomotion." **Acta Physiol Scand**, v.118, n.3, p.229-239. 1983.

Andersson, O.; Grillner, S. et al. Peripheral control of the spinal pattern generators for locomotion in cat. **Brain Res**, v.150, n.3, p.625-630. 1978.

Bajd, T.; Kralj, A. et al. Use of functional electrical-stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal-cord injuries. **J Biomed Eng**, v.11, n.2, p.96-102. 1989.

Barbeau, H.; Rossignol, S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. **Brain Res**, v.412, n.1, p.84-95. 1987.

‡ De acordo com:

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. FACULDADE DE MEDICINA. SERVIÇO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO. **Estrutura e apresentação de dissertações e teses**; elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha. 2.ed. São Paulo, Serviço de Biblioteca e Documentação, 1996.

Abreviatura dos títulos dos periódicos de acordo com LIST OF JOURNAL INDEXED IN INDEX MEDICUS.

Barros, T.E.P et al. Estudo epidemiológico dos pacientes com traumatismo da coluna vertebral e déficit neurológico. **Revista do Hospital das Clínicas (FMUSP)**, v.45, p.123-6; 1990.

Barros, M.N.; Basso, R.C. Spinal cord injury: statistical research of patients treated by the public service of Goiás state at 2000 and 2003. **Fisioter. Bras**, v.6, n.2, p.141-144. 2005.

Basso, D. M. Neuroanatomical substrates of functional recovery after experimental spinal cord injury: implications of basic science research for human spinal cord injury. **Phys Ther**, v.80, n.8, p.808-817. 2000.

Behrman, A.L.; Harkema, S.J. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. **Phys Ther**, v.80, n.7, p.688-700. 2000.

Behrman, A.L.; Lawless-Dixon, A.R. et al. Locomotor training progression and outcomes after incomplete spinal cord injury. **Phys Ther**, v.85, n. 12, p. 1356-71. 2005.

Botelho, R.V.; Abgussen, C.M.B. et al. Epidemiologia do trauma raquimedular cervical na zona norte da cidade de São Paulo / Epidemiology of cervical spine injury in the north area of Sao Paulo City. **Arq. Bras. Neurocir**; v.20,n.3/4, p. 64-76, 2001.

Bowden, M. G.; Behrman, A.L. Step Activity Monitor: Accuracy and test-retest reliability in persons with incomplete spinal cord injury. **J Rehabil Res Dev**, v.44, n.3, p.355-362. 2007.

Burns, S.P.; Golding, D.G., et al. Recovery of ambulation in motor-incomplete tetraplegia, **Arch Phys Med Rehabil**, v.78, n.11, p.1169-72.1997.

Conway, B. A.; Hultborn, H. et al. Proprioceptive input resets central locomotor rhythm in the spinal cat. **Exp Brain Res**, v.68, n.3, p.643-656. 1987.

Craik, R.L.; Oatis, C.A. **Gait Analysis: Theory and Applications**. St. Louis: Mosby-Year Book, 1995. 346p.

Crozier, K.S.; Graziani, V. et al. Spinal cord injury: prognosis for ambulation based on sensory examination in patients who are initially motor complete. **Arch Phys Med Rehabil**, v.72, n.2, p.119-21. 1991.

Cunha, M.F.; Magalhães, C.M. et al. Lesões traumáticas da coluna torácica e lombar. **Rev Bras Ortop**. v.35, n.1-2, p.17-22. 2000.

Curt, A., Dietz, V. Prognosis of spinal cord injury. The meaning of clinical and electrophysiological findings. **Nervenarzt**, v.68, n.6, p.485-495. 1997.

Curt, A.; Dietz, V. Neurologic recovery in SCI. **Arch Phys Med Rehabil**, v.80, n.5, p.607-608. 1999.

- Davis, R.B. Reflections on Clinical Gait Analysis. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.7, p.251– 57, 1997.
- De Guzman, C.P.; Roy, R.R. et al. Coordination of motor pools controlling the ankle musculature in adult spinal cats during treadmill walking. **Brain Res**, v.555, n.2, p.202-214. 1991.
- De Leon, R.D.; Hodgson, J.A. et al. Full weight-bearing hindlimb standing following stand training in the adult spinal cat. **J. Neurophysiol** , v.80, n.1, p.83-91. 1998.
- De Leon, R.D.; Hodgson, J.A et al. Locomotor capacity attributable to step training versus spontaneous recovery after spinalization in adult cats. **J. Neurophysiol**, v.79, n.3, p.1329-1340. 1998.
- Dietz, V.; Horstmann,G.A. et al. Interlimb coordination of leg muscle activation during perturbation of stance in humans, **J. Neurophysiol.** v.62, p. 680–693.1989.
- Dietz, V. Spinal pattern generators for locomotion, **Clin. Neurophysiol.** v.114, p. 1379–1389.2003.
- Dietz, V. Proprioception and locomotor disorders. **Nat Rev Neurosci**, v.3, n.10, p.781-790. 2002.
- Dietz, V. Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. **Brain Res Bull**, v.78, n.1, p.I-VI. 2009.

Dietz, V.; G. Colombo, et al. Locomotor activity in spinal man. **Lancet**, v.344, n.8932, p.1260-1263. 1994.

Dietz, V.; Gollhofer, A. et al. Regulation of bipedal stance: dependence on “load” receptors, **Exp. Brain Res**, v.89, p. 229–231.1992.

Dietz, V.; Harkema, S.J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **J Appl Physiol**, v.96, n.5, p.1954-1960. 2004.

Dietz, V.; Muller, R. et al. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. **Brain**, v.125, p.2626-2634. 2002.

Dietz, V.; Zijlstra, W. et al. Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion. **Exp Brain Res**, v.101, n.3, p.513-520. 1994.

Ditunno, J. F., Jr.; Ditunno, P.L. et al. Walking index for spinal cord injury (WISCI): an international multicenter validity and reliability study. **Spinal Cord**, v.38, n.4, p.234-243. 2000.

Ditunno, J.; Scivoletto, G. Clinical relevance of gait research applied to clinical trials in spinal cord injury. **Brain Res Bull**, v.78, n.1, p.35-42. 2009.

Dobkin, B.H.; Harkema, S. et al. Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. **J Neurol Rehabil**, v.9, n.4, p.183-190. 1995.

Dobkin, B.; Apple, D. et al. Weight-supported treadmill vs overground training for walking after acute incomplete SCI. **Neurology**, v.66, n.4, p.484-492. 2006.

Duysens, J.; Pearson, K.G. Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscles in walking cats. **Brain Res**, v.187, n.2, p.321-332. 1980.

Edgerton, V. R.; de Leon, R.D. et al. Use-dependent plasticity in spinal stepping and standing. **Adv Neurol**, v.72, p.233-247. 1997.

Edgerton, V.R.; Roy, R.R. et al. A physiological basis for the development of rehabilitative strategies for spinally injured patients. **J Am Paraplegia Soc**, v.14, n.4, p.150-157. 1991.

Effing, T. W.; van Meeteren, N. L. U., et al. Body weight-supported treadmill training in chronic incomplete spinal cord injury: a pilot study evaluating functional health status and quality of life. **Spinal Cord**, v.44, n.5, p.287-296. 2006.

Eidelberg, E.; Walden, J.G. et al. Locomotor control in macaque monkeys. **Brain**, v.104, n. 4, p.647-663. 1981.

Field-Fote, E. C. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**, v.82, n.6, p.818-824. 2001.

Field-Fote, E. C.; Tepavac, D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. **Phys Ther**, v.82, n.7, p.707-715. 2002.

Foo, D. Spinal-cord injury in 44 patients with cervical spondylosis. **Paraplegia**, v.24, n.5, p.301-306. 1986.

Forrest, G.F.; Sisto, S.A. et al. Neuromotor and musculoskeletal responses to locomotor training for an individual with chronic motor complete AIS-B spinal cord injury. **J Spinal Cord Med**, v.31, n.5, p.509-521. 2008.

Forsberg, H. Stumbling corrective reaction: a phase-dependent compensatory reaction during locomotion. **J Neurophysiol**, v.42, n.4, p.936-953. 1979.

Ferraz, M. **Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral na região sul de São Paulo**, São Paulo, 2006. Dissertação (Mestrado) - Curso Pós-Graduação em Ciências da Saúde do Hospital Heliópolis de São Paulo.

Freitas, P. E. Traumatismos raquimedulares agudos: estudo epidemiológico de cem casos consecutivos / Acute spinal cord injuries: epidemiological study of 100 consecutive cases. **J. Bras. Neurocir**; v.2, n.1, p.1-10. 1990.

Gage, J.R. **The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy**. Series: Clinics in Developmental Medicine, n. 164 Mac Keith Press, 2004. 448p.

- Garcia, A.C.F.; Thomaz A. et al. Estudo Epidemiológico dos traumatismos raquimedulares atendidos no HCFMUSP de 1999-2005. [Tema livre apresentado no XX Congresso Brasileiro de MFR -2006].
- Gardner, M.B.; Holden, M.K. Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: a single-subject experimental design. **Phys Ther.** v.78, n.4, p.361-74. 1998.
- Granat, M.H.; Ferguson, A.C.B. et al. The role of functional electrical-stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal-cord injury - observed benefits during gait studies. **Paraplegia**, v.31, n.4, p.207-215. 1993.
- Grasso, R.; Ivanenko, Y.P. et al. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. **Brain**, v.127, n.5, p.1019-1034. 2004.
- Graupe, F., Dauer, U. et al. Late results of surgical treatment of Tossy III acromioclavicular joint separation with the Balsler plate. **Unfallchirurg**, v.98, n.8, p.422-426. 1995.
- Grillner, S. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. **Science**, v.228, n.4696, p.143-149. 1985.
- Grillner, S. Interaction between central and peripheral mechanisms in the control of locomotion. **Prog Brain Res**, v.50, p.227-235. 1979.

Grillner, S. e S. Rossignol. On the initiation of the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. **Brain Res**, v.146, n.2, p.269-277. 1978.

Guttmann, L.; Mehra, N.C. Experimental studies on the value of archery in paraplegia. **Paraplegia**, v.11, n.2, p.159-165. 1973.

Harkema, S. J.; Hurley, S.L. et al. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. **J Neurophysiol**, v.77, n.2, p.797-811. 1997.

Hesse, S.; Helm, B. et al. Treadmill training with partial body weight support: Influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. **J Neurol Rehabil**, v.11, n.1, p.15-20. 1997.

Hesse, S.; Malezic, M. et al. Value of functional electrostimulation in paraplegic patients. **Nervenarzt**, v.69, n.4, p.300-305. 1998.

Hesse, S.; Werner, C. Connecting research to the needs of patients and clinicians. **Brain Res Bull**, v.78, n.1, p.26-34. 2009.

Hesse, S.; Werner, C. et al. Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: case studies in spinal cord injury, **Spinal Cord**, v.42, n.6, p.346-352. 2004.

Hicks, A. L.; Adams, M.M. et al. Long-term body-weight-supported treadmill training and subsequent follow-up in persons with chronic SCI: effects on functional walking ability and measures of subjective well-being. **Spinal Cord**, v.43, n.5, p.291-298. 2005.

Hodgson, J.A.; Roy, R.R. et al. Can the mammalian lumbar spinal-cord learn a motor task? **Med Sci Sports Exerc**, v.26, n.12, p.1491-7. 1994.

Hornby, T.G.; Zemon, D.H. et al. Robotic-assisted, body-weight supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. **Phys Ther**, v.85, n.1, p.52-66. 2005.

Jezernik, S.; Scharer, R. et al. Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: a clinical study in spinally injured individuals. **Spinal Cord**, v.41, n.12, p.657-666. 2003.

Kadaba, M. P.; Ramakrishnan, H. K. et al. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res**, v.8, n.3, p.383-392. 1990.

Karch, D. L.; Dahlberg, L.L et al. Surveillance for violent deaths--national violent death reporting system, 16 States, 2006. **MMWR Surveill Summ**, v.58, n.1, p.1-44. 2009.

Kim, C. M.; Eng, J.J. et al. 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, n.10, p.1718-1723. 2004.

- Kirtley, C. **Clinical Gait Analysis - Theory and Practice**, Hardcover, 2006. 328 p.
- Ladouceur, M.; H. Barbeau. Functional electrical stimulation-assisted walking for persons with incomplete spinal injuries: changes in the kinematics and physiological cost of overground walking. **Scand J Rehabil Med**, v.32, n.2, p.72-79. 2000.
- Leal-Filho, M.B.; Borges, G. et.al. Spinal cord injury: epidemiological study of 386 cases with emphasis on those patients admitted more than four hours after the trauma. **Arq. Neuro-Psiquiatr**. v.66. n.2. 2008
- Leucht, P.; K. Fischer, et al. Epidemiology of traumatic spine fractures. **Injury**, v.40, n.2, p.166-172. 2009.
- Lovely, R. G.; Gregor, R.J. et al. Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. **Exp Neurol**, v.92, n.2, p.421-435. 1986.
- Lucareli, P.R.G.; Lima, M.O. et al. Gait analysis and quality of life evaluation after gait training in patients with spinal cord injury. **Revista de Neurologia**, v.46, n.7, p.406-410. 2008.
- MacKay-Lyons, M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. **Phys Ther**, v.82, n.1, p.69-83. 2002.

Maegele, M.; S. Muller, et al. Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury. **J Neurotrauma**, v.19, n.10, p.1217-1229. 2002.

Marsolais, E.B.; Kobetic, R. Implantation techniques and experience with percutaneous intramuscular electrodes in the lower extremities. **J Rehabil Res Dev**, v.23, n.3, p.1-8. 1986.

Maynard, F. M., Jr.; Bracken, M.B. et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. **Spinal Cord**, v.35, n.5, p.266-274. 1997.

Mehrholz, J.; Kugler, J. et al. Locomotor training for walking after spinal cord injury. **Spine**, v.33, n.21, p.768-77. 2008.

Metz, G.A.S.; Merkler, D. et al. Efficient testing of motor function in spinal cord injured rats. **Brain Research**, v.883, n.2, p.165-177. 2000.

Mille, F. **Physical Therapy of Cerebral Palsy**, Softcover, 2007. 416 p.

Muir, G. D.; Steeves, J.D. Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery after spinal cord injury. **Trends Neurosci**, v.20, n.2, p.72-77. 1997.

Musselman, K.E.; Fouad, K. et al. Training of Walking Skills Overground and on the Treadmill: Case Series on Individuals With Incomplete Spinal Cord Injury. **Phys Ther**, v.89, n.6, p.601-611. 2009.

National Institute on Disability and Rehabilitation Research, Office of Special Education and Rehabilitative Services, U.S. Department of Education, Washington, DC. University of Alabama (on line) Available: <http://images.main.uab.edu/spinalcord/pdffiles/FactsApr09.pdf> (Abril, 2009)

Nistri, A.; Saccavini, M. Spinal cord injury: there is nothing permanent except change (Heraclitus, 540-480 BC). **Brain Res Bull**, v.78, n.1, p.2-3. 2009.

Patel, U.; Pinto, R.S. et al. MR of spinal cord ganglioglioma. **AJNR Am J Neuroradiol**, v.19, n.5, p.879-887. 1998.

Pearson, K.G. Neural adaptation in the generation of rhythmic behavior. **Annu Rev Physiol**, v.62, p.723-753. 2000.

Pearson, K.G.; Rossignol, S. Fictive motor patterns in chronic spinal cats. **J Neurophysiol**, v.66, n.6, p.1874-1887. 1991.

Penrod, L.E.; Hegde, S.K. et al. Age effect on prognosis for functional recovery in acute, traumatic central cord syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**, v.71, n.12, p.963-968. 1990.

- Postans, N.J.; Hasler, J.P. et al. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: A pilot study. **Arch Phys Med Rehabil**, v.85, n.4, p.604-10. 2004.
- Priebe, M.M.; Sherwood, A.M. et al. Clinical assessment of spasticity in spinal cord injury: A multidimensional problem. **Arch Phys Med Rehabil**, v.77, n.7, p.713-716. 1996.
- Protas, E. J.; Holmes, A. et al. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: A pilot study. **Arch Phys Med Rehabil**, v.82, n.6, p.825-831. 2001.
- Rossignol, S.; Barriere, G. et al. Plasticity of locomotor sensorimotor interactions after peripheral and/or spinal lesions. **Brain Res Rev**, v.57, n.1, p.228-240. 2008.
- Schomburg, E.D. Spinal sensorimotor systems and their supraspinal control. **Neurosci Res**, v.7, n.4, p.265-340. 1990.
- Scivoletto, G.; Ivanenko, Y. et al. Plasticity of spinal centers in spinal cord injury patients: New concepts for gait evaluation and training **Neurorehabil Neural Repair**, v.21, n.4, p.358-365. 2007.
- Scivoletto, G.; Morganti, B. et al. Effects on age on spinal cord lesion patients' rehabilitation. **Spinal Cord**, v.41, n.8, p.457-464. 2003.

- Souza, D.R.; Pato T.R. et al. Estudo Epidemiológico dos traumatismos raquimedulares atendidos no HCFMUSP de 1999-2001. **Acta Fisiatrica**, v.9. n.1 p.13-15, 2002.
- Siscão M.P.; Pereira C. et al. Trauma Raquimedular: Caracterização em um Hospital Público **Arq Ciênc Saúde**, v.14. n.3. p.145-7.2007.
- Souza Junior, M.F.; NEVES, A.C.A. et al Características epidemiológicas do trauma raquimedular na Amazônia: Análise prospectiva de 250 casos / Epidemiological characteristics of spinal cord injury in the Amazon region: Prospective analysis of 250 cases. **J. Bras. Neurocir**, v.14. n.3. p:97-104. 2003.
- Sposito, M.M.M.; Laredo, F.J. et al Paraplegia due to spinal cord lesions. Epidemiological study in patients seeking rehabilitation, **Rev. Paul. Med**, v.104. n.4 p:196-202. 1986.
- Stein, R.B.; Belanger M., et al. Electrical systems for improving locomotion after incomplete spinal cord injury: an assessment. **Arch Phys Med Rehabil**, v.74, n.9, p.954-959. 1993.
- Strauss, D.; DeVivo, M. et al. Economic factors and longevity in spinal cord injury: A reappraisal. **Arch Phys Med Rehabil**, v.89, n.3, p.572-574. 2008.
- Thomas, S.L.; Gorassini, M.A. Increases in corticospinal tract function by treadmill training after incomplete spinal cord injury. **J Neurophysiol**, v.94, n.4, p.2844-2855. 2005.

Visintin, M.; Barbeau, H. The effects of parallel bars, body weight support and speed on the modulation of the locomotor pattern of spastic paretic gait. A preliminary communication. **Paraplegia**, v.32, n.8, p.540-553. 1994.

Wernig, A.; Nanassy, A. et al. Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: follow-up studies. **Spinal Cord**, v.36, n.11, p.744-749. 1998.

Wernig, A.; Phys, S.M. laufband locomotion with body-weight support improved walking in persons with severe spinal-cord injuries. **Paraplegia**, v.30, n.4, p.229-238. 1992.

Wieler, M.; Stein, R.B. et al. Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. **Arch Phys Med Rehabil**, v.80, n.5, p.495-500. 1999.

Winchester, P.; McColl, R. et al. Changes in supraspinal activation patterns following robotic locomotor therapy in motor-incomplete spinal cord injury. **Neurorehabil Neural Repair**, v.19, n.4, p.313-324. 2005.

Winchester, P.; Smith, P. et al. A Prediction Model for Determining Over Ground Walking Speed After Locomotor Training in Persons With Motor Incomplete Spinal Cord Injury. **J Spinal Cord Med**, v.32, n.1, p.63-71. 2009.

Wirz, M.; Colombo, J. et al. Long term effects of locomotor training in spinal humans. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.71, n.1, p.93-96. 2001.

Wirz, M.; Zemon, D.H. et al. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. **Arch Phys Med Rehabil**, v.86, n.4, p.672-680. 2005.

Woolsey, R.M. Modern concepts of therapy and management of spinal-cord injuries. **Crit Rev Neurobiol**, v.4, n.2, p.137-156. 1988.

Yarkony, G.M.; Roth, E.J. et al. Functional skills after spinal cord injury rehabilitation: three-year longitudinal follow-up. **Arch Phys Med Rehabil**, v.69, n.2, p.111-114. 1988.