UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

ÉRICA RESENDE
ISABELLA MONTEIRO GUIMARÃES
IZABELLA DE BRITO ALMEIDA MIRANDA

TREINAMENTO DE DESCARGA DE PESO PARCIAL NA MARCHA EM USO DE DISPOSITIVOS DE AUXÍLIO

BELO HORIZONTE
2008

ÉRICA RESENDE
ISABELLA MONTEIRO GUIMARÃES
IZABELLA DE BRITO ALMEIDA MIRANDA

TREINAMENTO DE DESCARGA DE PESO PARCIAL NA MARCHA EM USO DE DISPOSITIVOS DE AUXÍLIO

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, como requisito parcial para obtenção de título de bacharel em Fisioterapia

Orientadora: Profª Gisele de Cássia Gomes, Ms

BELO HORIZONTE
2008

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 06

2. OBJETIVOS 08

2.1. Objetivo geral 08

2.2. Objetivo específico 08

3. METODOLOGIA 09

4. REVISÃO DE LITERATURA 10

4.1. Dispositivos de auxílio 10

4.2. Tipos de marcha utilizados com os dispositivos de auxílio 13

4.3. Técnicas e instrumentos utilizados no treinamento de marcha com descarga parcial de peso em uso de dispositivos de auxílio à marcha 17

4.3.1. Instrução verbal 18

4.3.2. Exame clínico 20

4.3.3. Balanças 21

4.3.4. Plataformas de força 24

4.3.5. Sistemas de *biofeedback* 25

5. DISCUSSÃO 27

6. CONCLUSÃO 31

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 32

RESUMO

A reabilitação de membros inferiores (MMII) é uma constante na prática clínica da Fisioterapia. Nesse processo de reabilitação a descarga de peso nos MMII é essencial para recuperação dos pacientes. Porém, em algumas condições clínicas, a carga excessiva no membro inferior, não é segura e pode comprometer a cicatrização ou conduzir a novas lesões. Nesses casos, é aconselhável a descarga de peso parcial (DPP). Apesar da importância funcional e aplicabilidade no processo de recuperação do paciente, a DPP não é facilmente alcançável. Dispositivos de auxílio à marcha (DAM) como bengalas, muletas e andadores são freqüentemente recomendados nestes casos.

Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo estudar parâmetros para o treinamento e utilização correta dos DAM com diferentes descargas de peso nos diversos tipos de marcha. Foram comparadas literaturas referentes aos protocolos de treinamento de DPP e sua eficácia e aplicabilidade clínica, além da contribuição dos DAM na descarga de peso nos diversos tipos de marcha.

Existem diferentes técnicas utilizadas pelo terapeuta com o objetivo de treinar o paciente para uma determinada DPP na posição ortostática e durante a marcha. Entre essas técnicas estão a instrução verbal, o exame clínico e o uso de instrumentos como: balanças de banheiro, sistemas de *biofeedback* e plataformas de força.

O treinamento pode ser dinâmico ou realizado na posição estática. Os instrumentos ajudam os fisioterapeutas na transmissão de informações sobre os programas de marcha com DDP estabelecidos e o esquema biomecânico do individuo.

O presente estudo encontrou uma grande discrepância de resultados entre os diferentes métodos e técnicas de treinamento da DPP com DAM. A maioria dos pacientes excede os limites de carga prescritos. O treinamento da DPP através de plataformas de força e sistemas de *biofeedback* apresentou os melhores resultados. Entretanto, o custo desses instrumentos limita o uso na prática clínica do fisioterapeuta.

Os estudos mostram que o treinamento com instrução verbal, treinamento com balança e exame clínico são ineficazes para utilização na prática clínica, sendo recomendados apenas naqueles indivíduos que podem descarregar mais de 50 por cento do peso corporal em seu membro comprometido.

Novos estudos são necessários para determinar outros métodos simples, mas eficazes no treinamento da marcha e no uso dos DAM na DDP para assim se obter sua aplicabilidade clínica. Até o presente momento só os treinos efetuados em laboratórios possuem resultados satisfatórios.

Descritores: “descarga de peso”, “descarga parcial de peso”, “dispositivos de auxílio”, marcha, reabilitação. E respectivos termos em língua inglesa.

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação de membros inferiores (MMII) em pós-operatórios, traumatismos e fraturas é uma prática constante na atuação do fisioterapeuta. Nesse processo de reabilitação a descarga de peso nos MMII é essencial para recuperação dos pacientes no aspecto de consolidação das fraturas e de independência funcional.

Vários estudos mostram a relação entre forças mecânicas e a resposta de cicatrização, particularmente em fraturas (AUGAT *et al.*, 1996; DUDA *et al.*, 2003; KENWRIGHT, GOODSHIP, 1989). A descarga de peso causa micro movimentações axiais que aumenta a deposição mineral da estrutura óssea e estimula a consolidação. Porém, em algumas condições clínicas como fraturas, osteossínteses, amputações ou nos distúrbios vasculares de MMII, a carga excessiva não é segura e pode interromper a cicatrização, causar falência do alinhamento ósseo e até pseudoartroses ou mesmo conduzir a novas lesões. Na maioria dos casos, é aconselhável inicialmente a descarga de peso parcial (DPP) e só ao final do tratamento a descarga de peso total (DPT) é recomendada. O grau de limitação de DPP dependerá da estabilidade e do tipo de fixação da fratura e da condição geral do paciente (WOOD, 2003).

Apesar da importância funcional e aplicabilidade no processo de recuperação do paciente, a DPP não é facilmente alcançável (WARREN, LEHMANN, 1975; YOUDAS, 2005). Dispositivos de auxílio à marcha (DAM) são freqüentemente recomendados nestes casos. Eles proporcionam estabilidade e apoio necessário aos pacientes com disfunções do aparelho locomotor. Dentre os dispositivos de auxílio mais usados estão bengalas, muletas e andadores (O’SULLIVAN, 2004).

Embora fisioterapeutas rotineiramente instruam os pacientes para um uso correto de DAM a fim de alcançar a DPP, o terapeuta não pode facilmente e precisamente determinar a real carga que o paciente descarrega no membro inferior afetado (YOUDAS, 2005).

Até o presente momento, foram relatadas na literatura diferentes técnicas utilizadas pelo fisioterapeuta com o objetivo de treinar o paciente para uma determinada DPP na posição ortostática e durante a marcha. Entre essas técnicas estão a instrução verbal, o exame clínico e o uso de instrumentos como: balanças de banheiro, sistemas de biofeedback e plataformas de força.

Ainda não há um consenso sobre a eficácia da reprodução da carga prescrita utilizando dispositivos de auxílio após o treinamento no cotidiano do paciente. Portanto, esse estudo propõe uma revisão narrativa deste tema a fim de promover uma maior reflexão sobre a aplicação clínica da DPP em MMII, fundamentação para o correto treinamento dos pacientes para a marcha com DPP e dos auxílios de marcha com esse objetivo e a capacidade dos indivíduos de alcançarem a carga prescrita e mantê-la após terem sido treinados.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GERAL:

Estudar parâmetros para o treinamento e utilização correta dos DAM com diferentes descargas de peso nos diversos tipos de marcha.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Descrever literatura referente aos protocolos de treinamento de DPP e sua eficácia e aplicabilidade clínica.
- Descrever literatura referente ao uso de DAM e sua contribuição na descarga de peso nos diversos tipos de marcha.

3. METODOLOGIA

A busca de artigos foi feita nas seguintes bases de dados: *Cochrane, LILACS, Medline, PubMed e Scielo* utilizando as palavras chaves: *"weight bearing", "partial weight bearing" "gait", "assistive devices", "rehabilitation"* e suas respectivas em português. Para que fossem incluídos nessa revisão, os artigos deveriam ter como sujeitos de pesquisa indivíduos saudáveis sem acometimentos de doenças crônicas, pós fraturados de MMII ou pós operados de cirurgias eletivas ortopédicas em geral, em idade adulta. Os artigos deveriam ainda ter sido publicados nos últimos 15 anos nos idiomas inglês, português ou espanhol.

Inicialmente foram eliminados todos os trabalhos que não se adequavam integralmente ao objetivo do presente estudo tais como aqueles que se tratavam de patologias específicas e/ou incluíam crianças como sujeitos de pesquisa.

Numa próxima etapa, foi feita leitura crítica dos artigos selecionados e suas referências bibliográficas foram usadas para encontrar novos artigos de interesse para o tema que não tinham sido contemplados na primeira busca. No total foram selecionados 15 artigos científicos. Além da busca de artigos, foram realizadas também pesquisas em livros textos teóricos e didáticos.

4. REVISÃO DE LITERATURA

4.1. DISPOSITIVOS DE AUXÍLIO

Os dispositivos de auxílio à marcha (DAM), de um modo em geral, são prescritos devido a razões múltiplas: alterações de equilíbrio, dor, fraqueza acentuada, fadiga, instabilidade articular, pós-operatórios de cirurgias diversas e para minimizar a descarga de peso nos pós-operatórios ortopédicos. Seu uso é fundamental para eliminar ou minimizar a descarga de peso no membro afetado. A redução da carga se dá por meio da transmissão da força dos MMSS para o solo, mediante uma pressão para baixo contra o dispositivo auxiliar (LEHMANN, 1994). Uma boa prescrição dos DAM e o seu correto treinamento para uso requerem uma boa experiência do profissional responsável (GOMES, 2008).

As bengalas possuem função de alargar a base de apoio (BA) e melhorar o equilíbrio oferecendo mais estabilidade dinâmica (JOYCE *et al*., 1991; GOMES, 2008). Elas não se destinam ao uso em marchas com sustentação de peso restrita (em sustentação parcial ou ausente) (GOMES, 2008). Um estudo realizado por Youdas *et al*. (2005) revelou que a bengala é o DAM menos eficaz para minimizar a descarga de peso nas extremidades inferiores. O peso máximo que pode minimizar a descarga de peso e ser colocado sobre a bengala é aproximadamente 25 por cento do peso corporal (LEHMANN, 1994).

O uso da bengala é recomendado em comprometimentos de quadril e joelhos com o uso de próteses articulares ou doenças articulares degenerativas. Trata-se de um método eficiente para atenuar as forças que atuam sobre o quadril e joelhos. Esse conceito é importante em atividades como subir e descer escadas, nas quais

as forças geradas no quadril e joelhos aumentam de forma significativa (O'SULLIVAN, 2004).

As muletas são mais freqüentemente utilizadas para melhorar o equilíbrio e aliviar, total ou parcialmente, a sustentação de peso por um membro inferior. Em geral são utilizadas bilateralmente e permitem que os membros superiores transfiram o peso do corpo para o solo. Essa transferência de peso por meio dos membros superiores permite a deambulação funcional e, ao mesmo tempo, mantém uma situação de sustentação de peso restrita (LI *et al*., 2001). Existem dois modelos básicos de muletas, para uso clínico freqüente: muletas axilares e de antebraço ou canadenses.

As muletas axilares são conhecidas como muletas padrão ou muletas regulares. Elas melhoram o equilíbrio e a estabilidade lateral, além de propiciar deambulação funcional com sustentação restrita de peso (CLARK *et al*., 2004; JOYCE *et al*., 1991). Além disso, podem ser usadas para subir e descer escadas, mas nessa situação irão requerer um controle motor refinado do paciente, sendo melhor a utilização de corrimãos para este fim (JOYCE *et al*., 1991).

O fato das muletas axilares terem um apoio na região do músculo peitoral e outro nas mãos passando lateralmente ao corpo e medialmente ao membro superior, elas propiciam ao usuário uma estabilidade bastante efetiva na sustentação do peso.

Por causa da posição em tripé exigida pelo uso de muletas, e da conseqüente base de apoio ampliada, as muletas são perigosas em áreas pequenas. Pela mesma razão, a segurança do usuário pode ser comprometida ao deambular em áreas com muita gente. Outra desvantagem é a tendência de alguns pacientes em se apoiarem na barra axilar. Isso provoca uma pressão sobre o sulco radial (sulco espiral) do

úmero, causando uma situação de possível dano ao nervo radial e às estruturas vasculares adjacentes da axila (LEHMANN, 1994; YOUDAS *et al*., 2005).

As muletas canadenses são também conhecidas como muletas *lofstrand* ou muletas de antebraço. Essas muletas são fáceis de ajustar e possibilitam atividades funcionais de subida e descida de escadas (KRAUSE *et al*, 2007). Muitos pacientes consideram que a aparência delas é mais agradável, além de entrar mais facilmente nos automóveis, devido à sua menor altura total. Porém, as muletas canadenses propiciam menor apoio lateral devido à ausência da barra axilar (O'SULLIVAN, 2004).

Um estudo realizado por Krause *et al.* (2007) revelou que o uso de muletas canadenses no treinamento de DPP conduziu a um melhor desempenho na marcha. Além disso, os autores concluíram que o aprendizado da DPP na marcha foi transferido para outras tarefas como subir e descer escadas.

Embora pesquisas de marcha com muletas sejam focadas no membro envolvido, mudanças compensatórias no padrão de marcha do membro não envolvido também devem ser consideradas. O uso de muletas pode gerar um estresse potencial no membro não envolvido e exacerbar condições existentes como osteoartrite ou artrite reumatóide (LI *et al*., 2001; STALLARD *et al*., 1978). A carga máxima para as muletas canadenses pode ser de até 45 por cento do peso corporal se for usada unilateralmente (LEHMANN, 1994).

Os andadores são usados para melhorar o equilíbrio pelo aumento da base de sustentação, aliviar total ou parcialmente a sustentação de peso em um membro inferior (GOMES, 2008). Dentre as categorias de dispositivo auxiliares para deambulação, os andadores propiciam maior estabilidade porque possuem quatro pontos de contato com o solo. Proporcionam uma BA larga, melhoram estabilidade

anterior e lateral, permitem que os membros superiores transfiram o peso do corpo para o solo e dão uma sensação de segurança para pacientes que têm medo de deambular. Apresentam modificações e modelos diferentes como: presença de mecanismos de dobras, tipos diferentes de apoios para mãos, presença de rodas dianteiras ou dianteiras e traseiras, acessórios extras como assentos portáteis e cestas. São relativamente leves e fáceis de ajustar. Porém, eles tendem a ser muito lentos, inadequados a áreas pequenas e são difíceis de manobrar para passar em portas e entrar em carros; eliminam a oscilação normal dos braços e não podem ser usados com segurança em escadas (O'SULLIVAN, 2004).

4.2. TIPOS DE MARCHA UTILIZADOS COM OS DISPOSITIVOS DE AUXÍLIO

4.2.1- Marcha em uso de bengalas:

Para marcha com bengalas não existem vários padrões diferenciados. Em geral os pacientes são instruídos a segurar a bengala com a mão oposta ao membro afetado. Esse posicionamento se aproxima mais do padrão normal recíproco da marcha, com o membro superior e o membro inferior contralateral se movimentando juntos. Se a bengala for usada no mesmo lado ela produz uma oscilação exagerada e desnecessária do tronco. Além disso, alarga a BA realizando menos transferência lateral do centro de gravidade (CG) se comparada com a transferência que ocorre quando se segura a bengala do mesmo lado (LEHMANN, 1994). Segundo Neumann (1998), segurar a bengala com a mão oposta ao membro afetado, aplicando uma força moderada e confortável, é um método efetivo na redução da demanda dos músculos abdutores do quadril.

A bengala deve permanecer próxima ao corpo, não à frente e nem muito distante lateralmente para não correr o risco de encurvamento lateral ou frontal. Assim evita-se um quadro de instabilidade durante a marcha (NEUMANN, 1998).

Quando há um envolvimento bilateral e o uso de muletas não é recomendado; é necessário tomar uma decisão sobre qual lado do corpo ficará a bengala. Isso se faz levando em conta a resolução do problema, considerando informações do paciente e de fisioterapeuta, tais como: lado mais confortável para uso da bengala; lado em que a bengala proporciona mais equilíbrio; força de preensão das mãos; entre outras (JOYCE *et al.*, 1991).

4.2.2- Marcha em uso de muletas:

Os padrões de marcha para uso de muletas são escolhidos de acordo com o equilíbrio, as condições de sustentação de peso, coordenação de movimentos e força muscular e difere em termos de gasto energético, descarga de peso, base de apoio e velocidade com que podem ser realizados (LEHMANN, 1994). O treinamento de marcha deve ser feito por um profissional treinado, que irá optar pelo uso da marcha mais recomendável para o caso (GOMES, 2008).

4.2.2.1. *Marcha Três Pontos:* Neste tipo de marcha, três pontos de apoio fazem contato com o solo ao mesmo tempo. É usado quando se requer a ausência de sustentação de peso em um membro inferior. O peso do corpo é sustentado pelas muletas, e não pelo membro inferior afetado (LI *et al*., 2001).

4.2.2.2. *Marcha com sustentação parcial de peso*: Trata-se de uma modificação do padrão de três pontos. Durante a projeção do membro afetado para frente, o peso é sustentado parcialmente por ambas as muletas e pelo membro afetado (O'SULLIVAN, 2004). A maior parte dos estudos de marcha com muletas,

focados na DPP, utilizam esse padrão de marcha (DABKE *et al*., 2003; LI *et al*., 2001; YOUDAS *et al*., 2005; VASARHELYI *et al*., 2006). Durante a instrução sobre a marcha com sustentação parcial de peso, deve-se enfatizar o uso de uma progressão normal (calcanhar-artelhos) por parte do membro afetado. A sustentação parcial de peso não deve ser interpretada como descarga apenas nos artelhos ou nos metatarsos. O uso prolongado deste posicionamento pode conferir rigidez ou encurtamento das partes moles do tornozelo-pé. Monitores de carga costumam ser úteis para esse treino de marcha como recurso de *feedback* (O'SULLIVAN, 2004).

Um estudo realizado por Li *et al.* (2001) revelou que o uso de muletas para realização de marcha de 3 pontos com DPP limitou a amplitude de movimento da pelve e do tronco, diminuindo o movimento lateral e a rotação; houve também diminuição da flexão e adução de quadril, da flexão de joelho e da flexão plantar no membro inferior envolvido quando comparado com a marcha normal. Esse mesmo estudo revelou que não houve diferença entre os parâmetros cinemáticos do membro inferior envolvido quando foi realizado 3 diferentes níveis de DPP: 10, 50 e 90% do peso corporal (LI *et al*., 2001).

4.2.2.3. *Marcha de quatro pontos:* Esse padrão confere uma marcha lenta e estável uma vez que são mantidos quatro pontos de contato com o solo. O peso é sustentado por ambos MMII. Tipicamente usada em casos de comprometimento bilateral, devido à falta de equilíbrio, incoordenação ou fraqueza muscular acentuada. Nesse padrão de marcha, uma muleta é avançada e, em seguida, avança-se o membro inferior oposto. Por exemplo: a muleta esquerda é movimentada para frente e, em seguida, o membro inferior direito, seguido pela muleta direita e o membro inferior esquerdo (O'SULLIVAN, 2004).

4.2.2.4. *Marcha dois pontos:* Esse padrão de marcha é semelhante ao de 4

pontos. Entretanto é menos estável, já que são mantidos apenas dois pontos de contato com o chão na fase de balanço médio. O uso dessa marcha requer um equilíbrio e coordenação maiores. O padrão de dois pontos simula com mais fidedignidade a marcha normal, uma vez que os membros inferiores e superiores opostos se movimentam juntos durante a passada (O'SULLIVAN, 2004).

4.2.2.5. *Marcha de dois pontos com balanço sem ultrapassagem*: envolve o movimento simultâneo das duas muletas para frente, com os membros inferiores "balançando até" as muletas (O'SULLIVAN, 2004).

4.2.2.6. *Marcha com balanço com ultrapassagem*: as muletas são levadas simultaneamente para frente, e os membros inferiores são projetados para além das muletas durante a passada (O'SULLIVAN, 2004).

4.2.3. Marcha com andadores:

4.2.3.1. *Marcha com sustentação parcial de peso:* o andador é projetado à frente a uma distância aproximada de um braço; o membro inferior afetado é levado à frente; uma parte do peso do corpo é transferida para esse membro, enquanto a outra parte é transferida ao andador por meio dos membros superiores (MMSS); o membro inferior não afetado é então levado à frente, passando o membro afetado e depois repete-se o ciclo (JOYCE *et al*., 1991; YOUDAS *et al*., 2005).

4.2.3.2. *Marcha com apoio nos membros inferiores*: o andador é projetado à frente a uma distância aproximada de um braço; um membro inferior é levado à frente (pode ser o afetado ou não) com apoio total ao chão; o outro membro inferior é então levado à frente, passando para além do primeiro e também é apoiado totalmente ao chão e logo após repete-se o ciclo (O'SULLIVAN, 2004).

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS UTILIZADOS NO TREINAMENTO DE MARCHA COM DESCARGA PARCIAL DE PESO COM DISPOSITIVOS DE AUXÍLIO À MARCHA

Até o presente momento foram relatadas na literatura, diferentes técnicas utilizadas pelo profissional com o objetivo de treinar o paciente para uma determinada DPP durante a marcha. Entre essas técnicas estão a instrução verbal, o exame clínico e o uso de instrumentos como: balanças de banheiro, sistemas de *biofeedback* e plataformas de força.

Além disso, em relação à freqüência com que fisioterapeutas ensinam a DPP, poucas pesquisas são focadas nas condições de prática clínica que são mais efetivas para o aprendizado dessa tarefa sensório-motora, ou até mesmo, em geral, como essa tarefa pode ser ensinada (WINSTEIN *et al*., 1996).

Alguns autores sugerem que a forma de *feedback* é essencial para melhora da habilidade do paciente de realizar a DPP durante a marcha (KRAUSE *et al.,* 2007; WARREN, LEHMANN, 1975; WINSTEIN *et al*., 1996). O objetivo do fornecimento de *feedback* verbal ou por instrumentos é melhorar o desempenho motor, de modo a facilitar a aprendizagem motora (WINSTEIN, 1991; O'SULLIVAN, 2004). O estudo realizado por Winstein *et al*. (1996), com o objetivo de comparar os efeitos das formas de *feedback* verbal no aprendizado da DPP, revelou que o *feedback* simultâneo (*feedback* dado ao paciente durante o curso da atividade) melhorou o desempenho imediato, mas foi prejudicial para a retenção do aprendizado da DPP, enquanto que o *feedback* após a tarefa (*feedback* que é dado apenas após a realização da tarefa) foi prejudicial para o desempenho, mas melhorou a retenção do aprendizado.

No estudo realizado por Krause *et al*. (2007), com o objetivo de determinar a eficácia do fornecimento de *feedback* no aprendizado da DPP na marcha, os indivíduos eram informados dos resultados por eles alcançados após a realização da tarefa e esse *feedback* era reduzido progressivamente. Os autores concluíram que o *feedback* dado após a tarefa foi satisfatório para o aprendizado da DPP.

4.3.1. INSTRUÇÃO VERBAL

O treinamento através da instrução verbal consiste em orientar o indivíduo apenas verbalmente, com instruções ou *feedback* verbal dado durante e/ou após a realização da DPP, sem o uso de outros métodos ou equipamentos (ex. balanças de banheiro ou dispositivos de *biofeedback*) (HURKMANS *et al*., 2007).

Tveit e Kärrholm (2001) realizaram um estudo com o objetivo de observar a capacidade dos indivíduos de seguir instruções verbais para realização de DPP. O estudo incluiu 15 indivíduos (6 mulheres e 9 homens com idade média de 58 anos) que haviam sido submetidos à artroplastia cimentada ou híbrida de quadril e que tinham um resultado clínico pós-operatório bom ou excelente. Um fisioterapeuta foi responsável por instruir os indivíduos para usar muletas canadenses suportando 30% do peso corporal. Após compreenderem e serem capazes de executar a carga alvo, os indivíduos foram orientados a caminhar por um circuito de 58,4 metros, com diferentes tipos de superfícies, enquanto recebiam as instruções do fisioterapeuta. As instruções foram interrompidas após os indivíduos completarem o circuito 2 vezes. Para acompanhar a descarga de peso que estava sendo realizada pelos indivíduos, foi utilizada uma palmilha com sensor de pressão, desenvolvida pelos próprios pesquisadores (TVEIT, KÄRRHOLM, 2001). Este sensor foi calibrado para cada individuo no momento do treinamento. Os indivíduos não tinham acesso aos

valores de DPP que estavam realizando, sendo que apenas os fisioterapeutas podiam visualizá-los. Os resultados do estudo mostraram que a instrução verbal para a realização da DPP não foi seguida em nenhum caso e 1/3 dos indivíduos não estavam cientes de suas incapacidades de seguirem as instruções para DPP.

Em outro estudo realizado por Hurkmans *et al*. (2007), 50 pacientes que haviam sido submetidos a artroplastia total de quadril (ATQ) foram instruídos verbalmente por um fisioterapeuta para realizarem uma DPP de 10 ou 50% do peso corporal, com auxílio de um andador ou de muletas canadenses, praticando um padrão de marcha de 3 pontos. A DPP foi medida através do *Pedar mobile system* (sistema que permite medidas da distribuição da pressão plantar dinâmica e utiliza palmilhas flexíveis e de tamanhos adaptáveis) em 3 diferentes condições: quando os pacientes caminhavam com e sem supervisão do fisioterapeuta em um hospital (condições 1 e 2, respectivamente) e quando caminhavam em casa sem supervisão (condição 3). Apesar dos pacientes terem ultrapassado a carga alvo mais freqüentemente e acentuadamente quando tentavam realizar a DPP de 10%, eles também ultrapassaram quando caminhavam em casa, após a alta hospitalar em todas as outras ocasiões, demonstrando que o treinamento da DPP através da instrução verbal não foi eficaz em nenhuma das condições. Assim, os pesquisadores concluíram que a instrução verbal não é suficiente para que pacientes que foram submetidos à ATQ alcancem a DPP.

Krause *et al*. (2007) realizaram um estudo no qual além das instruções verbais, foram usadas também instruções através de um vídeo para o treinamento da DPP. Nesse estudo, os indivíduos assistiam a um vídeo que fornecia instruções sobre a sincronia do padrão de marcha de 3 pontos com muletas: era enfatizado que as muletas deveriam tocar o solo antes do pé e este deveria ser retirado do solo

antes das muletas. O vídeo foi repetido por duas vezes e, após cada uma, os indivíduos praticavam o padrão de marcha observado por 10 vezes. Além das instruções por vídeo, era dado também *feedback* verbal sobre os valores de DPP alcançados, que eram medidos através de uma plataforma de força. Os autores concluíram que instruções através de vídeo didático combinadas com instruções verbais consistem em um método de treinamento eficaz para alcançar a DPP na marcha.

4.3.2. EXAME CLÍNICO

O exame clínico é um método bastante usado na prática clínica para determinar o peso descarregado pelo paciente, em um determinado membro, na posição ortostática (YOUDAS *et al.,* 2005). Esse método é usado também como técnica de treinamento para se alcançar a DPP durante a marcha. Consiste em o terapeuta estimar a descarga de peso que deverá ser feita pelo indivíduo, colocando-se uma mão sob o pé do membro inferior afetado do sujeito e orientando-o até que ele realize a descarga de peso desejada e presumida pelo terapeuta. A estimativa é feita com o indivíduo em ortostatismo e este deve reproduzir na marcha, a descarga de peso estimada (HURKMANS *et al*., 2003).

A técnica do exame clínico foi usada em um estudo por Gray *et al*. (1998), no qual o terapeuta estimava uma DDP de 60 lbs (cerca de 27 kg), posicionando sua mão sob o pé do membro inferior afetado do indivíduo. Os autores concluíram que a quantidade de peso colocada sobre a mão do terapeuta é subjetiva e a estimativa de peso feita pelo terapeuta funciona mais como um trabalho de adivinhação. Não foram encontrados outros estudos com esse tipo de metodologia.

4.3.3. BALANÇAS

Um rastreamento recentemente realizado nas bases de dados nacionais e internacionais revelou 4 publicações que utilizaram a balança como um método de treinamento para se alcançar a DPP na marcha (DABKE *et al*., 2002; LI *et al*., 2001; VASARHELYI *et al*., 2003; YOUDAS *et al*., 2005) . As balanças usadas nos estudos são balanças de banheiro podendo ser digital ou analógica.

O primeiro estudo avaliou a acurácia da reprodução da DPP na marcha após treino estático em uma balança de banheiro em 6 indivíduos saudáveis e em 23 pacientes que apresentavam uma fratura de membro inferior ou haviam passado por algum tipo de cirurgia ortopédica de MMII (DABKE *et al.,* 2004). Os indivíduos saudáveis foram treinados para descarregar 30Kg (geralmente 20% a 40% do peso corporal) no membro inferior direito. Já no grupo formado por pacientes, a quantidade de descarga de peso foi prescrita em termos de porcentagem do peso corporal e variou em cada caso dependendo da condição ortopédica que cada paciente estava sendo tratado. Após o treinamento estático na balança de banheiro e os participantes terem formado uma imagem mental da DPP prescrita, eles aprenderam a deambular com muletas, usando um padrão de marcha de 3 pontos. Poucos dias depois todos os indivíduos foram avaliados enquanto caminhavam com as muletas sobre uma plataforma de força e, as medidas de força de reação do solo foram coletadas. Quatro dos 6 voluntários saudáveis exerceram uma média de 27% do peso corporal a mais do que requerido e os 2 restantes exerceram uma média de 8,5% do peso do corpo a menos do que requerido; dos 23 pacientes, 21 exerceram uma média de 35,3% do peso do corpo a mais do que tinha sido prescrito e 2 pacientes exerceram uma média de 11,97% a menos. Na comparação dos dois grupos não houve diferença significativa na habilidade de descarregar peso

parcialmente. Nem os pacientes, nem os voluntários foram capazes de reproduzir a DPP na marcha, quando treinados previamente em uma balança de banheiro.

Li *et al.* (2001) também não obtiveram sucesso no uso de balanças como método de treinamento para se alcançar a DPP na marcha. Nesse estudo, 12 indivíduos saudáveis (idade média = 25 anos) foram treinados em uma balança de banheiro para realizar a DPP em 3 diferentes níveis: 10, 50 e 90% do peso corporal. Após o período de treinamento, os indivíduos foram avaliados em uma plataforma de força, praticando um padrão de marcha de 3 pontos com muletas, o que revelou que as reais forças verticais de reação do solo variaram e foram inconsistentes com os níveis de DPP esperados. A carga alvo foi excedida quando solicitado 10% e não foi alcançada quando solicitado 90%. Para a DPP de 50%, o valor médio encontrado estava próximo de 50% do peso corporal, mas houve grande variação entre os indivíduos.

Vasarhelyi *et al*. (2006) investigaram a capacidade de alcançar uma descarga de peso parcial pré-estabelecida em 23 pacientes com fraturas de MMII. Uma balança foi usada para treinar os pacientes a descarregar, na posição ortostática, um peso de 200N (em geral 20 a 30% do peso do corpo) no membro inferior envolvido. Após o treino estático na balança, os pacientes foram treinados por fisioterapeutas para andar com 2 muletas praticando um padrão de marcha de 3 pontos. Assim que os indivíduos fossem capazes de andar por 50 metros, os pesquisadores iniciaram as medidas de descarga de peso. As medidas da descarga de peso foram feitas usando um sistema de análise de marcha, o *Pedar mobile system, novelGmbh*, que foi colocado dentro do sapato dos voluntários. Esse sistema permite medidas da distribuição da pressão plantar dinâmica e utiliza palmilhas flexíveis e de tamanhos adaptáveis. Os dados foram coletados pelo *Pedar*

mobile system em 3 dias consecutivos e os indivíduos foram orientados a usar o mesmo sapato nos 3 dias para evitar variação na distribuição da pressão. As mesmas medidas foram coletadas em um grupo controle de 11 indivíduos saudáveis e os resultados foram então, comparados. Os autores encontraram que nem os indivíduos saudáveis, nem os pacientes foram capazes de reproduzir a descarga de peso parcial prescrita de 200N durante a avaliação dinâmica. A carga de 200N alcançada estaticamente no pré-teste foi excedida em todos os grupos na avaliação dinâmica nos 3 dias de teste. O estudo concluiu que uma carga alvo de 200N não foi facilmente alcançável e/ou mantida durante a marcha, após treino de descarga de peso parcial em ortostatismo na rotina de reabilitação.

Youdas *et al*. (2005) realizaram um estudo com 10 indivíduos saudáveis sem lesões de MMII e o mínimo de experiência usando DAM. Os indivíduos foram treinados por um fisioterapeuta para realizar uma carga de 50% do peso corporal usando um DAM que, no caso, foram: muleta canadense, muleta axilar, bengala e andador. A balança de banheiro foi usada como *feedback* para adequação da DPP na posição ortostática. Os indivíduos eram posicionados com o membro inferior direito sobre a balança e o membro inferior esquerdo sobre um bloco de madeira da mesma altura da balança. Os indivíduos transferiam gradualmente o peso do corpo para o DAM até que se alcançasse a DPP de 50% no membro inferior direito. A sensação de DPP de 50% no membro inferior direito era então transferida para a marcha: imediatamente após o treino estático na balança os indivíduos foram treinados para reproduzir a DPP durante a marcha, utilizando DAM, mas sem nenhum tipo de *feedback*. Após a prática, os indivíduos foram orientados a caminhar sobre uma plataforma de força, realizando o mesmo padrão de marcha com o DAM e a força de reação do solo foi então calculada. Os resultados do experimento

mostraram que, usando uma balança os indivíduos podem ser treinados para alcançar uma carga alvo de 50% do peso corporal quando caminham com muletas axilares ou muletas canadenses. Cada DAM provocou redução significativa entre a força de reação do solo no lado direito quando comparado do lado esquerdo, porém quando utilizaram o andador ou a bengala, os indivíduos não foram capazes de reproduzir a carga alvo.

4.3.4. PLATAFORMAS DE FORÇA

A plataforma de força é um dos mais importantes dispositivos de medição em biomecânica e quantificação de forças externas durante a locomoção humana (HURKMANS *et al*., 2003).

A plataforma de força consiste em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de força. Em cada canto da plataforma existem três sensores dispostos em ângulos retos (ortogonais) em relação aos outros, permitindo que forças de carga vertical e cisalhamento horizontal, na direção ântero-posterior, sejam medidas. Segundo Perry (2008), dessa forma, pode-se obter uma definição precisa da localização dos centros articulares e os torques articulares de reação do solo (momentos) podem ser calculados (PERRY, 2005).

Plataformas de força são geralmente usadas para avaliar a precisão da descarga de peso porque elas fornecem valores exatos da força de reação do solo produzida no teste (GRAY *et al*., 1998). Elas têm sido propostas também como uma ferramenta útil no treinamento e reabilitação de pacientes que requerem o uso de muletas ou andadores para limitação na DPP (WINSTEIN *et al*., 1996). Tem sido mostrado que na comparação de vários métodos usados para avaliação e

treinamento de DPP, plataformas de força são 2,7 vezes mais precisas do que outros métodos tradicionais (HURKMANS *et al*., 2003).

Embora os dados de força sejam captados simplesmente com a marcha do indivíduo ao longo da plataforma, várias questões de ordem técnica devem ser observadas para garantir um resultado preciso e, portanto, a reprodutibilidade da DPP prescrita. É importante que o indivíduo descarregue espontaneamente a força na plataforma como um evento natural durante o curso do movimento ao longo da pista (BARNETT *et al.,* 2000; PERRY, 2005). Um passo proposital sobre a plataforma (chamado passo alvo) é indesejável porque causa lentidão da marcha e introduz um movimento artificial do membro. O resultado são forças de reação do solo que não representam a habilidade natural de macha do indivíduo (PERRY, 2005).

Devido à alta qualidade metodológica para medir a força de reação do solo, as plataformas de força são freqüentemente usadas como um padrão ouro quando outros sistemas de treinamento de DPP são avaliados (BARNETT *et al*., 2000; HURKMANS *et al*., 2003).

4.3.5. SISTEMAS DE BIOFEEDBACK

Sistemas de biofeedback são sistemas que tem sido desenvolvidos para fornecer *feedback* imediato ao paciente enquanto ele caminha e, permitir o controle da quantidade de peso descarregado na extremidade inferior que deve ser protegida (HURKMANS *et al*., 2003).

Os equipamentos utilizados podem fornecer informações através de sinais visuais e/ou auditivos e, recentemente, foram desenvolvidos dispositivos táteis (p.ex. vibração) (O’SULLIVAN, 2004). Alguns dispositivos são incorporados em próteses

para amputados usadas no pós-operatório imediato do paciente, enquanto que outros são fixados na sola do sapato ou incorporados em uma palmilha (HURKMANS *et al*., 2003).

Sistemas mais sofisticados de *biofeedback* foram elaborados nos últimos anos. Em 2007, Isakov avaliou a eficácia do treinamento da DPP usando um dispositivo de biofeedback (*SmartStep* , *Andante Medical Devices Ltd*). Esse dispositivo é formado por três elementos: (1) uma palmilha flexível acoplada a duas bolsas de ar e tubos que são usados para inflar e desinflar as bolsas de ar e ainda conectá-las à unidade de controle; (2) uma unidade de controle baseada em um controle de microprocessador; (3) um *software* especial que converte o sinal elétrico em unidades de quilograma. A unidade de controle, fixada ao tornozelo do indivíduo, contém dois sensores de pressão conectados a cada uma das duas bolsas de ar da palmilha. A descarga de peso na extremidade inferior durante a marcha causa um aumento na pressão em ambas as bolsas da palmilha e, conseqüente, ativação dos sensores de pressão localizados na unidade de controle. O dispositivo pode ser calibrado para uma determinada quantidade de peso e um sinal sonoro é emitido cada vez que o paciente ultrapassa o valor da DPP pré-estabelecida. No estudo realizado por Isakov (2007), o *SmartStep* foi validado para a avaliação da DPP quando comparado à plataforma de força e seu uso no treinamento da DPP pré-determinada, durante à marcha, resultou em melhora do desempenho dos pacientes.

5. DISCUSSÃO

Freqüentemente pacientes em pós-operatórios, traumatismos e fraturas de MMII são aconselhados a limitar a descarga de peso durante a marcha, utilizando dispositivos de auxílio. Entretanto, há relatos na literatura de que a maioria dos pacientes excede os limites de carga prescritos pelo cirurgião (VASARHELYI *et al*., 2006; KRAUSE *et al*., 2007). O presente estudo não foi direcionado para os efeitos clínicos da DPP, mas sim para avaliação de métodos e técnicas de treinamento da DPP na marcha em uso de dispositivos de auxílio. Sendo assim, pela revisão de literatura foi encontrada uma grande discrepância de publicações disponíveis entre os diferentes métodos e técnicas de treinamento da DPP.

Poucos estudos foram encontrados sobre treinamento de descarga de peso com uso dos dispositivos de auxílio à marcha no que se refere a bengalas e andadores. As fontes pesquisadas desses tópicos foram encontradas em livros didáticos que descrevem protocolos para o uso dos mesmos.

A maior parte dos estudos encontrados utiliza muletas, com padrão de marcha três pontos, no treinamento da DPP (DABKE *et al*., 2003; LI *et al*., 2001; YOUDAS *et al*., 2005; VASARHELYI *et al*., 2006). Encontramos apenas um estudo que comparou a eficácia dos 3 dispositivos (muletas, andadores e bengalas) no treinamento da DPP (YOUDAS *et al.,* 2005). Nesse estudo, os autores concluíram que a bengala é o DAM menos eficaz para minimizar a descarga de peso nas extremidades inferiores e o treinamento com muletas é o único efetivo no treinamento da carga pré-estabelecida. Então, a bengala não garante a restrição da DPP nem minimamente e está restrita onde o apoio total seja possível e acarrete um ganho no equilíbrio corporal. Além disso, acreditamos que a dificuldade de treinar a

DPP com bengalas ou andadores está relacionada ao fato de que, ao utilizar estes dispositivos, o individuo realiza uma fase de apoio do membro inferior mais longa do que quando as muletas são utilizadas. Assim, a descarga de peso restrita deve ser controlada por mais tempo, tornando a tarefa mais difícil.

Não foram encontrados estudos referentes ao treinamento da DPP que realizaram outros padrões de marcha.

Embora a técnica de exame clínico seja comumente usada na prática terapêutica, não foram encontrados estudos em que a validade do exame clínico como técnica de treinamento para se alcançar a DPP na marcha foi determinada. Acreditamos que essa técnica permita que o fisioterapeuta forneça apenas uma descrição qualitativa ao paciente (ex. muito alto ou muito baixo) o que fragiliza essa técnica de restrição da descarga de peso.

Dentre as quatro publicações encontradas que utilizaram a balança como um método de treinamento para se alcançar a DPP na marcha, três não obtiveram sucesso. Acredita-se que a dificuldade da realização da DPP na marcha após o treinamento em balanças de banheiro está relacionada ao fato de que o treinamento em balanças utiliza um modo estático enquanto que a marcha é uma atividade dinâmica. Na prática clínica, o paciente pode não ser capaz de realizar a DPP na marcha porque a sensação desta pode diferir da sensação da descarga estática em ortostatismo e pacientes podem não reter a imagem mental por muito tempo. Segundo Gray *et al.* (1998), balanças não são confiáveis porque elas não fornecem o *feedback* simultâneo ou após a realização da tarefa e o ponteiro da balança oscila consideravelmente durante a medida, dificultando a leitura.

Assim, a capacidade de plataformas de força e de sistemas de *biofeedback* de fornecer *feedback* simultâneo e/ou *feedback* após a realização da tarefa poderia

explicar os melhores resultados obtidos quando eles foram usados no treinamento de DPP durante à marcha.

Youdas *et al.* (2005) encontraram um resultado satisfatório, utilizando uma balança de banheiro para o treinamento de uma descarga parcial de 50% do peso corporal com muletas. Porém, seus achados não reportam os resultados da retenção e manutenção do aprendizado devido ao fato dos indivíduos não terem sido avaliados após um intervalo de tempo.

Outro fator que parece influenciar na efetividade do treinamento da DPP é a quantidade de carga para qual se pretende treinar. Aparentemente, é mais fácil para os indivíduos realizar uma DPP de 50% do que os outros níveis. No estudo realizado por Li *et al.* (2001), o treinamento foi efetivo apenas para a carga de 50% do peso corporal. A carga alvo foi excedida quando solicitado 10% e não atingida quando solicitado 90%. Uma possível explicação é que na marcha com muletas ambos os ombros e mãos estão envolvidos em reduzir a descarga de peso no membro envolvido e nos extremos (10% e 90%) o *feedback* sensorial dos MMSS podem ser mais difíceis de interpretar do que o *feedback* de um nível intermediário (10%). Mais esta suposição requer maior aprofundamento.

Os estudos sobre o treinamento da DPP através de plataformas de força apresentaram os melhores resultados. Entretanto, o custo desses instrumentos limita o uso na prática clínica do fisioterapeuta.

Apesar de novos sistemas de *biofeedback* terem sido desenvolvidos a partir da década de 90, foram encontrados poucos estudos sobre o treinamento da DPP utilizando esses dispositivos. Acredita-se que isso ocorra devido ao grande número de modelos comerciais e a falta de validação destes para estudos científicos.

Os valores de descarga de peso só podem ser corretamente obtidos quando esses instrumentos são calibrados e corretamente aplicados ao corpo humano. Caso contrário, poderá haver erro na captação dos dados e o treinamento pode não ser eficaz.

A única publicação dos últimos 15 anos que avaliou o treinamento da DPP na marcha através de sistemas de *biofeedback* apresentou um resultado satisfatório (ISAKOV, 2007). Porém, em 1975, Warren e Lehmann realizaram um estudo com um sistema de *biofeedback* semelhante ao de Isakov, o SCAP-III, e concluíram que durante o período de treinamento, mesmo quando o *feedback* foi contínuo, os indivíduos não foram capazes de presumir o sinal sonoro que era disparado quando os níveis de carga eram excedidos. E uma vez que o alarme era disparado, os indivíduos não eram capazes de responder rápido o suficiente para evitar a descarga acima do limite estabelecido.

Hurkmans *et al*. (2003) encontraram que os sistemas de *biofeedback* fornecem mais precisão e confiabilidade do que exame clínico e balanças na avaliação da descarga de peso. Novos estudos são necessários para avaliar a efetividade desses sistemas no treinamento da DPP na marcha, principalmente a longo prazo, após a retirada do *feedback* contínuo.

6. CONCLUSÃO

Uma demanda atual é criar uma estratégia de treinamento de DPP com DAM, na qual os pacientes sejam capazes de compreender e reproduzir. O uso de muletas associado à marcha três pontos é o protocolo mais efetivo no treinamento da descarga de peso parcial. O treinamento através do andador não obteve resultados tão satisfatórios quando comparado com muletas e a bengala é o DAM menos eficaz para minimizar a descarga de peso nas extremidades inferiores.

A escolha da técnica de treinamento da DPP com o uso de DAM deve levar em consideração vários fatores como a aplicabilidade, a facilidade de execução, o custo e a efetividade da técnica.

Apesar das técnicas de exame clínico e balança serem de baixo custo e mais acessíveis, a maioria dos estudos de treinamento que utilizaram essas técnicas não obteve resultados positivos. Por outro lado, resultados satisfatórios foram alcançados em estudos referentes ao treinamento a partir dos sistemas de *biofeedback* e plataformas de força. Nesses últimos, é importante ressaltar o alto custo e a pouca aplicabilidade clínica. É necessário também avaliar a efetividade desses instrumentos no treinamento da DPP na marcha após a retirada do *feedback* contínuo.

Os métodos e os protocolos de treinamento devem ser mais bem estudados para se tornarem ferramentas úteis e práticas na reabilitação clínica de indivíduos com acometimentos de MMII.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

AUGAT, P.; MERK, J.; IGNATIUS, A. Early, full weightbearing with flexible fixation delays fracture healing. *Clinical Orthopaedics* **328**: 194-202, 1996.

BARNETT, S.; CUNNINGHAM, J.L.; WEST, S. A comparasion of vertical force and temporal parameters produce by an in-shoe pressure measuring system and a force plataform. *Clinical Biomechanics* **15**: 781-785, 2000.

CLARK, B.C.; MANINI, T.M.; ORDWAY, N.R.; PLOUTZ-SNYDER, L.L. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil*. **85**: 1555-1560, 2004.

DABLKE, H.V.; GUPTA, S.K.; HOLT, C.A.; O'CALLAGHAN, P.; DENT, C.M. How accurate is partial weightbearing? *Clinical Orthopaedics and Related Research* **421**: 282-286, 2004.

DUDA, G. N.; BARTMEYER, B.; SPORRER, S.; TAYLOR, W.R.; RASCHKE, M.; HASS, N.P. Does partial weight bearing unload a healing bone in external ring fixation? *Langenbecks Arch Surg*. **388**: 298-304. 2003.

GOMES, G.C. Fisioterapia na instabilidade e quedas. *In:* MORAES, E.N. *Princípios básicos de geriatria e gerontologia.* Belo Horizonte: Coopmed, 2008, p.401-402.

GRAY, F.B.; GRAY, C.; MACLANAHAN, J.W. Assessing the accuracy of partial weight-bearing instruction. *Am. J. Orthop*. **27**: 558-560, 1998.

HURKMANS, H.L.P.; BUSSMAN, J.B.J; BENDA, E.; VERHAAR, J.A.N; STAM, H.J. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clinical Biomechanics* .**18**: 576-589, 2003.

HURKMANS, H.L.P.; BUSSMAN, J.B.; SELLES, R.W.; BENDA, E.; STAM, H.J.; VERHAAR, J.A. The difference between actual and prescribed weight bearing of total

hip patients with trochanteric osteotomy: long-term vertical force measurements inside and outside the hospital. *Arch Phys Med Rehabil* **88**: 200-206, 2007.

ISAKOV, E. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Europa Medicophysica* **43** (1): 21-26, 2007.

JOYCE, B.M.; BRENDA, M.; KIRBY, R.L. Canes, crutches and walkers. *American Family Physician* **43** (2): 535-538, 1991.

KENWRIGHT, J.; GOODSHIP, A.E.; Controlled mechanical simulation in the treatment of tibial fractures. *Clinical Orthopaedics* **241**: 36-47, 1989.

KRAUSE, D.; WÜNNEMANN, M.; ERLMANN, A.; HÖLZCHEN, T.; MULL, M.; OLIVIER, N.; JÖLLENBECK, T. Biodynamic feedback training to assure learning partial load bearing on forearm crutches. *Arch Phys Med Rehabil* **88**: 901-906, 2007.

LEHMANN, J.F.; KOTTKE, F.J. *Tratado de medicina física e reabilitação de Krussen*. 4. ed. São Paulo: Manole, 1994.

LI, S.; ARMSTRONG, C.W.; CIPRIANI, D. Three-point Gait Crutch Walking: Variability in Ground Reaction Force During Weight Bearing. *Arch Phys Med Rehabil* **82**: 87-92, 2001.

NEUMANN, D.A. Hip abductor muscle activity as subjects with different methods of using a cane. *Physical Therapy* **78** (5): 490-501, 1998.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. Barueri: Manole, 2004.

PERRY, J. *Análise de Marcha.* Barueri: Manole, 2005. v.3, pp.57-58.

STALLARD, J.; SANKARANKUTTY, M.; ROSE, G.K. Lower limb vertical ground-reaction forces during crutch walking. *J Med Eng Technol* **2**: 201-203, 1978.

TVEIT, M.; KÄRRHOLM, J.; Low effectiveness of prescribed partial weight bearing. *J Rehab Med* **33**: 42-46, 2001.

VASARHELYI, A.; BAUMERT, T.; FRITSCH, C.; HOPFENMÜLLER, W.; GRADL, G.; MITTLMEIER, T. Partail weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity – is it achievable?. *Gait and Posture* **23**: 99-105, 2006.

WARREN, C.G.; LEHMANN, J.F. Training Procedures and Biofeedback Methods to Achieve Controlled Partial Weight Bearing: An Assessment. *Arch Phys Med Rehabil* **56** : 449-455, 1975.

WINSTEIN, C.J. knowledge of results and motor learning implication for physical therapy. *Physical Therapy* **71** (2): 140-150, Fev. 1991.

WINSTEIN, C.J.; POHL, P.S.; CARDINALE, C.; GREEN, A.; SCHOLTZ, L.; WATERS, C.S. Learning a partial weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback. *Physical Therapy* **76**: 985-993, 1996.

WOOD, G.V.; General Principles of Fracture Treatment. *In: Campbell's Operative Orthopaedics.* 10. ed. St Louis: CV Mosby, 2003. v.3.

YOUDAS, J.W.; KOTAJARVI, B.J.; PADGETT, D.J.; KAUFMAN, K.R. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil* **85**: 394-398, 2005.