

Ortóteses de Membro Inferior em Pediatria: A Importância do Joelho Articulado

Lower Limb Orthosis in Pediatric - the importance of a motion knee

Inês Machado Vaz⁽¹⁾ | Afonso Rocha⁽²⁾ | Helena Duro⁽²⁾

Resumo

A capacidade de andar erecto é uma das características que define o Homem.

A marcha é um processo complexo em que os vários segmentos do corpo se movem de forma coordenada. Os membros inferiores devem ter a capacidade de suportar o peso do corpo durante a fase de apoio do ciclo da marcha, de coordenar os movimentos articulares para permitir a progressão anterior do corpo, de ajustar o seu comprimento durante o balanço e de promover um movimento suave do centro de massa (CM) de modo a poupar energia.

Algumas das estratégias terapêuticas adoptadas em patologia ortotraumatológica e/ou neuromuscular pediátrica, assentam na marcha com o joelho bloqueado em extensão, como é o caso da artrodese do joelho, amputação transfemoral ou desarticulação do joelho com prótese não articulada, ou a prescrição de uma Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO) não articulada. A marcha com joelho bloqueado em extensão está associada a uma diminuição da sua eficiência e a um elevado consumo energético.

As KAFOs são utilizadas quando, por défice de força muscular do aparelho extensor ou deformidade, é necessário o controlo mecânico da articulação do joelho durante o suporte da carga (ortostatismo e marcha) através de um mecanismo do bloqueio em extensão. Recentemente surgiram as Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthoses (SCKAFO) cujo objectivo é otimizar a marcha, promover a estabilização automática do joelho na fase de apoio e a libertar a flexão da articulação na fase de balanço. Contudo a maioria das soluções disponíveis não estão adaptadas à população pediátrica, sendo que esta é etapa essencial no desenvolvimento, na aquisição definitiva do esquema corporal e dos padrões de activação motora.

O objectivo deste trabalho é realçar a importância das ortóteses de membro inferior com joelho articulado, para a população pediátrica. Os autores dividem o artigo em três secções: na primeira fazem uma revisão do ciclo da marcha, descrevendo as alterações resultantes do bloqueio do joelho em extensão; na segunda apresentam as ortóteses de membro inferior disponíveis com assistência à fase de apoio; na terceira, como conclusão, propõem linhas de orientação para a pesquisa de soluções futuras adaptáveis à população pediátrica.

Palavras-chave: Articulação do Joelho; Criança; Adolescente; Próteses do Joelho; Marcha

Abstract

The ability to walk upright is a defining characteristic of man.

Walking is a complex process where body segments need to move in a coordinated manner. The lower body extremity must have the ability to support body weight during the stance phase of the locomotion cycle, rotate and coordinate the joints to achieve forward progression, adjust limb length during the swing phase of gait, and further smooth the trajectory of the centre of mass for energy conservation.

Some of the therapeutic strategies adopted in paediatrics ortotraumatologic and/or neuromuscular pathology, involve walking with a blocked knee, for example knee arthrodesis, transfemoral amputation or knee disarticulation with a non-articulated prosthesis, or a Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO), that generally doesn't articulate. Patients who walk with a knee blocked in full extension clear the foot during swing phase by adopting compensatory movements and such compensations result in decreased efficiency and increased energetic consumption.

KAFOs are prescribed for individuals who, due to significant weakness of the knee extensor musculature or

(1) Interno Formação Específica de Medicina Física e de Reabilitação, Hospital S. João, E.P.E.

(2) Assistente Hospitalar de Medicina Física e de Reabilitação, Hospital S. João, E.P.E.

Inês Machado Vaz - inessgm@gmail.com

deformity, need a mechanical control of the knee during stance, through blockage in extension. More recently, the introduction of Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthoses (SCKAFO) has been designed to allow swing phase freedom for the knee joint while automatically providing stance phase stability. However, commercially available solutions are not available to the paediatric population, and this stage is essential for the development and acquisition of a definitive corporal scheme and activation of motor patterns.

The aim of this paper is to highlight the importance of lower limb orthoses with articulated knee, for the paediatric population. The authors have split this article into three sections: the first section reviews the gait cycle, describing the changes resulting from the blocked knee in extension; the second section presents lower limb orthoses available with assistance during the support phase, setting out its faults; in the third section, by way of conclusion, the authors propose guidelines for future research solutions adaptable to the paediatric population.

Keywords: Child; Knee Joint ; Knee Prosthesis; Walking

Ciclo de Marcha

O ciclo da marcha é o intervalo de tempo entre 2 momentos idênticos sucessivos do mesmo pé (tradicionalmente considera-se o contacto inicial do calcanhar ao solo), e divide-se em duas partes: fase de apoio e fase de balanço. (Figura 1) Por sua vez a fase de apoio pode ser dividida em fase de apoio monopodal e fase de apoio bipodal, esta é tanto mais curta quanto maior a cadência de marcha, sendo que quando se extingue corresponde ao início da corrida. A fase de balanço divide-se em 3 partes: balanço inicial ou aceleração, balanço médio (corresponde ao alinhamento dos membros inferiores no plano frontal) e balanço final ou desaceleração.^[1,7-9]

A fase de apoio começa com a aceitação do peso, ou seja, a desaceleração do membro quando passa do balanço para o contacto inicial, este momento envolve todas as articulações do membro inferior. O tornozelo está em ligeira dorsiflexão no contacto inicial, e passa a flexão plantar controlada pela contracção excêntrica dos dorsiflexores, até à posição de contacto plantigrado total. Simultaneamente o joelho começa a flectir sob o controlo excêntrico do aparelho extensor, e o tronco atinge a sua posição mais baixa durante todo o ciclo. Ao nível da anca, parte-se dos 40° de flexão no contacto inicial, e imediatamente se progride para a extensão

associada à rotação interna da pelve enquanto o corpo é projectado anteriormente (movimento promovido pela contracção concêntrica dos extensores da anca).^[8]

À medida que o membro contra-lateral progride no balanço, a anca do membro em apoio continua em rotação interna, a qual se mantém durante toda a fase de apoio monopodálico. O tornozelo começa a dorsiflexão passiva e a pelve ipsilateral desce.^[8]

Na fase de médio apoio o tornozelo atinge o máximo de dorsiflexão e o calcanhar começa a distanciar-se do solo. Este é o momento de maior gasto energético, em que se passa de uma fase de desaceleração para uma aceleração. O apoio ocorre no ante-pé, à medida que o joelho se estende e a anca atinge o máximo de rotação e de extensão, enquanto se prepara para o contacto inicial do membro contra-lateral. Neste momento o membro em apoio encontra-se no máximo do seu comprimento para suportar a pelve e impedir a descida excessiva do centro de massa (CM).^[8]

Para iniciar a descarga é necessário que já se tenha iniciado o apoio do membro contra-lateral. A flexão plantar activa do tornozelo, pela contracção concêntrica dos músculos posteriores da perna, prepara a fase de balanço. Simultaneamente a anca inicia o movimento de flexão por acção dos músculos flexores da anca ipsilateral e dos músculos rotadores internos da anca

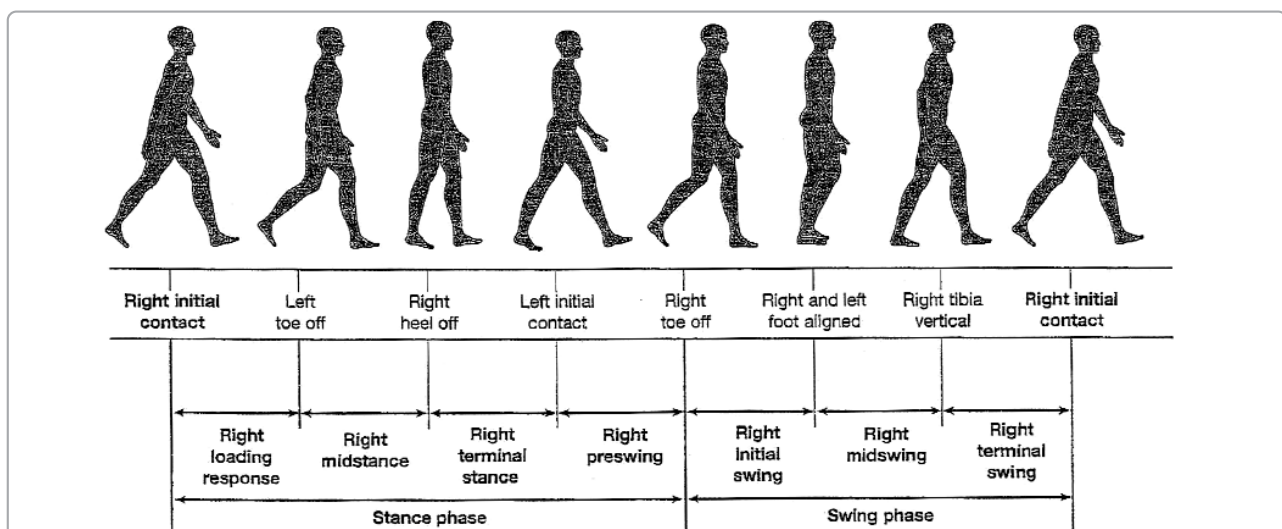


Figura 1 - Ciclo de Marcha⁹

contra-lateral, contribuintes importantes para a progressão anterior do tronco. Quando o halux deixa de estar em contacto com o solo (toe-off), começa o verdadeiro balanço.^[8]

Durante a fase de balanço inicial, o membro continua a acelerar com flexão da anca e do joelho e dorsiflexão simultânea do tornozelo, para permitir o clearance do pé. (Figura 1) Tipicamente o halux passa o mais próximo do solo possível, numa atitude de conservação energética.^[8]

Na fase intermédia do balanço, após o clearance do pé, o membro volta a uma fase de desaceleração, e o movimento de progressão anterior é lentificada para preparar o contacto inicial. O tornozelo mantém-se em dorsiflexão enquanto a anca flexa e o joelho estende. Este conjunto de movimentos associado a rotação anterior e externa da anca ipsilateral permite aumentar o comprimento do passo. No fim do balanço, os músculos extensores da anca contraem-se excentricamente para evitar a flexão excessiva, e os isquiotibiais controlam e lentificam excentricamente a extensão do joelho. A perna e o pé devem estar sob controlo para impedir o colapso do membro inferior em resposta ao impacto inicial.^[8]

Há 3 momentos do ciclo da marcha associados a maior consumo energético: controlo do avanço do corpo na fase final do balanço, absorção do choque durante o contacto inicial e a propulsão no fim da fase de apoio.^[7] O centro de massa (CM) localiza-se anteriormente à 2ª vértebra sagrada, a média distância entre as duas articulações coxo-femorais. O gasto energético associado à marcha, está directamente relacionado com a amplitude de movimentos laterais e verticais do CM. Foram descritos vários mecanismos de poupança/conservação energética destinados a minimizar o deslocamento do CM: (1) rotação da pelve, que reduz a descida do CM durante a fase de duplo apoio, (2) tilt da pelve, que reduz a subida do CM durante a fase de apoio monopodálico, (3) flexão do joelho após o contacto inicial, diminui o movimento vertical do CM durante a fase de apoio monopodálico, (4) combinação dos movimentos do joelho, tornozelo e pé durante a primeira fase de apoio, que impedem a descida brusca do CM, (5) movimento lateral da pelve durante a fase de mono-apoio ipsilateral, promovendo estabilidade na fase de apoio.^[1-7]

Patologias neuro-musculares ou musculo-esqueléticas podem interferir no padrão de marcha e reduzir a eficácia dos mecanismos de conservação energética, pela própria alteração ou pelos mecanismos de compensação.^[10]

Marcha com joelho bloqueado em extensão

A marcha com joelho bloqueado em extensão associa-se a diminuição da sua eficiência (tanto pelas estratégias de compensação necessárias ao clearance do pé na fase de balanço, como pelo esforço associado à propulsão anterior do membro) e a um aumento de

cerca de 65% de deslocamento vertical do CM. A junção destes dois factores explica o elevado consumo energético (aumento de cerca de 23-33% do consumo de oxigénio) e a fadiga associados.^[3,4,5,6] Importa salientar que a marcha feita com o joelho bloqueado em extensão, pode tornar os terrenos irregulares, planos inclinados e a transposição de obstáculos como a subida e descida de escadas, desafios inultrapassáveis.^[6] As estratégias de compensação para permitir o clearance do pé com o joelho em extensão passam pela elevação do hemicorpo ipsilateral, pela circundução e/ou inclinação (rotação no plano sagital) da anca ipsilateral e o aumento da flexão plantar contra-lateral (para aumentar o comprimento relativo deste membro, "vaulting").^[4-6] Além do excesso de comprimento funcional na fase de balanço, é de salientar a importância de um movimento de flexão excêntrica do joelho na fase de contacto inicial, que além de absorver a força de reacção ao solo, permite um movimento mais suave do CM, poupando energia.^[6]

As modificações do padrão de marcha associadas a um joelho bloqueado em extensão condicionam igualmente uma sobrecarga ligamentar e articular das ancas e coluna lombar, causando dor e limitação da mobilidade articular, que se vão agravando com a idade.^[6]

Importância de adquirir o padrão de marcha funcional o mais precoce possível

Até aos 3 anos as crianças apresentam marcha de base alargada, com os membros superiores afastados da linha média contribuindo para o equilíbrio. Aos 3 anos de idade, a marcha torna-se suave e ritmada, tornando-se semelhante à do adulto.^[11]

Tradicionalmente, às crianças com amputação transfemoral ou desarticulação do joelho só se aplicam próteses com joelhos articulados funcionais por volta dos 3-4 anos. Contudo, quanto mais tardia é esta transição, mais acentuadas são as compensações adquiridas para permitir a fase de balanço do membro não articulado, e mais difíceis são de corrigir posteriormente.^[12]

Crianças com amputação transfemoral sem joelho articulado, apresentam um membro funcionalmente longo, recorrendo a compensações para o seu avanço na fase de balanço, nomeadamente circundução, rotação interna, inclinação posterior, abdução da anca ipsilateral e "vaulting". Quanto mais precoce for a transição para uma prótese articulada mais fácil será a aquisição de um padrão de marcha mais fisiológico, mais eficiente, energética e biomecanicamente, e com maior segurança.^[12] Adicionalmente, o uso de um joelho articulado permitisse maximizar a participação da criança em actividades necessárias ao seu normal desenvolvimento psicomotor e inserção social como sentar, agachar e ajoelhar.^[12]

Ortoses de Membro Inferior: Knee-Ankle-Foot Orthoses (KAFO)

As Knee-Ankle-Foot Orthoses (KAFO) são utilizadas

quando é necessário controlo mecânico da articulação do joelho durante suporte da carga (ortostatismo e marcha) por fraqueza ou ausência de força muscular do aparelho extensor ou por deformidade articular [3-5], nomeadamente em sequelas de poliomielite, esclerose múltipla, patologia neurovascular, traumática (traumatismo vertebro-medular incompleto) e neuromuscular, ou defeitos do desenvolvimento, como a espinha bífida. [4,5] Tradicionalmente, estas ortóteses são dotadas de um mecanismo de bloqueio do joelho em extensão que promove estabilidade articular durante a marcha (fase de apoio). [4,5]

Ortóteses de Membro Inferior: Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthoses (SCKAFO)

Recentemente surgiram as SCKAFOs cujo objectivo é melhorar o padrão de marcha, promovendo a estabilização automática do joelho na fase de apoio e a libertação da flexão da articulação na fase de balanço. [3,6] A liberdade de flexão na fase de balanço permite o encurtamento funcional do membro, facilitando o clearance do pé, resultando numa marcha mais funcional, mais simétrica, com menos compensações, mais veloz e com menor necessidade energética. [4-6] Nos parágrafos seguintes são descritas as diferentes articulações disponíveis.

1) Otto-bock Free Walk (Figura 2): o mecanismo de fixação bloqueia automaticamente quando o joelho fica em extensão completa, antes do contacto inicial, e desbloqueia com 10° de dorsiflexão do tornozelo. Esta articulação necessita de um momento de extensão completa para bloquear, por isso o joelho não promove suporte adequado quando a carga é feita em flexão (escadas, plano inclinado, passar da posição de sentado para ortostatismo). Por outro lado, o facto de necessitar de 10° de dorsiflexão para desbloquear o mecanismo, não permite o seu uso em doentes que apresentem limitação da mobilidade da articulação tibiotársica. [6]

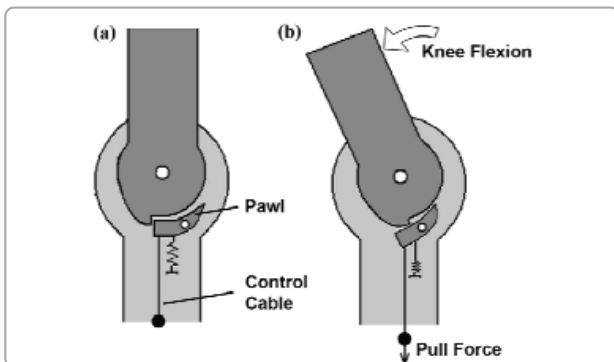


Figura 2 - Otto-bock Free Walk⁶

2) Horton Stance Control Orthosis (Figura 3): esta ortótese é provida de um detector de pressão no calcanhar, aplicado na AFO, que acciona o sistema de

bloqueio do joelho. A articulação é constituída por um mecanismo excêntrico de rodas dentadas que, quando bloqueado, permite apenas movimentos no sentido da extensão. Quando há descarga do membro, deixa de ser exercida pressão no calcanhar e solta-se o mecanismo, libertando os movimentos de flexão do joelho, mas este processo implica um momento prévio de extensão completa do joelho. Como desvantagens apontam-se o volume, o peso e a possibilidade de objectos como roupa ou sapatos se interpoem entre a AFO e a estrutura de bloqueio, interferindo com o mecanismo de detecção de pressão. [6]

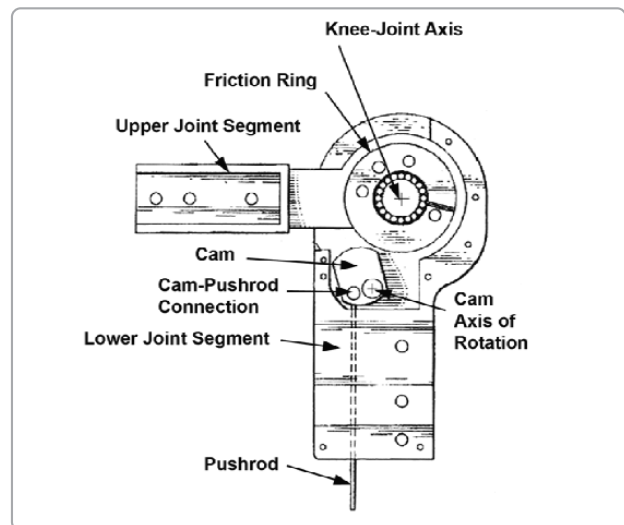


Figura 3 - Horton Stance Control Orthosis⁶

3) Fillauer Swing Phase Lock (Figura 4): a grande vantagem desta ortótese prende-se com o facto de o mecanismo de bloqueio ser accionado pelo ângulo pelve/coxa, activando-se pela flexão da anca. Quando a anca está em extensão desbloqueia permitindo flexão livre do joelho. O ângulo da anca que permite bloquear e desbloquear o mecanismo pode ser manualmente determinado por um técnico ortoprotésico. O mecanismo só é colocado na face externa da KAFO (medialmente a articulação permite flexão/extensão livre). As desvantagens apontadas a esta ortótese são: a necessidade de um momento prévio de extensão completa do joelho, para permitir o desbloqueio. Sendo o mecanismo de

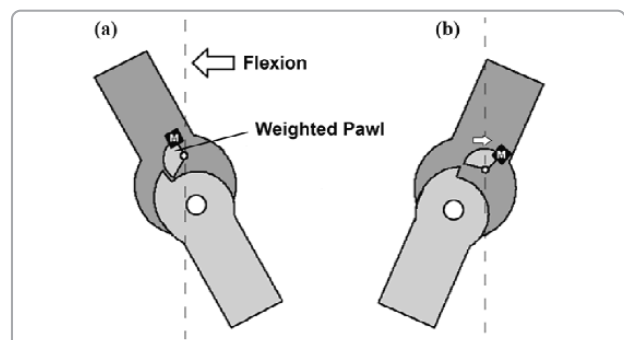


Figura 4 - Fillauer Swing Phase Lock⁶

bloqueio/desbloqueio dependente da posição da anca relativamente ao corpo, não é segura para subir escadas ou caminhar em terreno irregular.^[6]

- 4) Becker Orthopedic 9001 E-Knee: é uma ortotese electromagnética, com sensores de pressão no calcanhar que detectam a carga no contacto inicial e activam um mecanismo electromagnético permitindo movimentos em apenas uma direcção (em carga, é permitida a extensão, mas não a flexão). É uma articulação volumosa, ruidosa, com design pouco agradável.^[6]
- 5) Dynamic Knee Brace System (DKBS): é uma articulação com controle electro-mecânico do joelho, sensores no pé e no joelho, e um microprocessador que determina o ângulo de liberdade de movimentos. Contudo, é um mecanismo pesado, de difícil manuseio e com um aspecto estético questionável.^[2,4,6]
- 6) Ottawalk Belt-Clamping Knee Join (figura 5): ortótese mecânica, consistindo num elástico que une a haste superior à inferior do aparelho longo, ao qual é transmitida tensão durante a carga. Como os movimentos de flexão condicionam um aumento do comprimento do elástico, estão limitados durante a carga, enquanto que a extensão é promovida durante a carga, por acarretar uma diminuição do comprimento do elástico. Assim, aquando da carga, os movimentos de flexão estão bloqueados, mas a extensão é livre a partir de qualquer ângulo. Durante a fase de descarga, o elástico solta-se, permitindo movimentos livres de flexão e extensão. A elasticidade inerente a este mecanismo, permite uma ligeira flexão no início da fase de apoio (contacto inicial) em vez de uma travagem abrupta, o que permite absorver o choque e tornar o movimento do CM mais suave e fisiológico.^[5,6]

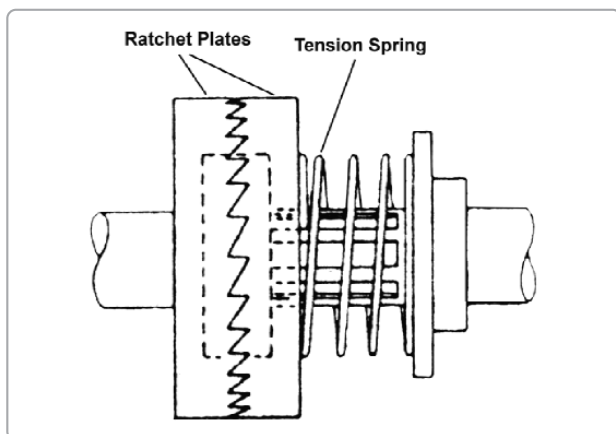


Figura 5 - Becker Orthopedic 9001 E-Knee⁶

- 7) Dual Stiffness Knee Join: este mecanismo electrónico tem 2 níveis de liberdade de movimento. Fase de apoio e de balanço detectadas por acelerómetros, um no pé e outro na perna, e um sensor de movimento angular no joelho. Durante a fase de

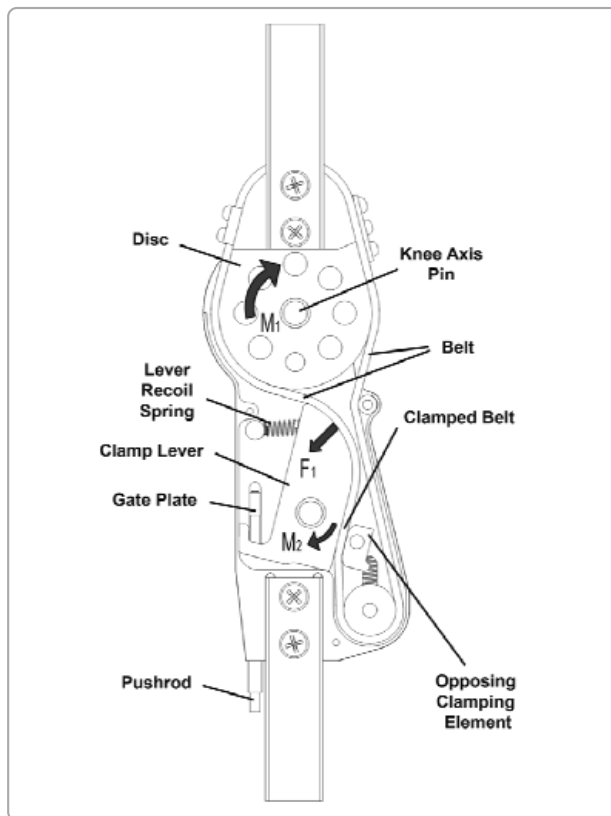


Figura 6 - Ottawalk Belt-Clamping Knee Join⁶

apoio a articulação torna-se mais rígida, permitindo apenas movimentos de pequena amplitude, ficando mais elástica na fase de balanço. Tem como desvantagens o volume e o peso.^[6]

Problemas associados aos mecanismos de SCKAFOs disponíveis

Apesar de ter constituído uma revolução no mundo das ortóteses, os sistemas de SCKAFO ainda apresentam limitações importantes, especialmente no sector pediátrico, permanecendo um desafio à engenharia biomédica.^[6]

As principais limitações prendem-se com o mecanismo de libertação de flexão do joelho para a fase de balanço (dependente de movimentos livres da tibiotársica ou de complexos sistemas electrónicos) e com factores importantes de design (peso, tamanho, diâmetro, barulho).^[4,6]

Algumas destas articulações implicam extensão completa para bloquearem, o que não permite que sejam utilizadas para subir e descer escadas, passar da posição de sentado para de pé, marcha em terrenos irregulares.^[5,6] Outras exigem um momento de extensão completa antes de permitir o desbloqueio para flexão livre durante o balanço, o que pode impedir a utilização por doentes com limitação do arco de movimento do joelho.^[6]

A maioria das articulações disponíveis, exceptuando a Ottawalk Belt-Clamping Knee Join, não contempla a possibilidade de ligeira flexão após o contacto inicial.

Este movimento é importante na medida em que absorve choque e permite um deslocamento mais suave do CM, mas pode comprometer a estabilidade da marcha, reduzindo a eficácia da extensão na fase de apoio e da flexão livre na fase de balanço.^[6]

Considerando as forças por unidade de superfície que são necessárias para restringir os movimentos das alavancas articulares, os componentes ortóticos são na sua maioria volumosos e pesados. Assim, um dos desafios propostos é aplicar meios de distribuição de força mais pequenos e que permitam reduzir as forças de tração-distração e de compressão transmitido aos componentes intra-articulares (geralmente os materiais nestas condições são demasiado caros).^[5,6]

Os mecanismos electrónicos requerem uma bateria que, além de aumentar o peso e o volume, necessita ser recarregada.^[6] Além de que materiais electrónicos geralmente não são seguros nem suficientemente resistentes para serem utilizados na população pediátrica.

Por fim, é de salientar as limitações associadas ao design: peso, volume e barulho, bem como as relacionadas com elevado custo.^[5,6]

Conclusão: Desafios para o futuro das SCKAFOs

As SKAFOs foram desenhadas para resistirem à flexão do joelho durante a carga e, simultaneamente, permitem flexão/extensão livres durante a descarga. Conforme descrevemos, todas as soluções disponíveis apresentam inúmeras desvantagens, sobretudo na idade pediátrica, etapa de aquisição definitiva do esquema corporal e dos padrões de activação motora. Uma correcção inadequada resultará inevitavelmente

Quadro 1 - Características ideais de uma SKAFO adaptada à idades pediátrica

1. Aspectos gerais
<ul style="list-style-type: none"> - Resistência e segurança do mecanismo (não eléctrico); - Fácil de colocar e retirar; - Pequena, leve e silenciosa; - Baixo custo.
2. Aspectos biomecânicos:
<p>2.1. Fase de Apoio</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ligeira liberdade de flexão na fase logo após o contacto inicial (para absorção de choque/amortecimento); - Promoção da extensão na fase de apoio (seja a partir de que grau for de flexão). <p>2.2. Fase de Balanço</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sem necessidade de um momento de extensão completa antes de libertar o mecanismo de flexão livre; - Controlo da liberdade de movimentos independente da tibiotársica; - Liberdade de movimentos na fase de balanço.

na sobrecarga das articulações, sobretudo proximais como a anca e coluna lombossagrada, constituindo um factor adicional de incapacidade e sofrimento futuros. O desenho de uma SCKAFO adaptada à população pediátrica permanece um desafio para a pesquisa biomédica/bioengenharia. No quadro 1 são enumeradas as características ideais de uma SKAFO e que devem orientar futuras investigações e desenvolvimentos.

Referências / References:

- Malanga G, Delisa JA. Clinical Observation in Gait Analysis in the Science of Rehabilitation. Rehabilitation Research and Development Service. Department of Veterans Affairs. Monograph 002,1998
- Kaufman KR, Irby SE, Mathewson JW, Wirta RW, Sutherland DH. Energy-Efficient Knee-Ankle Foot Orthosis: a case study. J Prosthet Orthot. 1996; 6(3): 79-85
- Fatone S. A review of the Literature Pertaining to KAFOs and HKAFOs for Ambulation. J Prosthet Orthot. 2006; 18 (3): 137-168
- Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait changes over time in stance control orthosis users. Prothet Orthot Int. 2007; 31(4): 353-361
- Yakimovich T, Lemaire ED, Kofman J. Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis. Clin Biomech. 2006; 21(10): 1081-1089
- Yakimovich T, Lemaire ED, Kofman J. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. J Rehabil Res Dev. 2009; 46(2): 256-267
- Lehmann JF, Lateur BJ, Price R. Biomechanics of normal Gait. Phys Med Rehabil Clin North Am. 1992; 3: 125-138
- Pease WS, Bower BL, Kadyan V. Human Walking. In: Delisa JA, Gans BM, Walsh NE, et al, editors. Physical Medicine & Rehabilitation: Principles and Practice. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins; 2005
- Esquenazi A, Talaty M. Gait analysis: Technology and Clinical Applications. In Broddom RL, Buschbacher RM, Dumitru D, editors. Physical Medicine and Rehabilitation. 3rd ed. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2007
- Lehmann JF, Lateur BJ, Price R. Biomechanics of abnormal Gait. Phys Med Rehabil Clin North Am. 1992; 3(1): 125-138
- Zitelli BJ, Pavis HW. Atlas of Pediatric Physical Diagnosis. 4th ed. Philadelphia: Mosby; 2002
- Molnar GE, editor. Pediatric Rehabilitation. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1992
- Wilk B, Karol L, Halliday S, Cummings D, Haideri N, Stephenson J. Transition to an Articulating Knee Prosthesis in Pediatric Amputees. J Prosthet Orthot. 1999; 11(3): 69-76