

Nayla Rita Machado

**CONTRIBUIÇÃO DA AVALIAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA MARCHA PARA A
TOMADA DE DECISÃO DE INTERVENÇÃO CIRÚRGICA EM UMA CRIANÇA
PÓS MIELITE TRANSVERSA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2020

Nayla Rita Machado

**CONTRIBUIÇÃO DA AVALIAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA MARCHA PARA A
TOMADA DE DECISÃO DE INTERVENÇÃO CIRÚRGICA EM UMA CRIANÇA
PÓS MIELITE TRANSVERSA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Fisioterapia, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais, para obtenção do certificado de graduação em Fisioterapia.

Orientadora: Liria Okai-Nobrega
Co-orientador: Sérgio Teixeira Fonseca

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2020

Dedico esse trabalho primeiramente a Deus, por ter acompanhado e guiado todos os meus passos até o presente momento, em segundo lugar a minha mãe, Divina Dalva Silva Machado, pelo amor incondicional a mim dedicado durante toda minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Dra Liria Okai-Nobréga pela orientação, carinho e principalmente confiança a mim depositada ao compartilhar comigo o desenvolvimento deste e de tantos outros projetos, todas as palavras de gratidão seriam poucas para expressar o que sinto pelos bons anos que dividimos cercadas pelas paredes do CEMECH e posteriormente do LAM, obrigada pela oportunidade de crescer tanto como fisioterapeuta, pesquisadora, mas principalmente, como ser humano ao seu lado.

Ao Dr. Sérgio Fonseca, professor e orientador de IC por tantos anos, gratidão por todas as discussões incríveis que me permitiu ter a honra de fazer parte, foram muitos os aprendizados que desfrutei e carregarei para a vida. E também a todos aqueles que estiveram presente em muitas dessas discussões e aprendizados durante esses anos de laboratório, mas principalmente: Dra Priscila Albuquerque de Araújo, Dr Thiago Telles, Juliana Quirino, Letícia Paes, que são para mim referencias de profissionais e pesquisadores os quais tenho um imenso carinho e admiração.

Agradeço aos meus amigos, do interior, dos cursinhos, da faculdade e do forró, os quais dificilmente eu conseguiria não ser não ser injusta ao citar nomes, mas que estiveram ao meu lado compartilhando e apoiando a idealização deste e de muitos outros projetos da minha vida.

A melhor coordenadora do Planeta Terra e região: Fabi Ferreira, obrigada pelo olhar tão doce e humano que você nos olha, pela escuta sempre tão atenciosa e pelas palavras sempre tão assertivas. Obrigada por ser calma em meio ao tormento, paz em meio a tempestade, segurança em meio a incerteza, talvez teria sido possível mesmo sem você, mas com plena certeza: teria sido muito mais difícil.

A minha primeira e inesquecível preceptora: Débora Pantuso, obrigada por ter confiado em mim quando eu mesma tive dificuldade em faze-lo, obrigada por cada ensinamento e exemplo de ser humano e profissional que você nos passou, você com certeza me ensinou muito sobre a Fisioterapeuta que eu pretendo ser. Juntamente com a Débora eu não poderia deixar de agradecer aos meus colegas de faculdade que dividiram comigo o estágio do oitavo período: Bruna Laura, Izaura Monique, Jordana Magalhães, Lorrany Martins e Otávio Augusto, obrigada pela parceria nos intermináveis sorrisos e choros.

A Christina DMC Faria, Renata e Jordana Magalhães pela parceria nos nossos quase 4 anos de ~~En~~Encontros com a Ciência e a Prática Profissional+, obrigada pela oportunidade de tanto crescimento e e aprendizado ao lado de vocês.

Por fim, mas não menos importante eu gostaria de agradecer a cada professor do curso de Fisioterapia da UFMG, que mesmo que não tenha sido supracitado a seu modo, contribuíram de forma única para que eu chegasse até aqui.

RESUMO

Introdução: A mielite transversa aguda é uma doença com baixa incidência na população, porém dois terços das pessoas acometidas por essa doença apresentam sequelas relacionadas ao movimento. Por esse motivo o presente relato de caso traz a avaliação tridimensional da movimento como ferramenta para investigação das sequelas da mielite transversa aguda na marcha humana. **Objetivo:** Verificar o papel da avaliação tridimensional marcha pós mielite transversa. **Descrição do caso:** Uma criança de 6 anos de idade, diagnosticada com mielite transversa aguda há 3 anos apresentava como sequela alterações na marcha, como claudicação e posicionamento do pé esquerdo em equino. Inicialmente, o tratamento cirúrgico foi recomendado, devido a suspeita de paralisia dos fibulares. Entretanto, após a avaliação tridimensional da marcha, eletromiografia e testes clínicos, foi observado que, embora a musculatura acometida não estivesse conseguindo realizar o movimento de maneira eficiente, a criança possuía potencial de recrutamento das fibras musculares. **Resultados e discussão:** Foi verificado por meio da eletromiografia que a criança apresentava maior atividade elétrica de todos os músculos (Tibial anterior, sóleus e fibular longo) do lado esquerdo (comprometido), demonstrando que, embora a força muscular seja insuficiente para controlar as demandas impostas pela tarefa, a musculatura acometida ainda possuía potencial de recrutamento. Diferentemente do que havia sido inicialmente recomendado, o tratamento cirúrgico não foi necessário, devido ao potencial de recuperação identificado na avaliação da marcha. **Conclusão:** Esse estudo observou a importância da avaliação da marcha por análise tridimensional do movimento como ferramenta para discussão das intervenções propostas para abordagem das sequelas provenientes da mielite transversa em uma criança de 6 anos.

Palavras-chave: Análise da marcha. Mielite transversa. Fisioterapia. Eletromiografia. Relato de caso.

SUMÁRIO

1.INTRODUÇÃO.....	8
1.1 - Mielite transversa aguda.....	8
1.2 - Análise de movimento.....	9
1.3 - Objetivo do estudo.....	11
1.3.1 . Objetivos gerais	
1.3.2 . Objetivos específicos	
2.MATERIAIS E MÉTODO.....	12
2.1 - Descrição do caso.....	12
2.2 - Avaliação clínica.....	12
2.3 - Procedimento de coleta e processamento dos dados cinemáticos e cinético.....	13
2.4 . Eletromiografia.....	17
3.RESULTADOS.....	19
3.1 Resultados da análise do movimento da marcha.....	19
3.1.1 Resultados dos testes clínicos.....	19
3.1.2 Análise observacional da marcha.....	20
3.1.3 Análise tridimensional da marcha.....	20
3.1.4 - Resultados eletromiográficos.....	25
4.DISSCUSSÃO.....	30
5.CONCLUSÃO.....	32
6.REFERENCIAS.....	33

1 INTRODUÇÃO

1.1 Mielite transversa aguda

A Mielite Transversa Aguda (MTA) é uma doença neurológica rara que afeta indivíduos de todas as idades e se caracteriza por um comprometimento de toda a área medular, incluindo as substâncias cinzenta e branca da medula (MANRIQUE; GUTIÉRREZ; BOBADILLA, 2013). As origens típicas dessa patologia são facilmente reconhecidas na prática clínica, com sintomas e sinais traduzindo um comprometimento motor bilateral, sensorial e funções autonômicas. Existem várias etiologias, tais como, vascular, infecciosa, neoplásicas, paraneoplásica, compressiva, traumática, imunológica, demielinizante ou degenerativa (PITTOCK; LUCCHINETT, 2016). Quando a história clínica e os exames laboratoriais e de imagem não permitem determinar uma causa específica para a MTA, estamos perante uma condição idiopática (MONTEIRO *et al.*, 1995). Os principais pontos-chave dos critérios para definição de uma MTA idiopática são: desenvolvimento de sinais ou sintomas neurológicos bilaterais atribuíveis à medula espinhal com um nível sensorial claramente definido e uma piora progressiva entre no máximo 4 horas e 21 dias após o início; ausência de sintomas cerebrais e anormalidades na imagem de ressonância magnética do cérebro; exclusão de compressão medular por ressonância magnética e exclusão de qualquer outra etiologia; inflamação na medula espinhal demonstrada por pleocitose no líquido cefalorraquidiano (LCR) ou índice elevado de imunoglobulina G (IgG) ou ressonância magnética com aumento de realce de gadolínio, no início ou em 7 dias (HUNG; CHEN; HUANG, 1991). Os primeiros sintomas da MTA são comumente parestesias ascendentes dos pés, ou dor nas costas ao nível da mielite, juntamente com fraqueza bilateral generalizada e disfunção esfinteriana. Em seguida, há uma progressão para a maioria dos casos, com sintomas e sinais sensoriais, motores e autonômicos (LIPTON; TEASDALL, 1973). Pacientes com MTA em muitos casos necessitam, pelo menos no estágio inicial da doença, serem tratados em unidades de pronto atendimento. O tratamento é inicialmente dirigido para superar o processo inflamatório subjacente com altas doses de corticoterapia intravenosa, que geralmente leva a uma rápida melhora clínica (KUMAR, 2004). A incidência da MTA é reportada anualmente entre 1,34 a

4,6 por milhão da população mundial, não apresentando diferença significativa entre a população dos continentes europeu, americano, africano e asiático, além disso não apresentando diferença também entre sexo e idade (KAHLOON *et al.* 2017), porém sabe-se que aproximadamente 20% dos casos de mielite transversa aguda ocorrem em crianças (SCOTT; FROHMAN; DE SEZE, 2011). Quanto a recuperação um terço dos pacientes acometidos pela MTA apresentam suave sequela residual, um terço tem um grau moderado de incapacidade, e o terço final possui sequelas incapacitantes (BARRAZA *et al.*, 2003). Dentre as possíveis manifestações clínicas ela pode apresentar distúrbios relacionados ao movimento como tetraplegia, parestesia ou paraplegia, dependente do local da lesão (respectivamente cervical ou dorsal e lombar). Sendo assim dois terços das pessoas que apresentam diagnóstico clínico de mielite transversa possuem grau moderado ou grave de incapacidade relacionadas ao movimento humano. Dessa forma, uma parte significativa daqueles acometidos pela MTA apresentam alterações do padrão de movimento, que podem alterar a marcha e possível comprometimento da qualidade de vida.

1.2 Análise da marcha

Dugan (2019), relata que Aristóteles (384-322 aC) já investigava a marcha e descrevia as oscilações verticais da cabeça durante a realização desse movimento. Desde aquela época, os avanços tecnológicos tornaram a análise de movimento cada vez mais objetiva e clinicamente relevante. Na atualidade a análise de marcha é usada para avaliação pré-tratamento, tomada de decisão cirúrgica, acompanhamento pós-operatório e tratamento de pacientes infantis e adultos (HARIS; WERTSCH, 1994). A análise do ciclo da marcha é possível por meio da cinemática, uma vez que ela permite que seja traçada a trajetória do movimento em todos os três planos do corpo: frontal, sagital e transversal. Essas medidas tridimensionais da marcha são realizadas principalmente nas grandes articulações dos membros inferiores, sendo elas: tornozelo, joelho e quadril (GAGE; DELUCA; RENSHAW, 1995). A marcha, assim como os movimentos humanos como um todo, é complexa (BITTENCOURT *et al.*, 2016 e FONSECA *et al.*, 2020), portanto a realização dessa análise de forma somente observacional e clínica torna-se limitada (BAKER, 2006). A análise observacional da marcha (observar a marcha de um sujeito sem o uso de qualquer equipamento) é uma ferramenta clínica útil, um

observador disciplinado e treinado pode reconhecer muitos desvios de marcha durante as fases de apoio e balanço. Porém esse método apresenta como uma limitação óbvia a dificuldade em observar vários eventos e vários segmentos corporais simultaneamente (MURRAY *et al.* 1993). Gage (1989) apontou que eventos que acontecem mais rápido do que 83 milissegundos não podem ser percebidos pelo olho humano. Então embora a combinação de uma avaliação clínica cuidadosa e análise da marcha possa ser considerada como uma ferramenta poderosa para o uso clínico ela acaba acontecendo de maneira subjetiva e apresentando limitações relacionadas a própria descrição do movimento, assim como na comparação intra e inter sujeitos, em situações pré e pós-intervenção, e na interpretação dos resultados obtidos (ANDRADE *et al.*, 2004).

Por outro lado, a análise tridimensional da marcha oferece uma avaliação quantitativa da marcha e é considerada o padrão ouro para quantificar os movimentos dos membros inferiores (EASTLACK *et al.*, 1991). Esta análise é realizada combinando exame físico, captura de vídeo de alta velocidade, cinemática e cinética tridimensional e, eletromiografia dinâmica, oferecendo informações mais precisas do que é possível com a análise observacional (KADABA *et al.*, 1998). Essa combinação de dados fornece medidas quantitativas, objetivas e detalhadas sobre o movimento humano uma vez que são extraídos dessa avaliação dados biomecânicos, incluindo movimentos e forças articulares que podem ser quantificadas, além de obter uma mensuração precisa dos desvios dos parâmetros típicos da marcha humana (CARPENTER; BASS, 2016). Sendo assim é possível afirmar que essa análise possibilita uma descrição e avaliação da movimentação humana, com dados precisos o suficiente para permitir a sua caracterização em seus diversos parâmetros (DAVIS *et al.*, 1991). Essa precisão contribui para que o investigador possa descrever de forma quantitativa a marcha que clinicamente é considerada normal e, também os seus desvios (ÖUNPUU; DAVIS; DELUCA, 1995). Os dados gerados pela análise da marcha são relevantes no processo de entendimento da deformidade e da patologia, além de permitir o planejamento da intervenção, seja ela conservadora ou cirúrgica.

No caso de crianças com paralisia cerebral (PC) a análise tridimensional da marcha é indicada para identificar os desvios presentes nesse movimento, avaliar o tratamento e acompanhar a sua história natural (BELL *et al.*, 2002). Mueske (2018), indicou a importância da análise da marcha para a tomada de decisão no tratamento

dessas crianças. Entretanto, em outras condições de saúde nas quais a compreensão das alterações da marcha não são fornecidas por medidas padrões é necessário considerar a coleta de dados da cinemática articular para um melhor entendimento do estado da criança (ÖUNPUU; DAVIS; DELUCA, 1995).

Na literatura já consta vários estudos que demonstram um grande efeito da análise da marcha na tomada de decisão do tratamento em crianças com paralisia cerebral (CARPENTENER; BASS, 2016). Wren (2012) relata que mudanças foram recomendadas nos planos cirúrgicos para 86% dos pacientes após a análise da marcha. Além disso, em 97% desses pacientes, pelo menos 1 das alterações recomendadas foi implementada. Sendo assim é possível afirmar que a análise da marcha provavelmente possui um efeito semelhante para outros grupos de paciente além dos de paralisia cerebral, mas estudos semelhantes para outras populações ainda são raros (MUESKE *et al.*, 2018).

Dessa maneira, considerando os dois terços dos pacientes de mielite transversa que apresentam sequelas relacionadas ao movimento, o uso da análise tridimensional do movimento provavelmente pode contribuir na investigação e no tratamento conservador ou cirúrgico dessas sequelas.

1.3 Objetivo do estudo

1.3.1 Objetivo geral

Descrever a contribuição da avaliação tridimensional da marcha para a tomada de decisão de intervenção cirúrgica em uma criança pós mielite transversa.

1.3.2 Objetivos específicos

- Descrever a força muscular dos membros inferiores;
- Descrever o deslocamento angular do tornozelo, joelho e quadril no plano sagital em cada membro inferior com a criança descalça, com bandagem e com o uso de órtese tornozelo-pé rígida no membro inferior esquerdo;
- Descrever o deslocamento angular do tornozelo nos planos frontal e transversal em cada membro inferior com a criança descalça, com bandagem e com o uso de órtese tornozelo-pé rígida no membro inferior esquerdo;

-Descrever as forças de reação do solo durante a marcha com a criança descalça, com bandagem e com o uso de órtese tornozelo-pé rígida no membro inferior esquerdo;

-Descrever a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, sóleus e fibular longo em cada membro inferior durante a marcha.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Descrição do caso


Participou deste estudo uma criança de 6 anos, sexo feminino, 26 kg, com diagnóstico médico de Mielite Transversa na cauda equina, há 3 anos. Foi realizado tratamento medicamentoso com corticóides. A condição levou a criança a um quadro pós internação de paraplegia temporária que posteriormente acarretou em alterações na marcha, como claudicação e posicionamento do pé em equino. A equipe médica levantou como hipótese uma paralisia dos fibulares inibindo a eversão do pé durante a marcha. Baseado nesta hipótese, optou-se por realizar uma avaliação tridimensional da marcha no Laboratório de Análise do Movimento da Universidade Federal de Minas Gerais (LAM-UFMG). Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer número 2.083.328) e, os responsáveis pela criança assinaram previamente um termo de consentimento livre e esclarecido.

2.2 Avaliação clinica

Com o intuito de caracterização da força do participante e também de comparar a força muscular dos músculos tibial anterior, glúteo máximo, flexores de joelho, sóleo, rotadores laterais de quadril, gastrocnêmio, abdutores, eversores de tornozelo e quadríceps foi mensurada por meio do teste do esfigmomanômetro modificado (SOUZA *et al.*, 2013). Um esfigmomanômetro da marcha *Incoterm EA100 (HONSUN/China)* previamente calibrado de fábrica conforme instruções do fabricante foi utilizado. A avaliação foi realizada por um único examinador. Os registros das medidas obtidas foram realizados por outro examinador. Ambos os examinadores foram previamente treinados. Todo o procedimento para a coleta dos dados, tais como posicionamento da participante, do segmento corporal e do equipamento durante as mensurações, assim como o feedback verbal fornecido durante o teste, foram padronizados, seguindo recomendações estabelecidas pela literatura (KENDAL, 2007). Considerando o posicionamento da participante e do segmento corporal, foi adotado o seguinte: para a avaliação do tibial anterior a criança permaneceu em decúbito dorsal, para avaliação do glúteo máximo, flexores de joelho, sóleo, rotadores laterais de quadril e gastrocnêmio a criança permaneceu em decúbito ventral, para a avaliação dos abdutores e eversores de tornozelo a criança

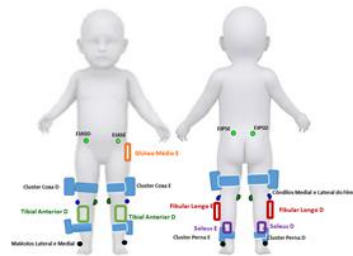
permaneceu em decúbito lateral e para avaliação de quadríceps a criança permaneceu sentada. A criança foi orientada a não realizar movimentos compensatórios durante a realização dos testes de força muscular. O esfigmomanômetro foi posicionado paralelo ao segmento de forma a resistir ao movimento do grupo muscular testado. Imediatamente, antes da avaliação da força muscular, foram realizadas demonstração e familiarização com os equipamentos e procedimentos. Durante o teste de força muscular, a criança foi orientada a realizar uma contração isométrica máxima durante 5s, e o pico de força foi registrado. A criança recebeu estímulo verbal para iniciar o movimento e manter a contração. Foram realizadas três repetições para cada grupo muscular avaliado e, um intervalo de 15s de repouso foi fornecido entre cada repetição. Antes de cada mensuração, o examinador garantiu a pré-insuflação do equipamento a 20 mmHg. Foi realizada também a mensuração dos membros inferiores utilizando fita métrica, paciente permaneceu deitada com os membros estendidos e foi feita a medida das espinhas ilíacas anteriores até o maléolo medial (WILSON, 1997).

2.3 Procedimento de coleta e processamento dos dados cinemáticos e cinéticos

Para a coleta dos dados cinemáticos, foi utilizado o sistema de análise de movimento *Qualisys® Oqus 700 Plus*. Trata-se de um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões de marcadores passivos reflexivos, localizados em proeminências ósseas específicas. Para este presente estudo, foram utilizadas dez câmeras com iluminação produzida por um grupo de diodos emissores de luz infravermelha (*Qualisys MEDICAL AB, Gotemburgo, Suécia*), localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. Os marcadores passivos, aderidos à pele, refletem a luz infravermelha, que são então captadas pela lente das câmeras. Os dados captados foram processados pelo *software* de aquisição *Qualisys® Track Manager*. Através da triangulação das posições dos marcadores, obtidos pelas dez câmeras, as coordenadas de cada marcador foram reconstruídas em três dimensões. A calibração do sistema para determinar as coordenadas de referência global, realizada utilizando uma estrutura de referência metálica em forma de , que contém três marcadores reflexivos. Dois marcadores reflexivos estão presos ao eixo mais curto X que

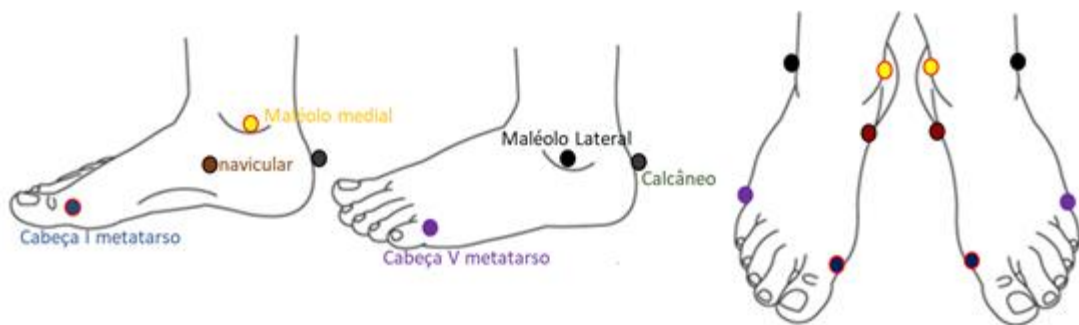
determina a direção látero. medial. O eixo mais longo possui dois marcadores refletivos, que determinam a direção Y, ou ântero. posterior. Para os procedimentos de calibração, a referência metálica foi colocada sobre a borda de uma plataforma de força. Uma segunda estrutura, uma batuta em forma de $\sqrt{3}$, contendo três marcadores refletivos fixos na extremidade da haste superior a uma distância de 751 mm, foi usada na varredura do volume de interesse. A batuta foi movida em todos os planos dentro desse volume por 10 segundos, permitindo assim gerar os dados que determinaram a localização e orientação das câmeras, de acordo com as instruções do manual. Foram permitidos erros de desvio padrão menores que 10 mm. A frequência de captação dos dados foi de 120 Hz. Para a captura do movimento é necessário definir o tamanho e a posição de cada segmento. Para isso, o sistema faz uso de dois tipos de marcadores: os marcadores de referência ou anatômicos e os marcadores de rastreamento. Os marcadores de referência são necessários para a construção do modelo biomecânico através da identificação do comprimento dos segmentos e a localização dos eixos articulares. Desta forma, é atribuído ao modelo um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Os marcadores de referência são esféricos com 8 mm de diâmetro. Os marcadores de rastreamento têm como objetivo rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento por meio de no mínimo três marcadores por segmento, posicionados de forma não-colinear. Nos segmentos pelve, coxa e perna foram usados clusters rígidos para fixar os marcadores de rastreamento. Para a coleta dos dados a criança usou um short permitindo a visualização dos membros inferiores. As marcas de rastreamento (clusters da pelve, coxa e perna) e de referência foram fixados em pontos específicos (FIGURAS 1 e 2).

Figura 1: Esquema ilustrativo dos marcadores anatômicos e de rastreamento para avaliação 3D deste caso.



Fonte: Relatório de análise de movimento do LAM-UFMG

Figura 2: Desenho esquemático que ilustra o posicionamento dos marcadores passivos em suas respectivas referências anatômicas no pé.



Fonte: Relatório de análise de movimento do LAM-UFMG

Foram utilizadas ainda três plataformas de força AMTI (*Advanced Mechanical Technology, model OR6-6, Watertown, MA, USA*) para a captura de dados de força de reação do solo.

Foi feita a palpação das proeminências ósseas (CAEL, 2013; JUNQUEIRA, 2002) e, a fixação os marcadores anatômicos por meio de fita de dupla face hipoalergênica. A colocação dos marcadores e *clusters* foi realizada pela mesma examinadora, para diminuir a variabilidade da localização destes na criança. Além disso, após colocados os marcadores esses eram circulados com caneta para que caso houvesse algum movimento fora do esperado e saísse do lugar os pesquisadores envolvidos na coleta pudessem retorná-los ao lugar de origem. Primeiramente, foi obtida a posição de referência, necessária para a identificação dos segmentos pelo sistema. Para isso, a criança foi instruída a permanecer em posição ortostática, com os pés alinhados. A captação deste dado foi realizada

por cinco segundos. Em seguida, a criança foi instruída a caminhar por uma passarela de 10 metros em três diferentes condições: i) descalça (D), nesta condição, foi solicitado à criança que caminhasse livremente, em velocidade auto-selecionada, sem qualquer controle, ii) bandagem (B) (BEAM, 2006) nesta condição, foi colocada uma fita adesiva elástica (*kinesio taping*) que posicionava o pé em neutro de inversão/eversão, porém com tensão no sentido da eversão (figura 3), e solicitado que a criança caminhasse também em velocidade auto-selecionada, iii) órtese tornozelo-pé rígida (O) de modo semelhante às condições anteriores, foi solicitado que a criança caminhasse livremente, mas neste caso, com a órtese tornozelo-pé rígida (tutor curto articulado, com limitação de dorsiflexão/flexão plantar) e o calçado de uso frequente.

Figura 3: Exemplo do tipo de bandagem funcional utilizado em que o objetivo principal era manter o pé com tensão em eversão



Fonte: BEAM, 2006

Os dados cinemáticos foram processados usando o software *Visual3D* (C - Motion Inc, Estados Unidos). O ciclo da marcha foi definido a partir do contato inicial do pé até o próximo contato inicial desse mesmo pé. Foram selecionados em torno de 10 ciclos de marcha, onde apenas passos regulares e estáveis (i.e. em linha reta, sem mudanças de velocidade) foram usados para análise. No programa Visual 3D, os eventos do ciclo da marcha foram definidos visualmente pela trajetória dos marcadores do calcâneo e do marcador colocado na base do 1º metatarso. Os ângulos articulares foram calculados usando-se a sequência de Cardan, que pode ser definida como a orientação do sistema de coordenadas de um segmento relativo ao sistema de coordenadas do segmento de referência. Para a normalização dos

ângulos, o software calculou a orientação relativa do segmento e do segmento de referência em relação à posição de referência (coleta ortostática) e aplicou essa orientação relativa dos dois segmentos nas coletas dinâmicas. As trajetórias dos marcadores com lacunas inferior a 10 frames foram interpoladas, depois esses dados foram filtrados com um filtro passa baixa (Butterworth) de quarta ordem, com a frequência de corte de 6HZ antes do início do processamento dos dados.

Os segmentos reconstruídos foram: pelve, coxa, perna e pé. Foi realizada análise visual dos gráficos de cada uma dessas articulações e segmentos, com o intuito de verificar alterações do padrão de marcha e comparar com dados normativos descritos pela literatura (NEUMANN, 2009; PERRY, 1992, VAN DER LINDEN *et al.*, 2002).

2.4 Eletromiografia

Em busca de informações sobre o curso de atividade dos músculos ao longo do tempo, foram extraídos dos músculos glúteo médio, tibial anterior, fibular longo e sóleus (FIGURA 1) dados eletromiográficos por meio de um eletromiógrafo Noraxon (*Noraxon USA Inc, Scottsdale, Arizona, EUA*) utilizando eletrodos de superfície (Kadaba, 1985). Os eletrodos foram posicionados na direção das fibras musculares (separados em torno de 2 cm) na pele limpa com álcool a 70%. No glúteo médio, os eletrodos foram posicionados a 50% da distância entre a crista ilíaca e trocanter maior do fêmur. No Tibial anterior, os eletrodos foram posicionados 1/3 superior da distância entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial. No Fibular Longo, os eletrodos foram posicionados a 25% superior da distância da cabeça da fíbula e do maléolo lateral. E, finalmente o Sóleus, os eletrodos foram posicionados no inferior da distância entre o côndilo medial do fêmur e o maléolo medial (SENIAM, 2020). Os dados foram coletados em um mínimo de três tentativas de caminhada na condição descalça em velocidade auto-selecionada. A participante deambulava de maneira independentemente por uma passarela em que realizava em torno de 10 passadas. Os dados EMG de cada membro foram amostrados em 1500 Hz, filtrados com passa banda (Butterworth de 4a ordem) de 30 a 500 Hz. Os dados eletromiográficos foram normalizados pela contração voluntária máxima do sujeito (Halaki *et al.*, 2012, Besomi *et al.*, 2020). Os sinais eletromiográficos foram retificados e suavizados (filtro passa baixa, 4a ordem, com frequência de 3 Hz). Para

este estudo foram priorizados os dados do meio da coleta de cada tentativa de caminhada com o intuito de evitar períodos de aceleração e desaceleração durante o início e o final de cada tentativa.

3 RESULTADOS

3.1 Resultados da análise do movimento da marcha

3.1.1 Resultados dos testes clínicos

Há diferença de comprimento de membros inferiores sendo o membro inferior direito 1 centímetro maior que esquerdo. A criança apresentou maior força muscular em todos os músculos avaliados do lado direito, com exceção do quadríceps, com relação aos eversores a criança não apresentou força no lado esquerdo.

Tabela 1: Tabela com os valores de força dos músculos avaliados.

Musculo	Lado	Média	Desvio padrão
Tibial anterior	Direito	104,67	1,15
	Esquerdo	68,67	2,31
Gluteo máximo	Direito	109,33	1,55
	Esquerdo	94	3,46
Flexores de joelho	Direito	108,67	2,31
	Esquerdo	87,33	3,05
Sóleo	Direito	162,67	6,43
	Esquerdo	125,33	11,01
Rotadores laterais de quadril	Direito	79,33	8,08
	Esquerdo	77,33	11,01
Gastrocnêmio	Direito	216,67	15,27
	Esquerdo	118	4
Abdutores	Direito	94	12,16

	Esquerdo	61,33	2,31
Eversores de tornozelo	Direito	65,33	4,16
	Esquerdo	-2	0
Quadríceps	Direito	170	2
	Esquerdo	203,33	5,77

Fonte: Elaboração própria

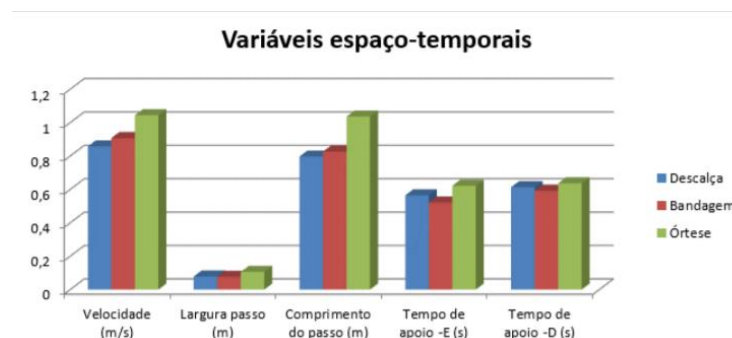
3.1.2 Análise observacional da marcha

Foi observado que existe uma alteração do padrão de movimento da criança, mais acentuado à esquerda. A criança realiza o contato inicial da marcha à esquerda com a borda lateral do pé, devido à inversão de tornozelo que ela apresenta nesta fase.

3.1.3 Análise tridimensional da marcha

Na condição com bandagem, a criança desenvolveu maior velocidade e maior comprimento do passo. O uso da órtese tornozelo-pé rígida produziu um aumento em todas as variáveis espaço temporais, este aumento foi mais evidente na velocidade e no comprimento do passo (GRÁFICO 1).

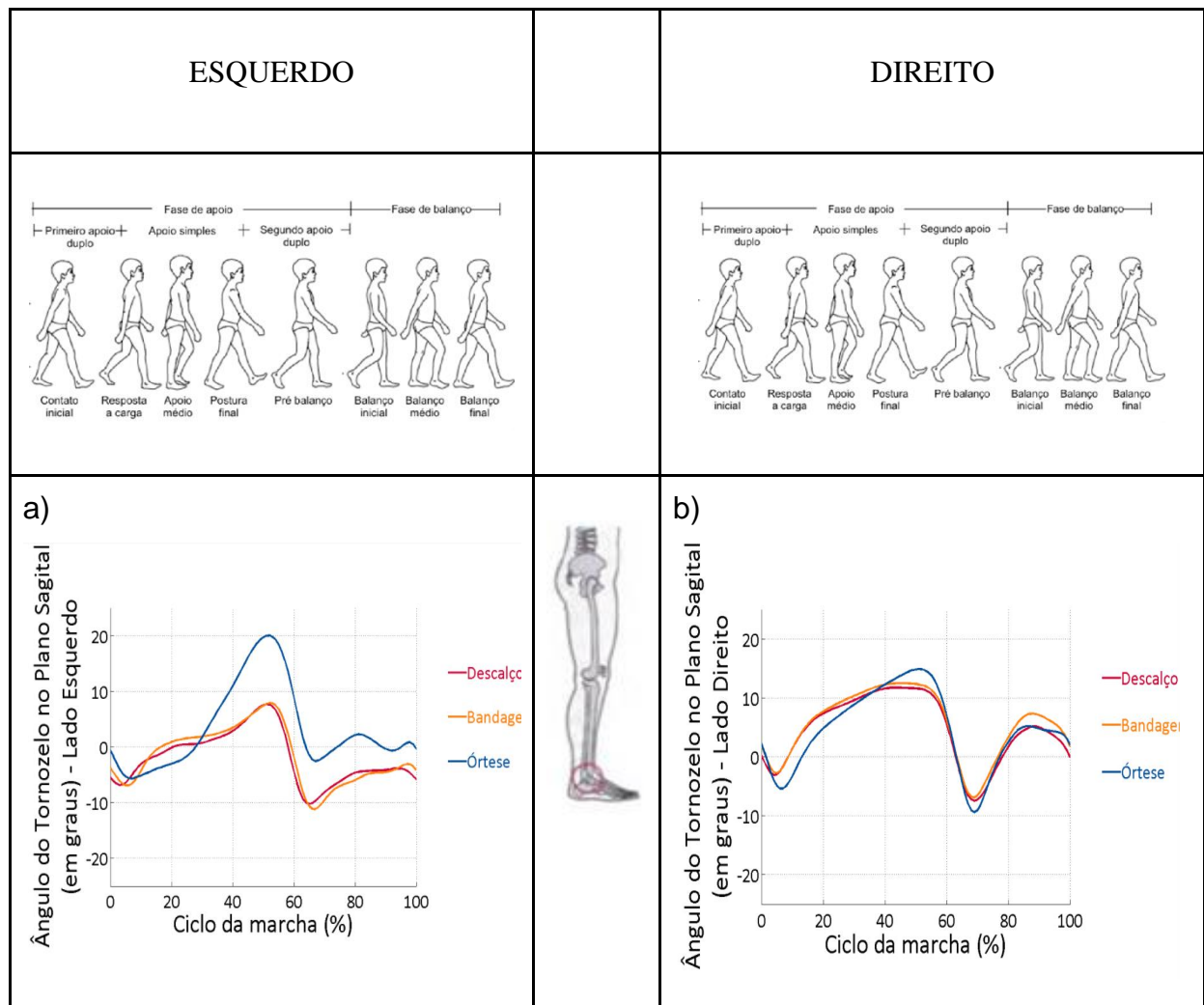
Gráfico 1: Gráfico das principais variáveis espaço temporais durante o ciclo de marcha.



Fonte: Elaboração própria

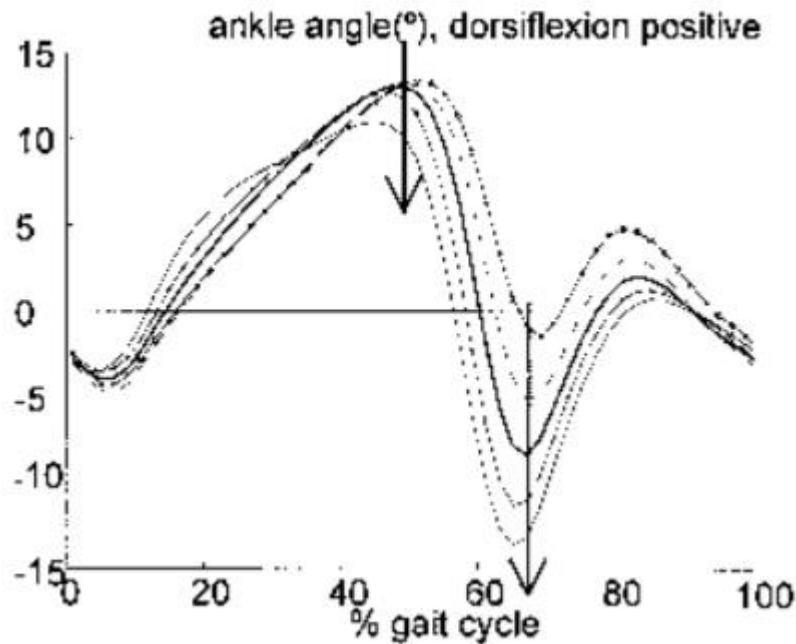
Na Figura 4 é possível observar o deslocamento angular do tornozelo no plano sagital nas três condições avaliadas (Descalça- D, Bandagem -B, Órtese tornozelo-pé rígida -O). Na figura, cada gráfico, o eixo vertical indica os valores angulares em graus e o eixo horizontal representa a porcentagem do ciclo de marcha (0-100%). A linha vertical pontilhada representa a retirada do pé do solo. Valores positivos indicam dorsiflexão e valores negativos flexão plantar. É possível observar que o pico de dorsiflexão do lado esquerdo, com o uso da órtese tornozelo-pé rígida, apresenta um valor maior que do lado direito e da literatura (VAN DER LINDEM, 2002), além disso, observa-se também que devido a limitação que a órtese tornozelo-pé rígida oferece ao movimento de flexão plantar, acontece a redução desse movimento na fase de impulso durante a marcha.

Figura 4: Gráficos do deslocamento angular do tornozelo o plano sagital



Fonte: Elaboração própria

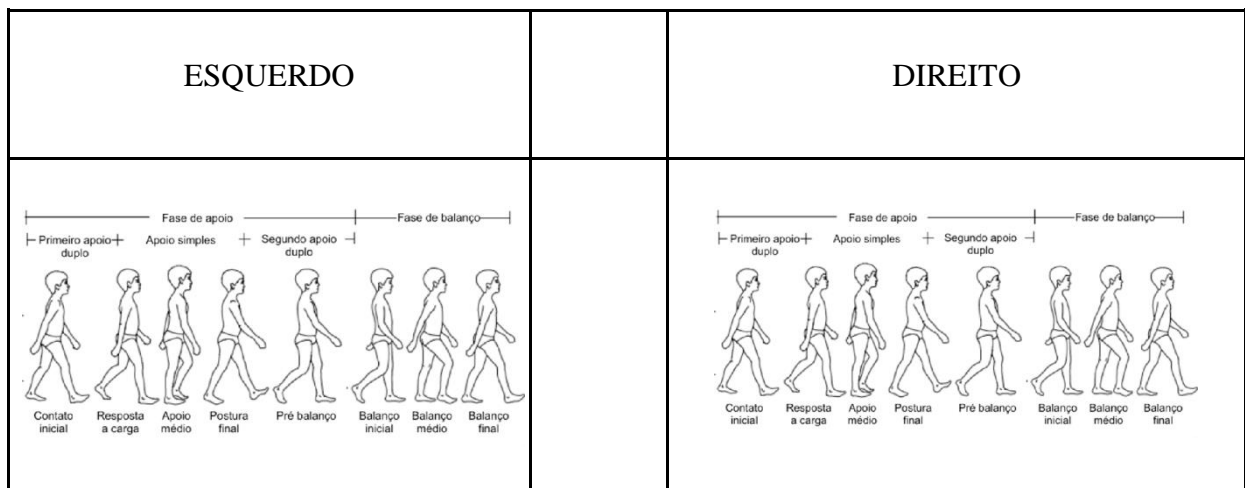
Gráfico 2: Variação angular do tornozelo no plano sagital em crianças típicas (em torno de 9 anos de idade)

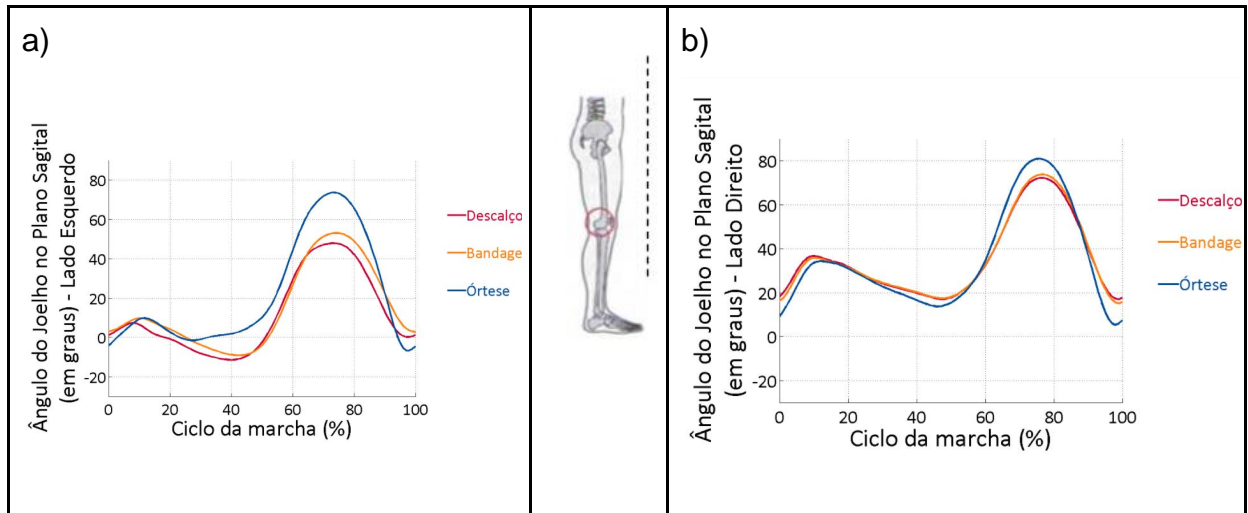


Fonte: VAN DER LINDEM, 2002, p.4

A Figura 5 mostra os deslocamentos angulares do joelho no plano sagital, durante todas as condições avaliadas (Descalça- D, Bandagem -B, Órtese tornozelo-pé rígida -O). Comparado com a literatura (Van Der Lindem, 2002) (GRÁFICO 3), há um pico de extensão do joelho na fase de apoio do lado esquerdo e um aumento de flexão do joelho contralateral e com o uso de órtese tornozelo-pé rígida.

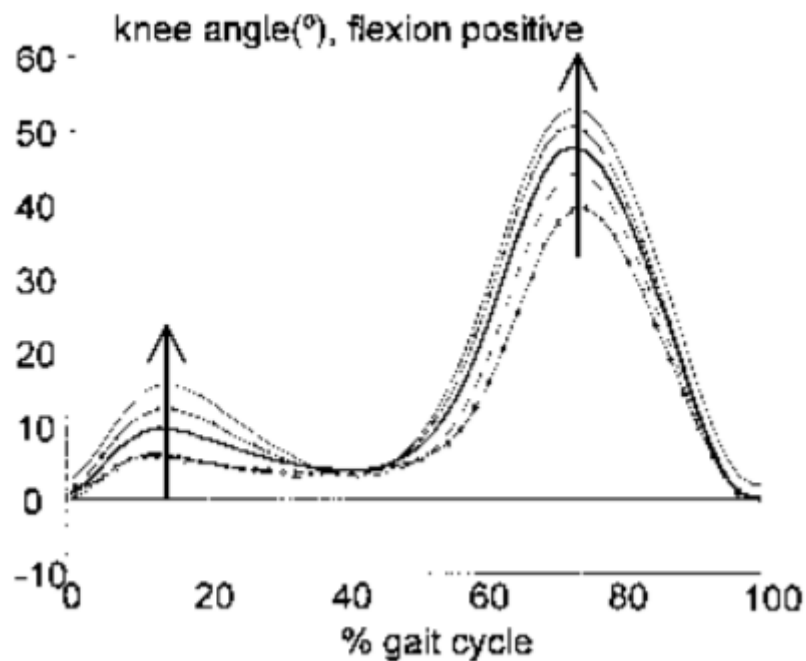
Figura 5: Deslocamentos angulares do joelho no plano sagital





Fonte: Elaboração própria

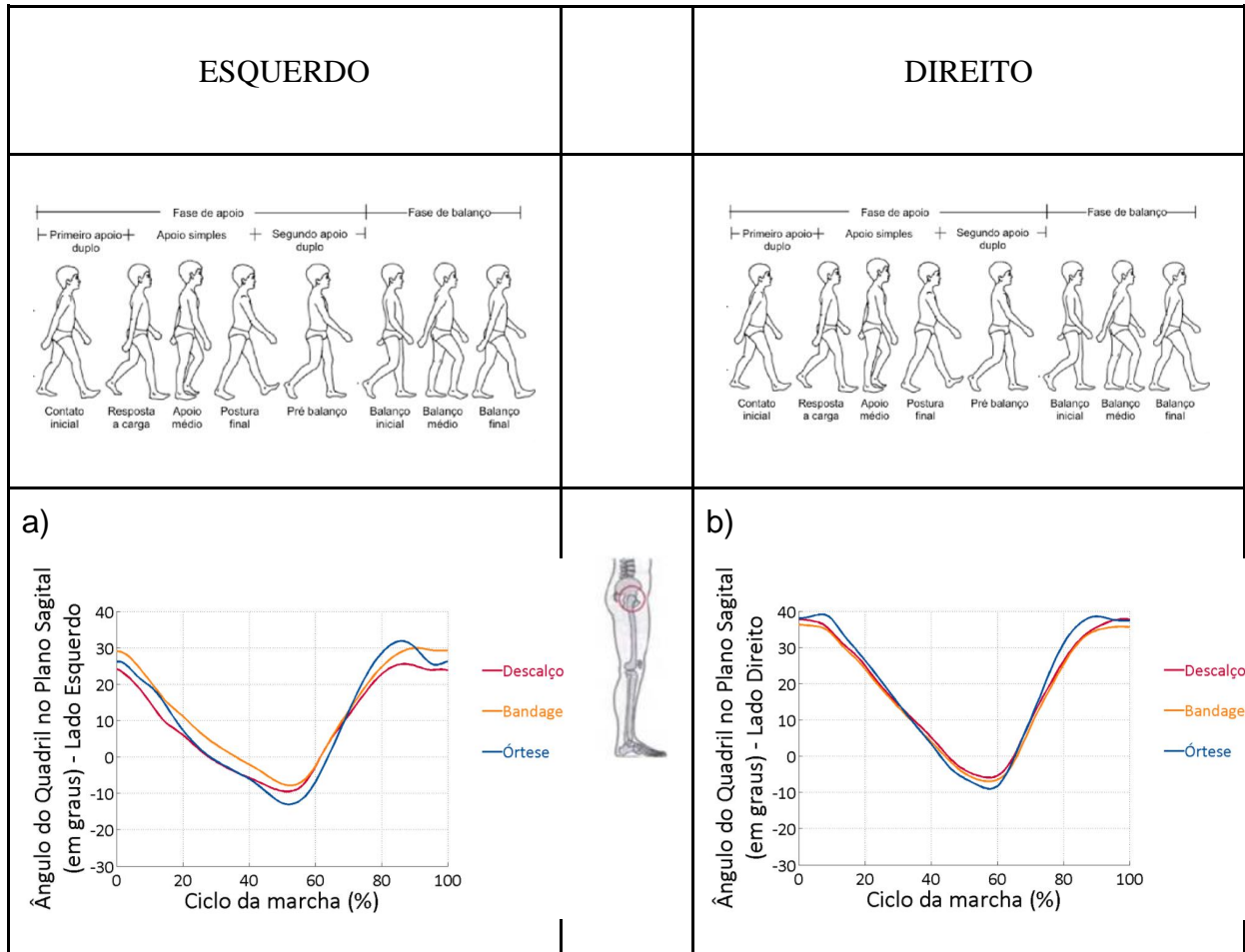
Gráfico 3: Variação angular do joelho em crianças típicas (em torno de 9 anos de idade)



Fonte: VAN DER LINDEM, 2002, p. 4

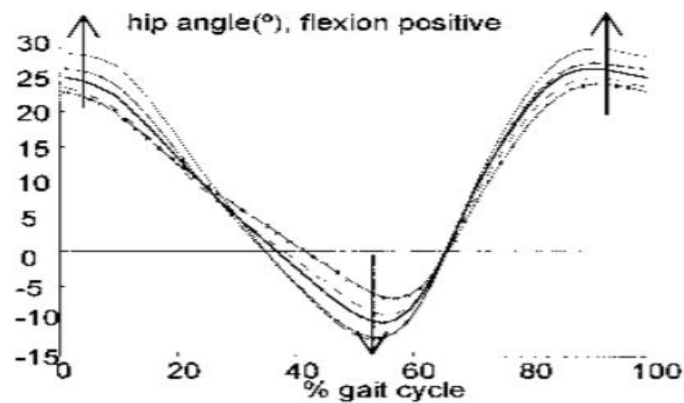
A Figura 6 mostra os deslocamentos angulares do quadril no plano sagital, durante todas as condições avaliadas. Comparado com o lado contralateral e a literatura (VAN DER LINDEM, 2002), o quadril direito apresenta maiores valores de flexão.

Figura 6: Deslocamentos angulares do quadril no plano sagital



Fonte: Elaboração própria

Gráfico Y: Variação angular do quadril em crianças típicas (em torno de 9 anos de idade)

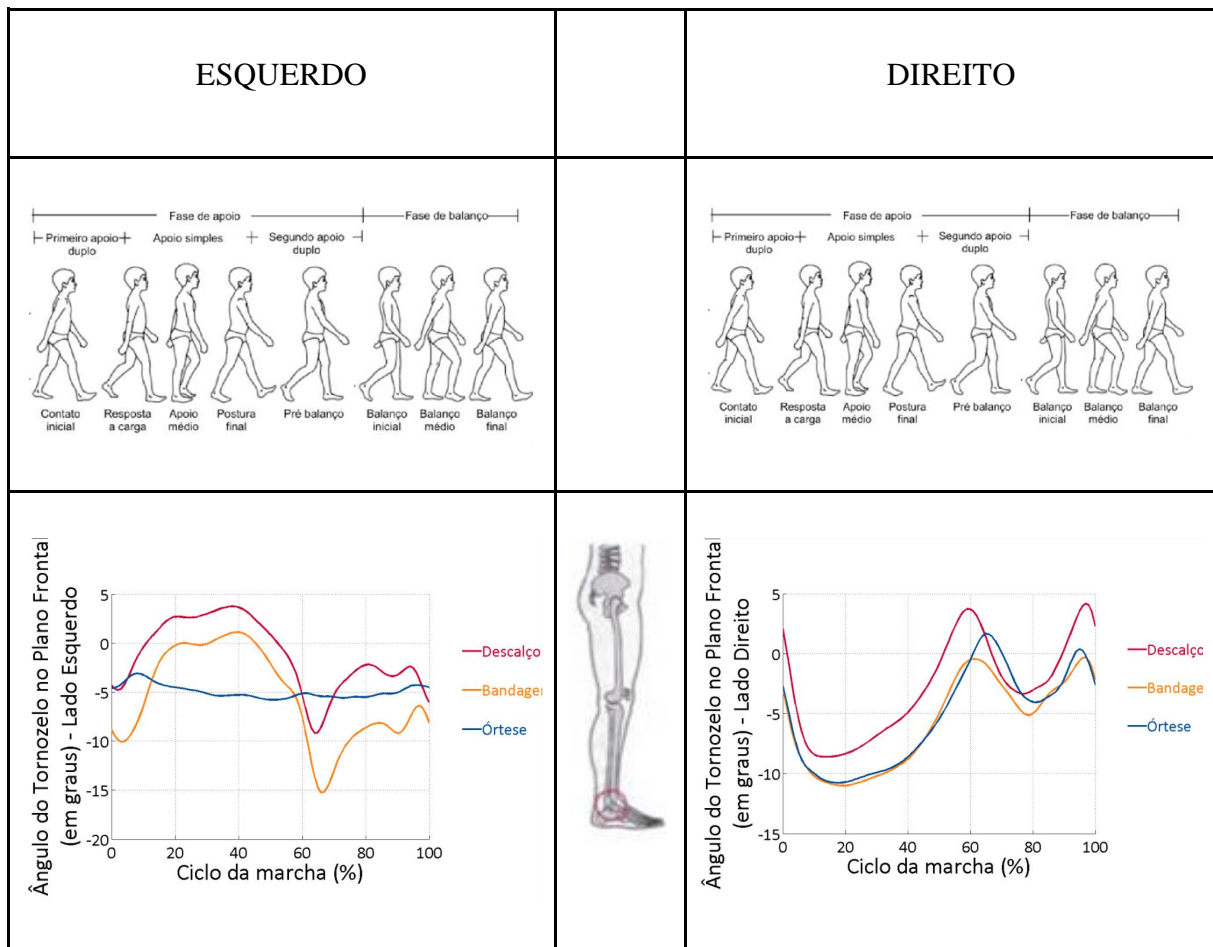


Fonte: VAN DER LINDEM, 2002. p.3

De forma geral, os resultados no plano sagital mostram que as maiores alterações estão na região distal do membro inferior acometido.

No plano frontal, o contato inicial do membro inferior esquerdo se dá com o pé evertido (maior na condição bandagem) e seguido de inversão em quase toda a fase de apoio e ausência do pico de inversão no final da fase de apoio. O uso da órtese tornozelo-pé rígida não permite movimentação do tornozelo nesse plano. (FIGURA 7).

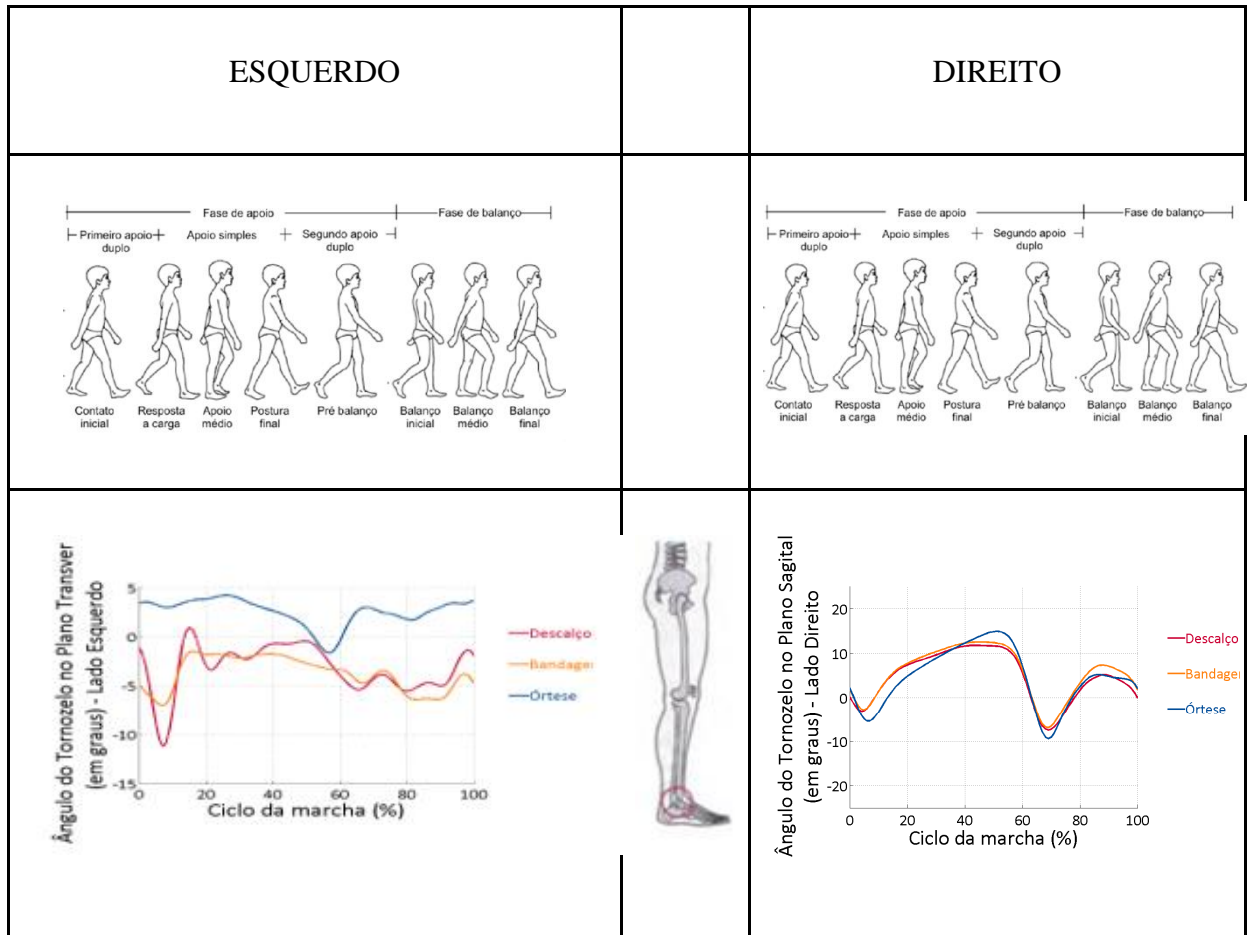
Figura 7: Deslocamentos angulares do tornozelo no plano frontal



Fonte: Elaboração própria

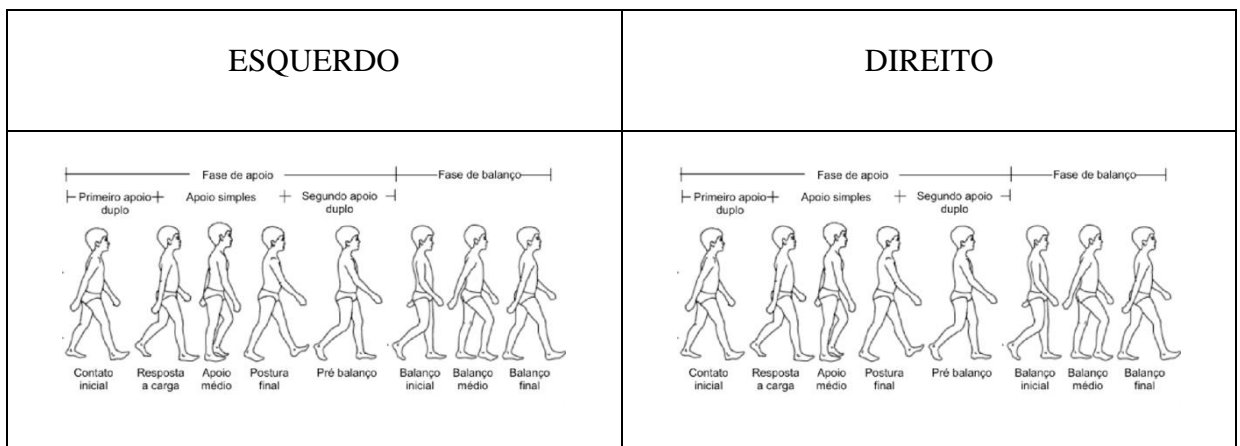
No plano transversal, também há limitação de movimentos causados pelo uso da órtese tornozelo-pé rígida, além disso o tornozelo esquerdo não apresenta rotação interna necessária para a impulsão (FIGURA 8).

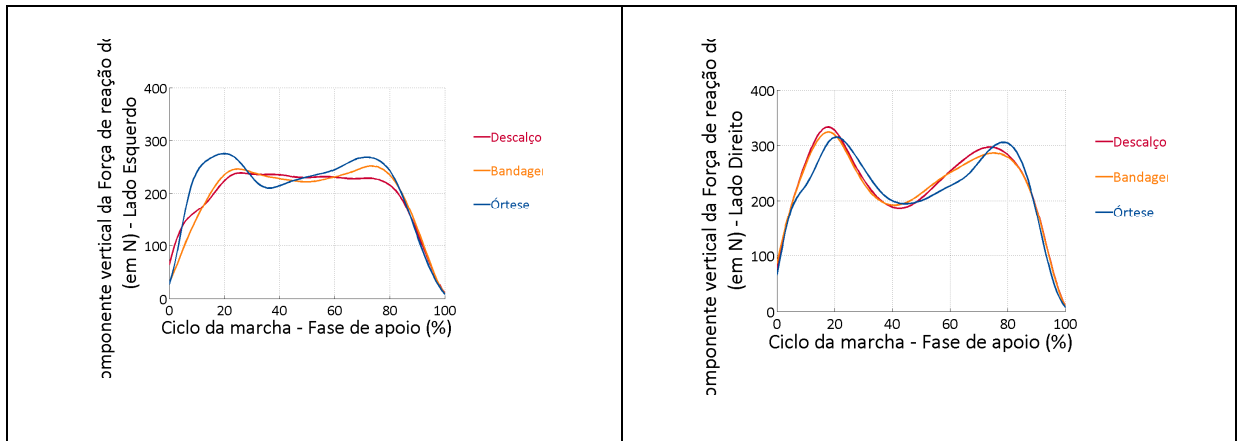
Figura 8: Deslocamentos angulares do tornozelo no plano transverso



Fonte: Elaboração própria

Figura 9: Forças de reação do solo durante a marcha





Fonte: Elaboração própria

A força de reação do solo mostra que o lado esquerdo não apresenta os picos correspondentes aos 10% e aos 80% da fase de apoio da marcha. O uso da órtese tornozelo-pé rígida do lado esquerdo favorece esses picos e o uso da bandagem permite um pico em torno de 80% próximo ao impulso.

3.1.4 Resultados eletromiográficos

Na eletromiografia, foi identificada uma maior atividade de todos os músculos (Tibial Anterior, Sóleus e Fibular Longo) do lado esquerdo. De acordo com a eletromiografia existe alteração no padrão de ativação muscular na fase de apoio da marcha do Tibial Anterior e Fibular Longo no membro inferior direito (NEUMANN, 2009 e SABUT *et al.*, 2010). No membro inferior esquerdo o pico de ativação do Tibial anterior está precoce. O Fibular longo esquerdo apresenta atividade muscular intermitente e reduzida em relação ao lado direito. Apesar de algumas diferenças no padrão de ativação muscular, todos os músculos estudados apresentaram potencial de ativação, indicando a preservação da ativação destes músculos (FIGURA 9).

Figura 9: Atividade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores de um ciclo representativo.

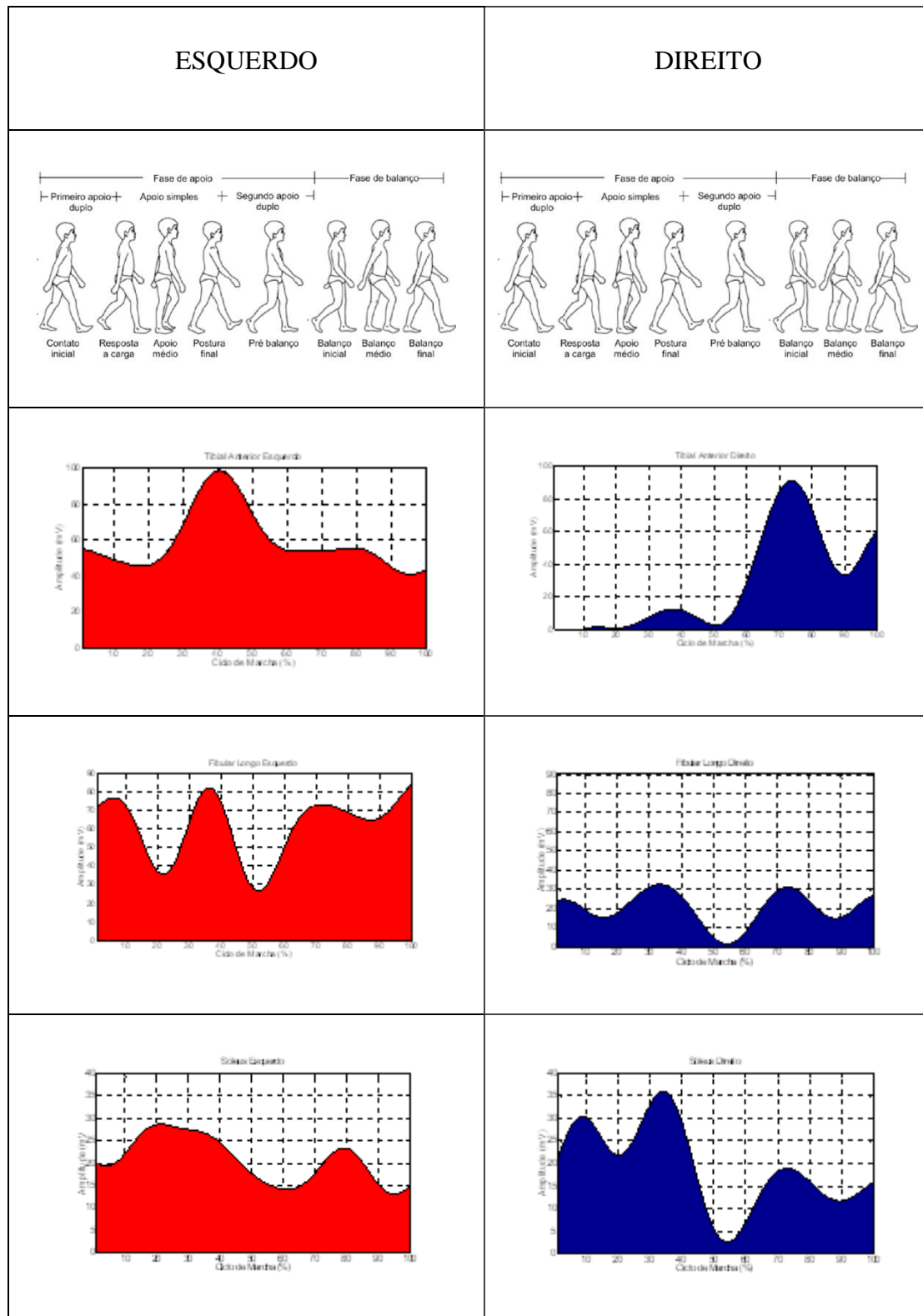
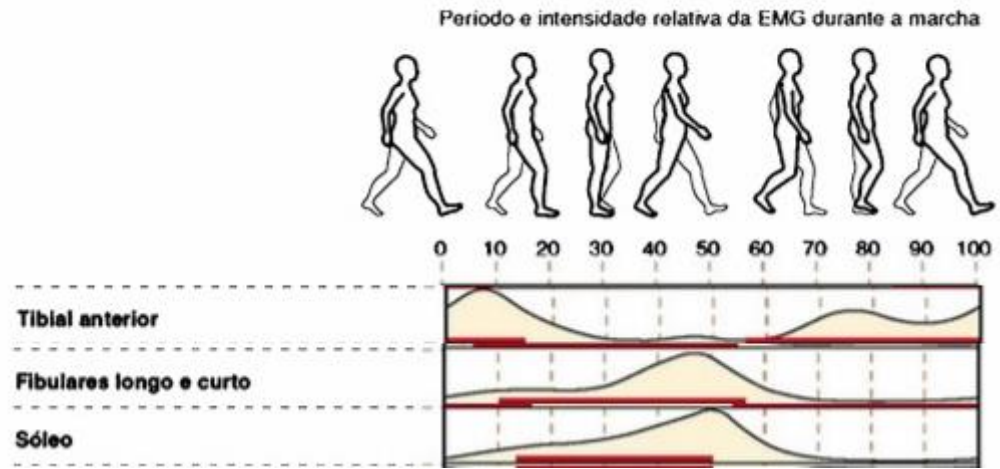


Figura 10: Dados normativos da eletromiografia dos músculos tibial anterior, fibulares longo e curto e sóleo. Fonte: Cinesiologia do Aparelho Músculo Esquelético



Fonte: NEUMANN, 2009

4 DISCUSSÃO

Esse estudo observou a importância da análise tridimensional do movimento como instrumento de avaliação das sequelas provenientes da mielite transversa em uma criança de 6 anos, considerando o fato de que as sequelas neurológicas da mielite transversa são variáveis, o prognóstico a longo prazo depende de vários fatores (SÁ *et al.*, 2009) e é importante que os profissionais da saúde tenham acesso a uma ferramenta que possibilite uma investigação que ofereça uma maior riqueza de detalhes dessas sequelas. Dessa forma é necessário considerar que uma investigação da biomecânica dessas sequelas oferece ao paciente a possibilidade de um tratamento mais adequado para o seu comprometimento. A análise tridimensional do movimento pode ser um auxiliar na tomada de decisão clínica. DeLucca *et al.* (1997) realizaram um estudo o qual mostrou que a adição de dados de análise da marcha resultou em mudanças nas recomendações cirurgias em 52% dos pacientes com Paralisia cerebral, com redução associada no custo da cirurgia. Enquanto isso Cook (2003), relata que houve uma mudança no planejamento cirúrgico em 40% dos casos também de paralisia cerebral que passaram por uma avaliação tridimensional da marcha reduzindo a quantidade de pacientes que seriam submetidos a cirurgia em 9,8%. No presente estudo, verificou-se por meio da eletromiografia que a criança apresenta uma maior atividade de todos os músculos (Tibial anterior, sóleus e fibular longo) do lado esquerdo (comprometido), demonstrando que embora a ativação aparente ser insuficiente para controlar as demandas impostas pela tarefa ainda existe potencial de recrutamento, diferentemente do que havia sido levantado como hipótese que justificasse um procedimento cirúrgico. As alterações que foram identificadas na marcha da criança podem ter como uma possível justificativa a desvantagem mecânica muscular, uma vez que considerando a relação comprimento-tensão como uma relação direta entre o comprimento do músculo e a tensão que ele é capaz de desenvolver, o aumento do comprimento muscular causado pelo desalinhamento ósseo fez com que esses músculos deixassem de apresentar o posicionamento adequado para que os filamentos de actina e miosina formassem um número eficiente de pontes cruzadas durante o recrutamento muscular (NORKIN; LEVAGIE, 2001). Porém as grandes alterações cinemáticas observadas não podem ser explicadas exclusivamente pela alteração na capacidade de ativação muscular.

É necessário considerar que a avaliação tridimensional do movimento deve ocorrer o quanto antes em casos de diagnósticos de MTA, uma vez que adaptações teciduais podem ocorrer com o passar do tempo gerando assim uma maior dificuldade para o tratamento de possíveis sequelas da doença.

5 CONCLUSÃO

Conclui-se, que a análise tridimensional da marcha contribuiu de forma importante a equipe de Fisioterapia juntamente com a equipe médica no melhor entendimento do caso de sequelas da mielite transversa no movimento.

Este estudo tem como limitação a escassez de literatura relacionada tomada de decisão na MTA em crianças, uma vez que não foi possível ter parâmetros ou fazer comparações dos resultados obtidos nesse estudo, desta forma fica claro a necessidade da realização de novos estudos que abordem a avaliação tridimensional da marcha posterior a diagnóstico clínico de mielite transversa aguda tanto a curto quanto a longo prazo. Além disso também é necessário considerar a escassez da literatura sobre tomada de decisão clínica baseada na análise de movimento que não seja na paralisia cerebral.

REFERÊNCIAS

1. MANRIQUE, G.G.; GUTIÉRREZ, S.Y.; BOBADILLA, E.J. Associated transverse myelitis herpes virus type -1. **Acta neurol. colomb** , v.29, n.3, p.198-202, jul.-sep. 2013.
2. PITTOCK, S.J.; LUCCHINETTI, C.F. Inflammatory transverse myelitis: evolving concepts. **Curr Opin Neurol** v.19, p.362. 8, 2006.
3. MONTEIRO, T.C.; ESPERANÇA P.; BAPTISTA, I.; MEDEIROS, L.; CANDIDO, J. Mielite Tranversa. **ACTA MÉDICA PORTUGUESA**, v.8, p.691-694, 1995.
4. HUNG, K.L.; CHEN, W.C.; HUANG, C.S.; Diagnostic value of cerebrospinal fluid immunoglobulin G (IgG) in pediatric neurological diseases. **J Formos Med Assoc**, v.90, p.1055-1059.1991
5. LIPTON, H.L.; TEASDALL, R.D.; Acute transverse myelopathy in adults. A follow-up study. **Arch Neurol**, v.7,p. 28-252.
6. KUMAR, N.; GROSS J.B.; AHLSSKOG J.E. Copper deficiency myelopathy produces a clinical picture like a subacute combined degeneration. **Neurology** v.63, p.33. 9, 2004.
7. KAHLOON, A.A.; ARIF, H.; BAIG, S.M.; KHAWAJA, M.R.; Characteristics of acute transverse myelitis at Aga Khan University Hospital, Karachi. **J Pak Med Assoc**. v.7, p.57-215, 2007.
8. SCOTT, T.F.; FROHMAN, E.M.; DE SEZE, J.; et al. Evidence-based guideline: clinical evaluation and treatment of transverse myelitis. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. **Neurology**. v.77, n. 27, p. 2128-2134, 2011.
9. BARRAZA, G.S.; GAETE, G.C.; BONANCIC, M.S.; ARAYA, L.C. Mielitis transversa aguda. **Bol Hosp San Juan de Dios**. v.50, n.5, p.269-76, 2003.
10. DUGAN, E.L.; SHILT, J.S.; The Role of Motion Analysis in Surgical Planning for Gait Abnormalities in Cerebral Palsy. **Phys Med Rehabil Clin N Am** v.31, n.1, p.107-115, fev. 2019.
11. HARRIS, G.F.; WERTSCH, J.J.; Procedures for gait analysis. **Arch Phys Med Rehabil** v.25, p.75-216, 1994.
12. GAGE, J.R.; DELUCA, P.A.; RENSHAW, T.S. Gait analysis: principles and applications. Emphasis on its use in cerebral palsy. **J Bone Joint Surg** v.23, p.77-1607,1995.

13. BITTENCOURT, N.F.N.; MEEUWISSE, W.H.; MENDONÇA, L.D.; NETTEL-AGUIRRE, A.; OCARINO, J.M.; FONSECA, S.T. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. **BJSM Online First**, v.21, jul. 2016.
14. FONSECA, S.T.; SOUZA, T.R.; VERHAGEN, E.; EMMERIK, R.V.; BITTENCOURT, N.F.N.; MENDONÇA, L.D.M.; ANDRADE, A.G.P.; RESENTE, R.A.; OCARINO, J.M. **Sports Injury Forecasting and Complexity: a synergetic approach**. Springer Nature Switzerland AG, 2020.
15. BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. **Gait & Posture** v.26, p. 331-342, 2007.
16. MURRAY, M.P.; GORE, D.R.; LANEY, W.H.; GARDNER, G.M.; MOLLINGER, L.A. Kinesiologic measurements of functional performance before and after double compartment Marmor knee arthroplasty. **Clin Orthop Rel Res** v.42, n.4, p. 505-514, ago. 2007.
17. GAGE, J.R.; OUNPUU, S. Gait analysis in clinical practice. **Semin Orthop** v.4, n.2, p. 72-87, 1989.
18. EASTLACK, M.E.; ARVIDSON, J.; SNYDER-MACKLER, L.; DANOFF, J.V.; MCGARVEY, C.L.; Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. **Phys Ther** v.71, n.6, p.465-72, 1991.
19. KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V. Repeatability of kinematic,kinetic, and EMG data in normal adult gait. **J OrthopRes** v.7, p.849-60, 1989.
20. CARPENTENER, C.; BASS, A. The Value of Gait Analysis in Decision Making About Surgical Treatment of Cerebral Palsy. **Paediatric Orthopaedics** p.361-367, 25 nov. 2016.
21. DAVIS, R.B.; ÖUNPUU, S.; TYBURSKI, D.; GAGE, J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science** v.10, p. 575-587, 5 out. 1991.
22. ÖUNPUU, S.; DAVIS, R.B.; DELUCA, P.A. Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. **Gait Jr Posture** v.4, p. 62-78, 1996.
23. BELL, K.J.; OUNPUU, S.; DELUCA, P.A.; ROMNESS, M.J. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. **J Pediatr Orthop** v.22, n.5, p.677-82, 2002.
24. MUESKE, N.M.; OUNPUU, S.; DEIDRE, D.R.; HEALY, B.S.; THOMSON, J.; CHOI, P.; WREN, T.A.L. Impact of Gait Analysis on Pathology Identification and Surgical Recommendations in Children with Spina Bifida. **Gait & Posture** v.67, p.128-132, jan. 2019.

25. WREN, Tishya A.L. *et al.* Diferenças na implementação de recomendações de análise de marcha com base na afiliação a um laboratório de marcha. **Marcha e postura**, v. 37, n. 2, p. 206-209, 2013.
26. MARQUES, A.A. **Manual de Goniometria**. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora Manole, 2003.
27. SOUZA, L.A.C.; MARTINS, J.C.; MOURA, J.B.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; DE PAULA, F.V.R.; FARIA, D.C.M. Assessment of muscular strength with the modified sphygmomanometer test: what is the best method and source of outcome values?. **Braz J Phys Ther** v.18, n.2, pag.191-200, mar. 2014.
28. KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Muscles Testing and Function**. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
29. WILSON, A.J. & RAMSBY, G.R.: Skeletal measurements using a flying spot digital imaging. **AJR** v.149, p.339-343, 1987.
30. CAEL, C. **Anatomia Palpatória e Funcional**. Rio de Janeiro: Manole, 2013.
31. JUNQUEIRA, L. **Anatomia palpatória: pelve e membros inferiores**. Guanabara Koogan, 2002.
32. BEAM, J.W. **Orthopedic Taping, Wrapping, Bracing, & Padding**. F.A. Davis, 2017.
33. NEUMANN D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético**. 2 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2011.
34. PERRY, J.; DAVIDS, J.R. Gait analysis: normal and pathological function. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.12, n.6, p. 815, 2001.
35. VAN DER LINDEN, M.; KER, A.M.; HAZLEWOOD, M.E.; HILMAN, S.J.; ROBB, J.E. Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. **J Pediatr Orthop** v.22, n.6, p.800-6, nov-dec 2002.
36. KADABA, M.P.; WOOTTEN, M.E.; GAINEY, J.; COCIBRAN, G.V.B. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. **J Orthop Res** v.3, p.330-359,1985.
37. SENSOR LOCATIONS. Seniam, 2020. Disponível em: http://seniam.org/sensor_location.htm. Acesso em: 21 Out. 2020.
38. HALAKI, M.; GINN, K. **Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?**. 2012.
39. BESOMI, M. *et al.* Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Electrode selection matrix. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v.48, p.128-144, out. 2020.

40. SABUT, S. Restoration of gait and motor recovery by functional electrical stimulation therapy in persons with stroke. **Disability and rehabilitation** v. 32, n.19, p. 1594-603, 2010.
41. SÁ, M.J. Acute transverse myelitis: A practical reappraisal. **Autoimmunity Reviews** v.9, p.128-131, 2009.
42. DELUCA, P.A.; DAVIS, R.B.; OUNPUU, S. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. **J Pediatr Orthop** v.17, p.608-14, 1997.
43. COOK, R.E. Gait Analysis alters decision-making in Cerebral Palsy. **J Pediatr Orthop**, v.23, n.3, 2003.
44. NORRIN, Cynthia C.; LEVANGIE, Pamela K. **Articulações: estrutura e função**: uma abordagem prática e abrangente. 2 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.