**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

MARIANA ANGÉLICA DE SOUZA

**Efeito do uso da *ankle-foot orthosis* na biomecânica da marcha de pacientes com
Distrofia muscular de Duchenne**

Ribeirão Preto

2014

MARIANA ANGÉLICA DE SOUZA

**Efeito do uso da *ankle-foot orthosis* na biomecânica da marcha de pacientes com
Distrofia muscular de Duchenne**

Versão corrigida

Dissertação apresentada ao Programa de pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Fisioterapia

Orientador: Prof^ª Dr^ª Ana Claudia Mattiello-Sverzut

Ribeirão Preto

2014

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Souza, Mariana Angélica de

Efeito do uso da *ankle-foot orthosis* a biomecânica da marcha de pacientes com Distrofia muscular de Duchenne. Ribeirão Preto, 2014.

104 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Fisioterapia.

Orientador: Mattiello-Sverzut, Ana Cláudia.

1. Órtese. 2. Marcha. 3. Distrofia Muscular de Duchenne

FOLHA DE APROVAÇÃO

SOUZA, Mariana Angélica de. Efeito do uso da *ankle-foot orthosis* na biomecânica da marcha de pacientes com Distrofia muscular de Duchenne

Dissertação apresentada ao Programa de pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Fisioterapia

Aprovada (o) em: ____ / ____ / ____

Banca examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

À minha família. "Você se fez presente em todos os momentos firmes e trêmulos. E, passo a passo, pude sentir a sua mão na minha, transmitindo-me a segurança necessária para enfrentar meu caminho e seguir..."

Agradecimentos

À Deus, pela oportunidade e pela perseverança principalmente nos momentos em que desistir parecia inevitável.

Aos meus pais, Fabiano e Dirce, que se doaram por inteiro e, muitas vezes, renunciaram seus sonhos para que eu pudesse realizar os meus.

Ao meu irmão Fábio, pela compreensão e pelas inúmeras vezes que deixou de ouvir suas músicas para eu conseguisse escrever este trabalho.

À bisá “Vó” Gertrudes (*in memorian*) pelos conselhos e exemplo de vida...

Aos meus afilhados, filhos do coração, Camile, Lorena e Juninho por alegrarem meus dias e renovarem minhas energias com a alegria e inocência das crianças.

À toda minha família pelas orações, apoio e incentivo.

À minha orientadora Profª Drª Ana Claudia Mattiello-Sverzut pela confiança no meu trabalho e pelos ensinamentos nessa jornada.

À professora Cyntia Rogean pela dedicação, pelos ensinamentos e pelo apoio.

Às amigas de Laboratório, Marisa, Camila, Emanuela, pela amizade e pelo companheirismo, pelas conversas, trocas de angústias e experiências.

Às alunas de iniciação científica Ananda, Gabriela, Vanessa, Beatriz e Lígia por possibilitarem um aprendizado complementar na minha formação. Em especial à Ananda pelo apoio e por ter sido tão presente na reta final deste trabalho.

À todos os demais integrantes do nosso Laboratório por se fazerem presentes na execução deste trabalho.

Às fisioterapeutas Livia Zampieri e Larissa Okama pelos bons momentos de aprendizagem no Ambulatório de Miopatias Infantis e por compartilharem comigo os momentos de ansiedade, principalmente na etapa final.

À estatística Elisângela, pela colaboração na concretização deste trabalho.

À Equipe da Oficina Ortopédica do CER, representados pelo fisioterapeuta Robson, pelo acolhimento e ensinamentos.

À Equipe do Laboratório de Análise do movimento representada pela Dra. Carla Caldas. Ao Fisioterapeuta Rogério Liporaci e ao Engenheiro Fernando Vieira, pela ajuda na coleta dos dados.

Ao curso de Nutrição e Metabolismo da FMRP-USP e à Tânia, pelo empréstimo do equipamento da bioimpedância elétrica,

À todos os amigos, próximos e distantes, que torceram e compartilharam bons e maus momentos...

Às amigas Camila Simieli e Fernanda Rodrigues pelos anos de amizade e companheirismo, pelos risos e choros compartilhados, pelas conversas, conselhos, apoio e incentivo.

Às amigas Daiane Pegorin, Eridiana Gallan, Lilian Pavanelo e Josiane Silva, pela amizade, incentivo e pela compreensão principalmente naqueles finais de semana que precisei deixar as festas para a concretização deste trabalho.

Às amigas Bianca Kiki, Mariana Lopes, Sarina Torres pela amizade, torcida e incentivo, mesmo que à distância.

À amiga e mestranda Marília Zanin por trilhar estes mesmos caminhos compartilhando as expectativas, inseguranças, fraquezas e sucessos.

À amiga Maria Laura Pucciarelli, pelo incentivo e pelas sugestões na elaboração desta dissertação.

Ao colega Lucas Similei pela ajuda virtual na interpretação dos primeiros dados.

À todos os funcionários do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pelo apoio técnico.

Aos secretários Samuel e Marília pelo apoio acadêmico.

À Fundação de Apoio e Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pela concessão da bolsa de mestrado.

Aos pacientes e seus familiares pela participação no estudo.

Este trabalho é fruto da confiança e do força de cada um de vocês... Obrigada!

"Foi o tempo que dedicaste à tua rosa que a fez tão importante"

O Pequeno Príncipe

RESUMO

Souza, M. A. **Efeito do uso da *ankle-foot orthosis* na biomecânica da marcha de pacientes com Distrofia muscular de Duchenne**. 2014. 104f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do uso noturno ou diurno da *ankle-foot orthosis* (AFO) na biomecânica da marcha de pacientes com DMD. Foram avaliados 20 pacientes deambuladores, do Ambulatório de Miopatias Infantis do CER do HCFMRP-USP, com diagnóstico de distrofia muscular de Duchenne (DMD), com idades entre 4 e 12 anos. Foi realizada a avaliação inicial (Av1) em todos os pacientes e, 7 pacientes foram reavaliados após 6 meses (Av2). Na Av1, os pacientes foram agrupados conforme o uso da órtese: grupo sem órtese (SO; n=7), grupo órtese noturna (ON; n=7), grupo órtese diurna (OD; n=6). Na Av1 e na Av2 foram obtidos dados de massa corporal, altura, composição corporal pela bioimpedância elétrica, escore funcional pela escala medida da função motora, amplitude passiva de movimento articular, força muscular isométrica pelo dinamômetro Handheld e avaliação biomecânica da marcha, na velocidade habitual do paciente. Os pacientes que faziam uso da órtese diurna foram avaliados sem e com órtese, sendo denominados grupos ODs e ODc, respectivamente. Os dados foram analisados de três formas: duas transversais e uma longitudinal. Nas análises transversais, foram realizados dois procedimentos: (i) comparando dados dos grupos SO x ON x ODs; (ii) comparando dados dos grupos SO x ON x ODc. Nestas, foi utilizado o teste ANOVA, considerando um nível de significância de 5%. Na análise longitudinal, foi realizada a análise descritiva comparando os dados obtidos na Av1 e Av2, individualmente para os 7 pacientes reavaliados. Transversalmente, o grupo ODc apresentou maiores picos do ângulo de dorsiflexão e do momento dorsiflexor, menor ângulo de flexão plantar e menor geração de potência de tornozelo ($p<0,05$) que o grupo SO. Porém, ao caminhar sem a AFO (grupo ODs) estes resultados não foram observados ($p>0,05$). Em relação ao grupo ON, o grupo ODc obteve menores picos do ângulo de flexão do quadril, de absorção de potência de quadril, do ângulo de flexão plantar e maior pico do momento dorsiflexor ($p<0,05$), sendo que ao retirar a AFO (ODs) essas diferenças não foram observadas ($p>0,05$). E ainda, o grupo ON obteve maior pico do ângulo de flexão do joelho e menor momento flexor de quadril ($p<0,05$) em relação ao grupo ON. Na comparação dos dados entre os grupos SO e ON, o grupo ON obteve maior pico do ângulo de flexão do joelho e maior absorção de potência de quadril ($p<0,05$). Na análise longitudinal individual foi

observado que os 2 pacientes que iniciaram precocemente e mantiveram o uso noturno da AFO apresentaram na Av2 maior velocidade da marcha, maiores momentos extensor de quadril e flexor plantar e maior geração de potência de tornozelo, contrariamente aos paciente que interromperam o uso (noturno ou diurno) da AFO. Conclui-se que o uso diurno da AFO acarretou alterações positivas na biomecânica da marcha, minimizando compensações típicas da DMD na articulação do tornozelo. O uso noturno da AFO, quando iniciado precocemente, também afetou positivamente a marcha dos pacientes. Assim, sugere-se o início precoce e contínuo do uso diurno e noturno da AFO aos pacientes com DMD.

Palavras-chave: Órtese, marcha, distrofia muscular de Duchenne.

ABSTRACT

Souza, MA. **Effect of use of ankle-foot orthosis on the gait biomechanics of patients with Duchenne muscular dystrophy**. 2014. 104f. Master Dissertation – Ribeirao Preto Medicine School, University of Sao Paulo, Ribeirao Preto, 2014.

The aim of this study was to evaluate the effect of the ankle-foot orthosis (AFO) during nocturnal or daytime usage of the gait biomechanics in patients with Duchenne Muscular Dystrophy (DMD). Twenty ambulant patients from the Myopathies Infant Ambulatory of CER - HCFMRP-USP, were diagnosed with DMD between the ages of 4 and 13 years and were evaluated. The initial evaluation (Ev1) was performed in all patients, and 7 patients were reevaluated after 6 months (Ev2). In Ev1, patients were grouped according to orthosis use: group without orthosis (NoO, n = 7), group with nocturnal orthosis (NiO, n = 7), group with daytime orthosis (DO, n = 6). In Ev1 and Ev2 data were obtained according to the weight, height, body composition (bioelectrical impedance), functional score (Measure scale of motor function), passive joint range of motion, isometric muscle strength (dynamometer Handheld) and biomechanical gait analyses (usual velocity for the patient). Patients who used the daytime orthosis were evaluated with and without bracing, respectively. The data were analyzed in three ways; the first two were cross-sectional and the other one was longitudinal. In the cross-sectional analyzes, an exploratory analysis of the data from each evaluation was performed, and subsequently, the variables were compared between groups, considering the means and standard deviations. ANOVA test was used, and it was considered a significant level of 5%. In the longitudinal analysis, the description of the data obtained in the evaluation 1 compared to the data obtained in the evaluation 2 was individually performed in the 7 patients who were reevaluated. A cross-sectional analysis compared the data between NoO x NiO x DO groups considering the gait analysis data from the DO group without the orthosis (barefoot), being named DOno. The other cross-sectional analysis compared the data between NoO x NiO x DO groups considering the gait analysis data from the DO group with orthosis, being named DOwith. In individual longitudinal analysis, it was observed that patients who had started early and kept the nocturnal usage of AFO which has been already showed, in six months, an increment of gait velocity, hip extensor and plantar flexor moments and also the increment of ankle power generation, which is the opposite of the patient who has discontinued the AFO usage (daytime or nocturnal). In the cross-sectional analyzes it was observed that, compared to the NoO group, the DOwith group had a higher dorsiflexion angle

peak and higher dorsiflexor moment peak ($p<0.05$). However, when they walked without the device these results were not maintained. There was no difference ($p>0.05$) between DOno and NoO groups for the kinematic parameters. And, the DOno group had lower plantar flexor moment maximum peak than the SO group ($p>0.05$). It was concluded that AFO daytime use cause positive changes in gait biomechanics, minimizing typical compensation of DMD in the ankle joint. The night use of AFO, when started early, also positively affected the gait of patients. Thus, it is suggested early prescription of daytime and nocturnal usage of AFO for DMD patients.

Keywords: orthosis, gait, Duchenne muscular dystrophy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Fluxograma de recrutamento dos pacientes.....	38
Figura 2 - Curvas médias dos parâmetros cinemáticos e cinéticos para os grupos sem órtese (linha preta), órtese noturna (linha vermelha), órtese diurna – sem a órtese (linha azul), durante 100% do ciclo da marcha	51
Figura 3 - Curvas médias dos parâmetros cinemáticos e cinéticos para os grupos sem órtese (linha preta), órtese noturna (linha vermelha), órtese diurna – com a órtese (linha azul), durante 100% do ciclo da marcha	54
Figura 4- Detalhamento do uso da órtese antes e durante o período do estudo	57
Figura 5 - <i>Ankle-foot orthosis</i> articulada com tiras removíveis	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Caracterização individual dos pacientes em relação à idade, frequência das sessões de fisioterapia, uso de corticoide, uso da órtese e diagnóstico da doença, na avaliação 1	38
Tabela 2 - Caracterização dos grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna (OD) em relação à dados antropométricos, força muscular, amplitude passiva de movimento articular	47
Tabela 3 - Parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha dos pacientes dos grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna (OD)	49
Tabela 4 - Amplitude passiva de movimento articular e força muscular isométrica nas avaliações 1 e 2, para os sete pacientes reavaliados.....	57
Tabela 5 - Comparação da funcionalidade e parâmetros biomecânicos da marcha dos pacientes reavaliados, nas avaliações 1 e 2.....	58

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	amplitude
ABDIM	Associação Brasileira de Distrofia Muscular
ADM	Amplitude passiva de movimento articular
AFO	<i>ankle-foot orthosis</i>
ANEM	Ambulatório de Doenças Neuromusculares
Ang	ângulo
Av1	avaliação inicial
Av2	avaliação final
CER	Centro de Reabilitação do HCFMRP-USP
D1	dimensão 1
D2	dimensão 2
D3	dimensão 3
DMD	distrofia muscular de Duchenne
HCFMRP-USP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
IMC	índice de massa corporal
JE	joelho em extensão
JF	joelho em flexão
KAFO	<i>Knee-ankle-foot orthosis</i>
M	massa
MFM	Medida da Função Motora
OD	Grupo Órtese diurna
ON	Grupo Órtese Noturna
PMA	pico máximo
PMI	pico mínimo
SO	Grupo Sem Órtese
T10	teste de caminhada dos 10 metros
TC6	teste de caminhada dos 6 minutos

LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
°	graus
cm	centímetros
Kg/m ²	quilograma por metro quadrado
Kg	quilogramas
Kgf	quilograma-força
kHz	quilo hertz
m/s	metros por segundo
m	metros
mA	miliamper
min	minuto
Nm/Kg	newton por quilograma
n°	número
s	segundo
Watts/Kg	watts por quilograma

SUMÁRIO

1. Introdução	19
2. Revisão da literatura	22
2.1 Distrofia muscular de Duchenne	22
2.2 Aspectos funcionais e variáveis antropométricas em pacientes com DMD	23
2.3 Biomecânica da marcha na Distrofia muscular de Duchenne	25
2.4 Prolongamento da marcha e órteses utilizadas no tratamento da DMD	28
3. Objetivos	35
3.1 Geral	35
3.2 Específicos	35
4. Materiais e métodos	37
4.1 Amostra	37
4.2 Procedimentos de avaliação e reavaliação	39
4.3 Análise estatística	44
5. Resultados	47
5.1 Análises transversais do uso noturno e diurno da AFO	47
5.2 Análise longitudinal individual	56
6. Discussão	66
6.1 Análises transversais do uso noturno e diurno da AFO	66
6.2 Análise longitudinal individual	69
6.3 Limitações do estudo	75
7. Conclusão	76
8. Referências	78
9. Anexos	84
10. Apêndice	100

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A distrofia muscular de Duchenne (DMD) é uma doença muscular, de caráter recessivo, causada por uma alteração genética hereditária ligada ao cromossomo X. É determinada pela ausência da proteína distrofina e caracterizada pela perda progressiva da força muscular, cujo padrão é simétrico e a progressão é de proximal para distal acometendo membros inferiores e membros superiores, respectivamente (DOGLIO et al., 2011; HUMBERTCLAUDE et al., 2012).

A progressão da fraqueza muscular favorece os encurtamentos musculares, e consequentemente a essas alterações ocorrem ajustes compensatórios durante a deambulação (ROCCO; MANTOVANI, 2010). A posição do pé em equino durante a marcha diminui a progressão anterior da tíbia acarretando aumento do ângulo de extensão do joelho (DOGLIO et al., 2011). Em pacientes com DMD também pode ser observada diminuição do ângulo de extensão de quadril (THOMAS et al., 2010), que acarreta aumento da inclinação pélvica anterior (PERRY, 2005), favorecendo a acentuação da lordose lombar (DO, 2002; HSU; FURUMASU, 1993). Relacionado a essas alterações cinemáticas, há diminuição da velocidade da marcha e do comprimento do passo e aumento da cadência (GAUDREAULT et al., 2010).

De acordo com Vuillerot et al. (2010), na evolução funcional da DMD é possível observar declínio das funções relacionadas à posição em pé e transferências em três meses de acompanhamento. Entretanto, o prejuízo das funções motora axial e proximal só puderam ser observadas em doze meses de acompanhamento; já neste mesmo período não puderam ser verificadas mudanças na função motora distal (VUILLEROT et al., 2010). A perda progressiva das habilidades motoras, a intensidade dos encurtamentos nos membros inferiores e a ocorrência de escoliose estão bem correlacionadas com a perda da deambulação, que ocorre em média na idade de 9 anos (HUMBERTCLAUDE et al., 2012). Diante do quadro progressivo da DMD, seu tratamento inclui a terapia medicamentosa, com o uso de corticoides, por exemplo; e o manejo dos problemas ortopédicos decorrentes da fraqueza muscular (SUSSMAN, 2002).

A perda da deambulação acarreta um grande impacto na qualidade de vida dos pacientes e é um dos maiores fatores influenciadores de morbidades na DMD. Assim, o objetivo da reabilitação nesses pacientes é possibilitar manutenção da capacidade de marcha, pelo maior tempo possível (VUILLEROT et al., 2010). O prolongamento da deambulação é

vantajoso e necessário uma vez que retarda o avanço dos encurtamentos (SPENCER; VIGNOS, 1962; WILLIAMS et al., 1984), diminui a atrofia por desuso e a osteoporose (SPENCER; VIGNOS, 1962) e previne a rápida progressão da escoliose (RODILLO et al., 1988).

Entre as estratégias de reabilitação utilizadas na tentativa de prevenir/minimizar os encurtamentos e prolongar a deambulação pode-se mencionar as órteses (GARRALDA et al., 2006). Entretanto, para pacientes com DMD, indicações como, tipo de órtese, momento da prescrição, tempo de uso, período do dia para o uso e horas de permanência não estão bem delineadas. Na DMD, os principais tipos de órteses de membros inferiores prescritos são as órteses longas, a *Knee-ankle-foot orthosis* (KAFO) e a *ankle-foot orthosis* (AFO) (FERNANDES et al., 2012).

O uso das órteses longas prolonga o tempo de deambulação por manterem o comprimento dos músculos da panturrilha (WILLIAMS et al., 1984). O uso da KAFO também prolonga o tempo de deambulação por controlar o avanço dos encurtamentos e retardar a progressão da fraqueza muscular (VIGNOS et al., 1983). E, a prescrição precoce da AFO noturna também aumenta a capacidade de marcha por retardar o desenvolvimento de encurtamentos (SCOTT et al., 1981). Diante disso percebe-se que o tempo de deambulação pode ser prolongado pelo uso de órteses, uma vez que estas, independentemente do tipo, podem retardar o avanço dos encurtamentos dos membros inferiores (HYDE et al., 1982).

Em relação a AFO, é recomendado o uso noturno desde a fase inicial da doença, e o uso diurno não é recomendado para deambuladores, pois poderia comprometer a capacidade de marcha (EAGLE, 2002). Apesar dessas diretrizes, ao nosso conhecimento, nenhum estudo foi publicado comparando biomecanicamente a marcha dos pacientes com DMD com e sem órtese. E ainda, é difícil verificar o efeito do uso da órtese devido a diversidade de metodologias utilizadas nos diferentes estudos (BAKKER et al., 2002). Soma-se a isto, o fato de que com a progressão na DMD, a probabilidade do paciente perder a deambulação é de 100%, a menos que a criança venha a falecer antes de se tornar cadeirante. Assim, se fez necessário avaliar se a AFO interfere nos parâmetros espaços temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha destes pacientes.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Distrofia muscular de Duchenne

A distrofia Muscular de Duchenne (DMD) é uma doença genética de caráter recessivo causada por uma alteração no gene Xp21, o qual é responsável pela síntese da proteína distrofina (EMERY, 2002; HOFFMAN; BROWN; KUNKEL, 1987). Esta doença foi descrita pela primeira vez no ano de 1851 pelo médico inglês Meryon, sendo denominada de paralisia muscular pseudo-hipertrofica. No ano de 1884, Erb denominou esta condição patológica de distrofia muscular progressiva, enfatizando que ela é uma doença primária do músculo (SUSSMAN, 2002).

A DMD é considerada a distrofinopatia mais comum, acometendo 1 a cada 3500 nascimentos masculinos (EMERY, 1991). A doença é determinada pela ausência da distrofina, que é a proteína situada no sarcolema, e que, associada à glicoproteínas colabora com a manutenção e integridade das fibras musculares (BELLAYOU et al., 2009). A ausência da proteína distrofina torna as fibras musculares vulneráveis a uma lesão induzida pela contração muscular e assim, ocasiona um ciclo de necrose e reparo, até o tecido muscular ser substituído por tecido fibroso e adiposo (KHARRAZ et al., 2014; VUILLEROT et al., 2014).

O diagnóstico da DMD pode ser estabelecido pelo exame clínico, história familiar, exames laboratoriais, análise do DNA e biópsia muscular. Clinicamente, a DMD caracteriza-se pela perda progressiva da força muscular com progressão de proximal para distal acometendo primeiramente os membros inferiores e posteriormente os membros superiores (HUMBERTCLAUDE et al., 2012). As primeiras manifestações clínicas surgem por volta dos 3 aos 5 anos de idade, neste período são observados os primeiros sinais da pseudo-hipertrofia das panturrilhas, o sinal de Gowers e a postura hiperlordótica (EMERY, 1993). A criança mantém a base alargada e realiza marcha anserina (ROCCO; MANTOVANI, 2010) realizando compensações, na tentativa de manter o equilíbrio, que levam aos encurtamentos musculares. Por volta dos 8 anos há dificuldade para subir escadas, levantar do chão e quedas frequentes ocorrem durante a marcha (EMERY, 1993). A perda da deambulação ocorre por volta dos 9 anos de idade (HUMBERTCLAUDE et al., 2012).

Diante da inexistência da cura para a DMD, o tratamento destes pacientes objetiva retardar a progressão da doença. E, envolve a intervenção medicamentosa, mediante a

prescrição de corticoides (BALABAN et al., 2005; SUSSMAN, 2002) e a intervenção física (reabilitação). A terapia com corticoides diminui a progressão da doença e da perda funcional, por amenizar a progressão da fraqueza muscular. Também melhora a função pulmonar e pode prolongar a deambulação (BALABAN et al., 2005). E, a reabilitação objetiva o manejo das consequências da fraqueza muscular progressiva (SUSSMAN, 2002), como encurtamentos e deformidades, a fim de retardar a perda da deambulação.

2.2 Aspectos funcionais e variáveis antropométricas em pacientes com DMD

De acordo com o estudo de Humbertclaude et al. (2012), a idade de perda da marcha está correlacionada com perda das habilidades motoras, gravidade dos encurtamentos de membros inferiores e o diagnóstico da escoliose. No seu estudo, as crianças que perderam a marcha mais precocemente (média de 7 anos de idade) apresentaram maior frequência de encurtamento de membros inferiores e maior probabilidade de desenvolver escoliose, a qual surge aproximadamente 2 anos antes do paciente perder a marcha. Ainda, a idade da perda da deambulação também se correlaciona com a capacidade vital forçada, sendo que a probabilidade de desenvolver um quadro de insuficiência respiratória moderada ou grave é maior para quem perde mais precocemente a marcha (HUMBERTCLAUDE et al., 2012).

Apesar do quadro clínico dos pacientes com DMD ser bem delineado, a heterogeneidade das manifestações clínicas na doença é grande (HUMBERTCLAUDE et al., 2012; SARRAZIN et al., 2014). Diante dessa grande heterogeneidade e diante do quadro progressivo da DMD, vários estudos objetivam avaliar e acompanhar a progressão da doença. Sarrazin et al (2014), por exemplo, estabeleceram curvas de crescimento para o peso, índice de massa corporal (IMC) e circunferência craniana para pacientes com DMD. E, concluíram que a DMD é associada a baixa altura e sobrepeso já na infância antes do início do tratamento com corticoides, e este quadro é acentuado após o início da terapia com corticoides.

Em relação ao peso e à altura de pacientes com DMD, no estudo de Henricson et al. (2012) não foi observada diferença destas variáveis entre pacientes com DMD e crianças saudáveis. E essa ausência de diferença se manteve durante o acompanhamento do estudo (52 semanas), uma vez que em ambos os grupos houve ganho de peso e altura (HENRICSON et al., 2012). Ainda, Caromano et al. (2010), avaliaram a composição corporal de 68 pacientes,

com idades entre 5 e 20 anos, e verificaram que, na DMD, com o avanço da idade há o acúmulo de massa gorda e perda de massa magra, uma vez que o aumento da massa gorda não refletiu no peso corporal do paciente. Neste sentido, a avaliação da composição corporal, pela técnica da bioimpedância elétrica, é capaz de detectar acúmulo de gordura e acompanhar as alterações no estado nutricional de crianças com DMD, a fim de prevenir a obesidade nestes pacientes (MOK et al., 2006, 2010)

A avaliação da composição corporal também pode ser utilizada para avaliar a eficácia de tratamentos e determinar condutas em relação ao mesmo (VUILLEROT et al., 2014). De acordo com Vuillerot et al. (2014), 2 anos de tratamento com corticoide melhorou a composição corporal, uma vez que permitiu o aumento na massa magra. Ainda, foi observada correlação negativa entre a porcentagem de massa gorda e escore funcional, avaliado pela escala medida da função motora (MFM).

Em comparação com crianças saudáveis, pacientes com DMD apresentam maior porcentagem de massa gorda e menor pico de força de força isométrica (SKALSKY et al., 2009). E, para Stuberg e Metcalf (1988) pacientes com DMD apresentam menores valores de força muscular isométrica que crianças saudáveis para os movimentos de extensão de joelho, flexão de cotovelo, extensão de quadril e abdução de ombro. De acordo com Lerário et al., (2012), os valores de força de flexão de joelho e extensão de cotovelo também são menores em pacientes que em controles. Neste sentido, o dinamômetro hand held é recomendado para a avaliação da força muscular isométrica na prática clínica em crianças (STUBERG; METCALF, 1988), sendo considerado válido e suas medidas reprodutíveis (HÉBERT et al., 2011).

Em pacientes com DMD, a força muscular apresenta alta correlação com medidas funcionais, obtidas pela escola North Star e pelo Teste de caminhada dos 6 minutos (LERARIO et al., 2012) e pela escala MFM (PALHARES; DINIZ; GIANNETTI, 2011). A funcionalidade também é avaliada por testes como teste de caminhada dos 10 metros, corrida, subir degraus, levantar-se do chão, sentar-se sozinho, manter a posição sentada sem apoio, levantar a mão até a cabeça (HUMBERTCLAUDE et al., 2012; MCDONALD et al., 2013). Em relação à capacidade de deambulação, a distância percorrida por pacientes com DMD é menor que em saudáveis, e, longitudinalmente, essa distância diminuiu cerca de 67% em pacientes com DMD e aumenta aproximadamente 64% em crianças saudáveis, no mesmo período de acompanhamento (MCDONALD et al., 2010).

Ainda em relação à avaliação da funcionalidade, a escala MFM é considerada um excelente método para avaliar pacientes com DMD, uma vez que permite mensurar ganhos ou

perdas em cada estágio da doença (BÉRARD et al., 2005; SILVA et al., 2012). Esta escala possui a vantagem de ser aplicável a pacientes deambuladores e não deambuladores e apresentar subdivisões em dimensões que podem ser avaliadas individualmente (PALHARES; DINIZ; GIANNETTI, 2011). Ainda, a versão brasileira da escala apresenta alta confiabilidade intra e inter avaliador e alta reprodutibilidade (IWABE; MIRANDA-PFEILSTICKER; NUCCI, 2008).

De acordo com o estudo de Vuillerot et al. (2010), em 3 meses de acompanhamento já é possível observar diminuição do escore da dimensão 1 da MFM, que avalia atividades relacionadas à posição em pé e transferências. Entretanto, em 12 meses de acompanhamento não foi possível detectar mudanças no escore da dimensão 3 da MFM, que avalia a função motora distal. Ainda, os autores enfatizam a necessidade de estudos que quantifiquem as mudanças funcionais em intervalos de 6 meses, já que em um período de 6 meses é possível observar alterações nos escores da dimensão 1 e no total (PALHARES; DINIZ; GIANNETTI, 2011; VUILLEROT et al., 2010). O declínio funcional observado em pacientes com DMD pode ainda estar inversamente correlacionado com o gasto energético na marcha. A avaliação de três pacientes com DMD mostrou que aqueles que obtiveram maiores escores na MFM, obtiveram menor gasto energético na marcha (SOUZA et al., 2014).

Todas as alterações aqui mencionadas podem acarretar prejuízo na marcha do paciente, contribuindo para a perda da deambulação. Pode ser observado que é grande o interesse em avaliar aspectos funcionais da distrofia muscular de Duchenne. Entretanto, são menos comuns os estudos que objetivaram avaliar a biomecânica da deambulação e o efeito de estratégias de reabilitação sobre a mesma.

2.3 Biomecânica da marcha na distrofia muscular de Duchenne

O quadro de fraqueza muscular progressiva gera o avanço dos encurtamentos e consequentemente, alteração na biomecânica da marcha. Entretanto, nenhum estudo avaliou longitudinalmente as alterações na biomecânica da marcha de pacientes com DMD. Os estudos de análise biomecânica da marcha em DMD geralmente referem-se à comparação da marcha de pacientes com crianças saudáveis (DOGLIO et al., 2011; GAUDREAULT et al., 2010).

Em relação aos parâmetros espaço-temporais, os pacientes com DMD têm maior largura do passo (D'ANGELO et al., 2009), menor velocidade de marcha, menor comprimento de passo e cadência similar às crianças saudáveis (GAUDREAULT; GRAVEL; NADEAU, 2009). A velocidade média usual dos pacientes com DMD é similar à velocidade lenta de crianças saudáveis e, a maior cadência é uma tentativa para preservar a velocidade já que o comprimento do passo diminuiu, sendo este uma consequência da diminuição do ângulo de extensão do quadril na fase de apoio. Ainda, a menor velocidade da marcha em pacientes com DMD não influencia o momento extensor e a geração de potência no quadril (GAUDREAULT et al., 2010).

A alteração da biomecânica do quadril, por sua vez, é consequência da fraqueza muscular e da posição do pé em equino (DOGLIO et al., 2011; THOMAS et al., 2010). Vários autores identificaram uma menor dorsiflexão em pacientes com DMD quando comparados à crianças saudáveis (DOGLIO et al., 2011; GAUDREAULT; GRAVEL; NADEAU, 2009; GAUDREAULT et al., 2010; THOMAS et al., 2010). Para Gaudreault et al. (2009) e Armand et al. (2005), o encurtamento em flexão plantar pode ser útil para a manutenção da marcha em pacientes com DMD. Contrariamente, para Scott et al. (1981) o encurtamento em flexão plantar é considerado uma das causas da perda da deambulação. Cinematicamente, a posição do pé em equino posiciona o vetor de força de reação ao solo anteriormente ao tornozelo e ao joelho e posteriormente ao quadril, o que favorece a presença de momentos flexores nas articulações do tornozelo e quadril (HSU; FURUMASU, 1993). Por sua vez, o momento flexor plantar favorece a marcha de pacientes com DMD por compensar a fraqueza muscular progressiva (GAUDREAULT; GRAVEL; NADEAU, 2009).

Como consequência da diminuição do ângulo de dorsiflexão na marcha, há diminuição da progressão anterior da tíbia, aumento do ângulo de extensão do joelho e aumento do ângulo de flexão do quadril (DOGLIO et al., 2011). Complementarmente, a progressão da doença é caracterizada pela diminuição do ângulo de extensão de quadril (THOMAS et al., 2010). Essa limitação da extensão de quadril causa a anteriorização da pelve (PERRY, 2005), que tem como consequência a acentuação da lordose lombar (HSU; FURUMASU, 1993) causada também pela fraqueza dos músculos extensores de quadril (DO, 2002).

Em uma revisão sobre as mudanças na marcha e na postura de crianças com DMD, Hsu e Furumasu (1993), descrevem três fases da deambulação: inicial, de transição e tardia. Na fase inicial os desvios de marcha e postura são sutis. Há flexão plantar excessiva durante o balanço com um aumento compensatório da flexão de quadril para passagem do pé. Ainda, o contato inicial com o antepé minimiza o torque flexor no quadril e joelho. Na fase de

transição, o aumento da fraqueza altera o alinhamento corporal, há maior oscilação dos movimentos de membros superiores e tronco para compensar a fraqueza de glúteo médio. E na fase tardia, a criança cai frequentemente, a base de suporte é alargada e o comprimento do passo diminuído. Há também aumento da inclinação pélvica anterior, que causa a lordose lombar e posiciona os membros superiores atrás da articulação do quadril. O contato inicial com o antepé posiciona o joelho e a tíbia posteriormente, dificultando o segundo mecanismo de rolamento do tornozelo e impedindo a flexão de joelho.

Thomas et al. (2010) objetivaram identificar as alterações biomecânicas na marcha dos pacientes com DMD, conforme a progressão da doença. Para isso, realizaram uma análise de cluster, a qual identificou três níveis de desvio de marcha (leve, moderado e avançado) em uma amostra de 43 pacientes. A acentuação da flexão plantar durante a marcha foi notável conforme a progressão da doença. Na comparação da marcha de pacientes com atrofia muscular espinhal e DMD foi observado que a posição do pé em equino e a lordose lombar são estratégias utilizadas pelos pacientes para se manterem em pé (ARMAND et al., 2005). E, que em consequência disso, há aumento da flexão de quadril e circundação do membro inferior para permitir o avanço do membro inferior na fase de balanço (ARMAND et al., 2005).

Além da comparação da marcha entre pacientes com DMD e crianças saudáveis, alguns autores compararam a biomecânica da marcha entre pacientes tratados e não tratados com corticoide (D'ANGELO et al., 2009; THOMAS et al., 2010). Em relação aos parâmetros espaço temporais da marcha, não há diferença entre pacientes tratados e não tratados com corticoide (D'ANGELO et al., 2009). No estudo de Thomas et al. (2010) também não foi observada diferença da velocidade da marcha nem de outros testes funcionais, entre pacientes tratados e não tratados com corticoide. Considerando os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha, houve diferença apenas para a geração de potência de tornozelo, que foi maior em pacientes tratados que em não tratados com corticoide e assim, o padrão de marcha de pacientes que usam corticoide é semelhante aos que não usam (D'ANGELO et al., 2009).

A partir das análises biomecânicas da marcha dos pacientes com DMD são inferidas algumas estratégias de reabilitação na tentativa de prolongar a deambulação. Para Armand et al. (2005) devem ser utilizadas estratégias que mantêm o máximo de força de flexão e abdução de quadril e de flexão plantar, a fim de reforçar as compensações típicas da doença. A reabilitação deve objetivar a manutenção da relação cadência e comprimento do passo, manter o alongamento dos músculos flexores do quadril e aumentar a força dos extensores do quadril e no tornozelo, para manter a amplitude de movimento mediante a realização

alongamentos precoce (DOGLIO et al., 2011). Ainda, pode ser prescrito o uso de órtese para ajudar no suporte do pé (DOGLIO et al., 2011). Diante do quadro progressivo da DMD, é necessário entender as alterações biomecânicas da marcha do paciente para determinar a correta intervenção ortótica, sendo esta fortemente recomendada para prolongar a deambulação (HSU; FURUMASU, 1993).

2.4 Prolongamento da marcha e órteses utilizadas no tratamento da DMD

Diante do quadro de perda progressiva de força muscular e da funcionalidade na DMD, o tratamento do paciente inclui o manejo da própria doença muscular e o manejo dos problemas ortopédicos decorrentes da fraqueza muscular (SUSSMAN, 2002). A reabilitação do paciente com esta doença objetiva retardar o progresso das deformidades e proporcionar melhor qualidade de vida, visando principalmente à manutenção da marcha por maior tempo possível (VUILLEROT et al., 2010). Dentre as estratégias de reabilitação, a prescrição de órteses é utilizada em pacientes com DMD na tentativa de prolongar o alinhamento adequado a manutenção prolongada da deambulação (GARRALDA et al., 2006).

O prolongamento da marcha é vantajoso não apenas pelos meses de independência proporcionados aos pacientes, mas também por atrasar o surgimento de encurtamentos de quadril e joelho e da escoliose enquanto a deambulação é mantida (HYDE et al., 1982). O manejo dos encurtamentos nos pacientes com DMD é de fundamental importância, pois estes podem causar prejuízos ao paciente. Os encurtamentos em flexão plantar, por exemplo, impedem que o paciente use sapatos normais e, os encurtamentos musculares nos joelhos e quadris dificultam o posicionamento para dormir (VIGNOS et al., 1996). Neste sentido, o controle dos encurtamentos na DMD é o que permite a retenção da marcha, apesar da progressão da fraqueza muscular (VIGNOS et al., 1996).

A dependência da cadeira de rodas acarreta também problemas como ganho de peso e osteopenia, que, por sua vez, aumenta o risco de fraturas (HSU; QUINLIVAN, 2013). Ainda, a escoliose é uma complicação frequente em pacientes cadeirantes (HSU; QUINLIVAN, 2013), com prevalência de 60 a 90% em pacientes com DMD (KINALI et al., 2006). A escoliose causa dor, reduz a capacidade pulmonar e a ação do diafragma (kinali et al 2006), prejudicando a função pulmonar. Para Rodillo et al. (1988), a escoliose pode ser prevenida, em pacientes de 13 a 15 anos de idade e durante o pico de crescimento na puberdade, pelo

prolongamento e manutenção da marcha com órtese. Neste sentido, de acordo com a revisão Hsu e Quinlivan (2013) sobre escoliose na DMD, prolongar a deambulação tem sido uma estratégia para retardar o surgimento da escoliose, e esse prolongamento se dá por meio de alongamentos e uso noturno de órteses.

O sucesso da reabilitação mediante à intervenção com órteses, depende de fatores como: avaliação e preparação cuidadosa dos pacientes, momento adequado da intervenção e escolha da órtese (HECKMATT et al., 1985). Os principais tipos de órteses de membros inferiores prescritos no tratamento de pacientes com DMD são as órteses do tipo KAFO (também denominadas por alguns autores como órteses longas) e do tipo AFO (FERNANDES et al., 2012). Entretanto, questões como momento da prescrição, período de uso, tempo (horas/dias) de uso e efeito biomecânico na marcha ainda não são bem delineadas para pacientes com DMD.

No estudo de Willians et al. (1984), cujo objetivo foi avaliar o tratamento cirúrgico e conservador da deformidade em equino, as órteses longas foram prescritas para os pacientes na fase que precede a perda da marcha. Para esses autores, o uso prolongado da órtese causa uma ação de alongamento sobre os músculos da panturrilha. E, como a marcha é prolongada, retardando o aparecimento dos encurtamentos, as órteses retardam o confinamento dos pacientes com DMD à cadeira de rodas. Para Spencer e Vignos (1962) as órteses longas podem ser utilizadas para prolongar a deambulação, pois, promovem um melhor alinhamento dos membros inferiores e impedem o aumento rápido dos encurtamentos em flexão; além de causarem menor atrofia por desuso e osteoporose.

A deambulação com as órteses longas exige o uso da musculatura lateral de tronco, devido à fraqueza dos músculos do quadril (SPENCER; VIGNOS, 1962). Neste sentido, o design da órtese pode ser influenciado pela força dos músculos abdutores de quadril, por exemplo, uma vez que, usando as órteses longas com apoio isquiático a criança deverá usar os abdutores do quadril para estabilizar a pelve durante a fase de apoio da marcha (HYDE et al., 1982). Essas alterações no padrão de marcha com a órtese aumentam o gasto energético, o que pode causar sintomas cardiovasculares (SPENCER; VIGNOS, 1962).

Apesar dos benefícios do uso das órteses longas, no Brasil, um estudo de 58 prontuários dos pacientes com DMD atendidos na Associação Brasileira de Distrofia Muscular (ABDIM), mostrou que poucos pacientes faziam uso de órtese longa, provavelmente por esse dispositivo dificultar a deambulação pelo seu peso adicional (SANTOS et al., 2006). Segundo a revisão de Fernandes et al. (2012), a KAFO é o tipo de órtese mais utilizada pelos pacientes com DMD, sendo também de fundamental importância

para o prolongamento da marcha e do ortostatismo. O uso da órtese tipo KAFO também já foi relatado até mesmo em pacientes não deambuladores com DMD para o auxílio em transferências (HUNT, 1981). Segundo os autores, esse método de transferência em pé pode ser feito apenas por uma pessoa, e requer menos tempo e espaço, podendo ser considerado um método prático.

Diante da controvérsia acerca do benefício da intervenção com órteses, Hyde et al. (1982), avaliaram quantitativamente trinta pacientes com DMD. Os autores concluíram que a órtese não causou perda da força muscular e que a deambulação pode ser prolongada pelo uso de órteses leves. O retardo da idade de perda da marcha pelo uso da KAFO ocorre devido ao controle do avanço dos encurtamentos e retardo do avanço da fraqueza muscular, uma vez que a órtese proporciona uma descarga de peso prolongada, e consequentemente, uma ação de alongamento sobre os músculos da panturrilha (VIGNOS et al., 1983). Biomecanicamente, a KAFO favorece a realização do contato inicial com o calcanhar, permitindo a progressão anterior da extremidade bloqueada; entretanto, compromete o balanço na marcha por impedir a flexão do joelho; e mantém a lordose lombar e a inclinação posterior do tronco que a estabilidade do quadril seja mantida (HSU; FURUMASU, 1993).

Além do efeito sobre os encurtamentos, a órtese altera a atividade elétrica muscular, verificada pela eletromiografia dinâmica na marcha (MELKONIAN et al., 1980). Para os pacientes que faziam uso de órtese houve uma atividade elétrica mínima nos músculos avaliados (tibial anterior, tibial posterior, sóleo, gastrocnêmico, fibular longo e fibular curto). Isso supõe que, além do paciente ser totalmente dependente da órtese para a deambulação, este dispositivo eliminou a necessidade de ativação dos músculos avaliados (MELKONIAN et al., 1980).

Segundo a revisão de Bakker et al. (2000), o maior benefício do uso da KAFO seria para aqueles pacientes cuja progressão da doença é mais lenta. E, apesar de ser comprovado que a marcha assistida e ortostatismo podem ser prolongados pelo uso da KAFO, ainda é incerto se este dispositivo pode prolongar a marcha funcional (BAKKER et al., 2000). De acordo com Vignos et al. (1983), dentre as variáveis prognósticas para o resultado de uma intervenção com órtese, destacam-se a porcentagem de força muscular residual, a capacidade vital e a motivação do paciente, as quais podem ser avaliadas rotineiramente na prática clínica.

O resultado de uma intervenção com o uso da órtese também poderá ser influenciado pelo estágio funcional no qual o paciente iniciou o uso do dispositivo, pela quantidade de horas de uso por dia e pelo período/situações de uso: uso noturno (em repouso) ou uso diurno

(para deambulação). Apesar destes aspectos ainda não terem sido especificamente abordados em estudos prévios, existem recomendações de que a KAFO seja utilizada para a deambulação (uso diurno) sendo que seu uso noturno não é bem tolerado devido ao peso (EAGLE, 2002).

Em relação a idade de início do uso da KAFO não existe uma diretriz a ser seguida. No estudo de Hyde et al. (1982) a KAFO era prescrita diante do aumento do número de quedas ou diante da incapacidade de caminhar independentemente. Semelhantemente, Vignos et al. (1983) prescreviam a KAFO quando os pacientes não eram capazes de caminhar longas distancias independentemente sem órtese e necessitavam de suporte para manter o equilíbrio durante a marcha. Já no estudo de Vignos et al. (1996), a prescrição era feita na presença de um leve encurtamento de tendão do calcâneo [1,5 (2,8) graus, amplitude de 0 a 8 graus]. Neste sentido ainda, Heckmatt et al. (1985) acreditam que não há vantagem em iniciar o uso do dispositivo em um estágio precoce no qual ainda há boa capacidade de deambulação. Percebe-se que há uma subjetividade em relação ao momento adequado da indicação de uso deste tipo de órtese.

Segundo Hsu e Furumasu (1993), para pacientes com DMD é preferível a prescrição da KAFO ao invés da AFO, pois enquanto que KAFO mantém um alinhamento do joelho, a AFO somente teria ação indireta sobre essa articulação. Assim como a KAFO, a indicação da órtese tipo AFO também implica em algumas das questões mencionadas anteriormente, como o momento adequado para o início do seu uso e principalmente em relação ao seu período de uso. De acordo com o “Guidelines for exercise and orthoses in children with neuromuscular disorders” (EAGLE, 2002), é recomendado o uso noturno da AFO desde a fase inicial da doença, e o uso diurno da AFO é recomendado apenas para cadeirantes. Pois, o uso diurno da AFO pelos pacientes deambuladores comprometeria a habilidade de caminhar por impedir a posição do pé em equino (EAGLE, 2002).

De acordo com a revisão de Fernandes et al. (2012), poucos estudos relataram o efeito da AFO na prevenção de encurtamentos e deformidades de tornozelo. E, ainda não foi publicado nenhum estudo sobre o efeito da AFO durante a marcha de pacientes com DMD. Para Scott et al. (1981), a prescrição precoce de órtese noturna retarda o desenvolvimento de encurtamentos e aumenta a capacidade de deambular. Pois, os resultados destes autores indicaram que houve menor perda funcional e maior tempo de marcha para os pacientes que fizeram um programa de alongamento associado ao uso noturno da AFO.

Semelhantemente a estes resultados, Hyde et al. (2000) verificaram que o uso adicional da órtese causou um atraso no surgimento de encurtamentos, sendo mais efetivo,

que apenas o alongamento, no controle do encurtamento do tendão de Aquiles. Em um estudo brasileiro, o grande número de pacientes com encurtamentos foi associado ao grande número de pacientes que não faziam uso da AFO, o que talvez indique que este dispositivo seja benéfico para prevenir essas alterações (SANTOS et al., 2006). Sob o ponto de vista de prevenção de encurtamentos, o benefício da AFO parece já estar estabelecido. Entretanto, o uso noturno da AFO, apesar de proteger contra os encurtamentos de tornozelo, não reflete na performance funcional de crianças com doenças neuromusculares. E, diferentemente de outras doenças (DUFEK et al., 2014; RIDGEWELL et al., 2013), ainda não existem dados de análises biomecânicas da AFO na marcha para pacientes com DMD.

Baseados na comparação da biomecânica da marcha entre pacientes com DMD e crianças saudáveis, existem algumas hipóteses sobre quais seriam as alterações causadas pelo uso da AFO na deambulação. De acordo com a revisão de Eagle et al. (2002), o uso da AFO por pacientes deambuladores poderia resultar em um colapso ou instabilidade do joelho, e prematura perda da deambulação, uma vez que pé em equino é uma compensação necessária para manter a força das articulações principais. Contrariamente, Doglio et al. (2011) afirmam que o uso de uma órtese (não especifica o tipo) poderia ser indicado para ajudar no suporte do pé e facilitar o “toe clearance” no balanço. De acordo com Siegel e Glantz (1988), a posição do joelho pode ser controlada por uma AFO na qual o movimento do tornozelo é bloqueado em neutro ou em leve dorsiflexão, prevenindo assim a posteriorização do joelho (SIEGEL; GLANTZ, 1988).

Baseado em aspectos da biomecânica da marcha de pacientes com DMD, Siegel (1997) afirma que o quadril e o joelho devem ser mantidos livres para permitir que o paciente module seu centro de gravidade. Para Siegel e Bernardoni (1997) o uso de uma “Supramalleolar tone balancing orthosis” estimularia a dorsiflexão e inibiria a flexão plantar. E, esse movimento de alguns graus ao redor do eixo da articulação do tornozelo facilitaria as estratégias de balanço de quadril, pelve e tronco (SIEGEL; BERNARDONI, 1997). O manejo ortótico em DMD deve permitir que o paciente continue utilizando os mecanismos compensatórios naturais da doença a fim de manter a capacidade de permanecer em pé e caminhar (SIEGEL, 1997).

De acordo com a presente revisão da literatura, o único relato científico sobre o efeito biomecânico da AFO na deambulação de pacientes com DMD, refere-se a um resumo de estudo de caso de 10 pacientes (BROMWICH et al., 2012). Para os autores, o modelo de órtese utilizado (combinação de AFO com calçado) ocasionou como efeitos positivos: diminuição da dor na panturrilha, do encurtamento em flexão plantar e da inclinação pélvica

anterior e aumento da distância percorrida, da velocidade da marcha e do comprimento do passo. Assim, pelo fato da órtese ajudar na velocidade e estabilidade, ela pode ser um dispositivo que melhore a deambulação de pacientes com DMD, se utilizado na fase correta da progressão da doença (BROMWICH et al., 2012).

A controvérsia acerca do benefício da intervenção pelas órteses instigou vários estudos, porém, é grande a dificuldade para verificar o efeito da sua indicação devido à diversidade de metodologias utilizadas nos diferentes estudos (BAKKER et al., 2002). Diante da escassez de estudos sobre o efeito biomecânico das órteses, e da vantagem em prolongar o tempo de deambulação, se fez necessário um estudo que avaliasse os efeitos deste dispositivo que pode proporcionar o prolongamento do tempo da deambulação em pacientes com DMD.

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

3.1 Geral

Avaliar o efeito do uso noturno e uso diurno da órtese tipo AFO (*ankle-foot orthosis*) na biomecânica da marcha de pacientes com distrofia muscular de Duchenne.

3.2 Específicos

Comparar parâmetros biomecânicos da marcha entre os grupos (sem órtese, uso de órtese noturna e uso de órtese diurna).

Avaliar a funcionalidade, a força muscular isométrica e a amplitude passiva de movimento articular durante o período do estudo.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Amostra

Este estudo foi composto por uma amostra de conveniência de 20 pacientes com diagnóstico de DMD e idades entre 4 e 12 anos de idade. Estes pacientes foram diagnosticados e encaminhados pelo Ambulatório de Doenças Neuromusculares (ANEM) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP) ao Ambulatório de Miopatias Infantis do CER do mesmo hospital.

Os critérios de inclusão e exclusão estabelecidos foram: inclusão - possuir diagnóstico confirmado de DMD, deambulação comunitária independente, conseguir compreender os comandos dados pelo avaliador e consentimento do responsável/paciente à participação no estudo mediante assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A); exclusão - ter doenças diferentes da DMD, não possuir deambulação independente, não compreender os comandos dados pelo avaliador e não assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Considerando os critérios acima, foi realizado um levantamento no Banco de dados do Ambulatório, sendo identificado 42 pacientes (26 deambuladores e 16 cadeirantes) em acompanhamento neste ambulatório. E, dentre os deambuladores 10 faziam uso de órtese diurna para deambulação. Posteriormente, foi realizado um contato por telefone com o responsável dos pacientes deambuladores para a confirmação de informações. Após este contato, foi verificado que: 1 paciente participava de um outro estudo, não podendo participar deste projeto; 1 paciente não estava com o diagnóstico confirmado; 3 pacientes haviam perdido a marcha. Assim, a amostra disponível para participação na pesquisa era de 21 pacientes deambuladores, sendo que destes, 8 faziam uso de órtese diurna. Destes 21 pacientes, 1 não aceitou participar da pesquisa. Assim, o número amostral do trabalho foi concluído em 20 pacientes (Figura 1).

Figura 1: Fluxograma de recrutamento dos pacientes.

As características individuais dos pacientes, nas avaliações 1 e 2, são mostradas na Tabela 1.

Os pacientes foram agrupados conforme o uso da órtese:

Grupo Sem Órtese (SO): composto por 7 pacientes que não faziam uso de órtese,

Grupo Órtese Noturna (ON): composto por 7 pacientes que faziam uso noturno de órtese tipo AFO.

Grupo Órtese diurna (OD): composto por 6 pacientes que faziam uso diurno de órtese tipo AFO.

Tabela 1 - Caracterização individual dos pacientes em relação à idade, frequência das sessões de fisioterapia, uso de corticoide, uso da órtese e diagnóstico da doença, na avaliação 1.

Paciente	Idade (anos)	Sessões de Fisioterapia (x/semana)	Idade de confirmação do diagnóstico (anos)	Uso de corticoide; Idade de início (anos)	Uso da AFO; Idade de início (anos)	Uso da AFO na avaliação 2; Idade de início (anos)
1	10	3	10	Sim; 9	Não	Noturna; 10
2	7	2	7	Sim; 7	Não	*
3	12	2	9	Sim; 9	Não	*
4	11	3	7	Sim; 7	Não	Noturna; 12

5	7	2	6	Sim; 6	Não	*
6	5	2	4	Sim; 4	Não	*
7	8	2	7	Sim; 7	Não	*
8	5	2	4	Sim; 4	Noturno; 5	Noturna; 5
9	6	2	5	Sim; 4	Noturno; 5	Noturna; 5
10	8	2	2	Sim; 2	Noturno; 3	Não
11	5	2	6	Sim; 4	Noturno; 5	*
12	9	2	8	Sim; 8	Noturno; 8	*
13	6	Não	6	Sim; 6	Noturno; 6	*
14	12	2	7	Sim; 4	Noturno; 8	*
15	7	2	8	Sim; 7	Não	Diurna; 7
16	9	2	5	Sim; 5	Diurno; 5	*
17	7	1	6	Sim; 6	Diurno; 6	*
18	7	2	6	Sim; 6	Diurno; 6	Não
19	4	2	4	Sim; 3	Diurno; 3	*
20	6	2	5	Sim; 3	Diurno; 6	*
Média (dp)	7,5 (2,3)	1,8 (0,5)	5,8 (1,6)	5,3 (1,8)	5,5 (1,5)	

AFO: *ankle-foot orthosis*. * Pacientes não reavaliados. dp: desvio-padrão.

4.2 Procedimentos de avaliação e reavaliação

Os pacientes foram avaliados em ambiente hospitalar, no CER do HCFMRP-USP. Na avaliação inicial (Av1) foram avaliados os 20 pacientes recrutados, e na reavaliação, após 5 a 7 meses da avaliação inicial, foram reavaliados 7 pacientes (Av2). Os demais pacientes não puderam ser submetidos à Av2, pois, em dezembro de 2013 foi iniciada a reforma física do Centro de Reabilitação do HCFMRP-USP. Dentre as atividades suspensas, destacam-se as do laboratório de análise do movimento (LAM), onde eram realizadas as avaliações da marcha. O prazo inicialmente previsto pela Superintendência do HC-FMRP-USP para a finalização da reforma foi junho de 2014. Porém, essa reforma foi estendida para o 2º semestre de 2014. Assim, considerando que o prazo para a defesa da dissertação era

Fevereiro de 2015, foi inviável aguardar o término da reforma para finalizar a coleta dos dados.

As avaliações inicial e final foram compostas por aquisição dos dados gerais do paciente, peso, altura, composição corporal, força muscular, amplitude de movimento, teste de caminhada dos 10 metros (T10), aplicação da escala medida da Função Motora (MFM) e avaliação biomecânica da marcha.

Massa corporal e altura

A massa corporal foi obtida em uma balança antropométrica eletrônica da marca Welmy® W200/5 com capacidade para 180 quilogramas (Kg) e resolução de 0,1 Kg. Os pacientes foram pesados com roupa de banho (sunga) e sem sapatos. Os valores foram registrados em Kg e frações de 0,1 Kg de acordo com a resolução da balança.

A altura foi medida em um estadiômetro da marca Tonelli®, fixado à parede, graduado em milímetros com total de 2 metros. A mensuração ocorreu com o paciente na posição ortostática, encostado no estadiômetro, sem sapatos. O valor foi registrado em centímetros (cm), com precisão de 0,1 cm.

Composição corporal

A composição corporal foi avaliada por meio da bioimpedância elétrica em aparelho tetrapolar do fabricante Biodynamics modelo 450, seguindo as recomendações do fabricante. Este aparelho estima massa livre de gordura, ou massa magra, por medir a resistência dos tecidos do corpo a uma corrente elétrica alternada 50 kHz de 800 mA. O teste foi realizado com o indivíduo em decúbito dorsal sobre uma superfície não condutora, com pés e mãos ligeiramente afastados da linha média. Para a colocação dos eletrodos, as áreas de contato foram limpas com álcool. Os eletrodos foram colocados no pé direito nos pontos eletrodo distal na base do 2º dedo e o proximal entre os maléolos medial e lateral; e na mão direita com eletrodo distal na base do 3º dedo e o eletrodo proximal coincidindo com o processo estilóide. Foram consideradas para as análises as variáveis massa magra, massa gorda e ângulo de fase.

Força muscular

No teste de força muscular foi avaliada a força muscular isométrica máxima dos músculos flexores do quadril, flexores e extensores do joelho com o uso do dinamômetro Hand-Held (Lafayette Instrument, Lafayette, UK). Durante as mensurações, o dinamômetro

foi posicionado perpendicular e distalmente ao segmento testado. Assim, para a avaliação dos músculos citados anteriormente, foram adotados os posicionamentos descritos a seguir. Flexores de quadril: decúbito dorsal com quadril e joelho flexionado a 90° e dinamômetro posicionado distalmente sobre o quadríceps. O paciente era orientado à “encostar o joelho na barriga”. Flexores de joelho: posição sentada, com o joelho fletido a 90°, dinamômetro posicionado na face anterior e distal da tíbia. O paciente foi orientado a “esticar o joelho”. Extensores do joelho: posição sentada, com o joelho fletido a 90°, dinamômetro posicionado na face acima do tendão de Aquiles. O paciente foi orientado a “dobrar o joelho”. Os pacientes foram estimulados à manter a contração mediante o comando verbal “força, força, força...”, resultando em uma contração isométrica com duração de 5 segundos. Foram obtidas três medidas de cada membro, sendo considerada para a análise dos dados a medida de maior valor. Os valores foram registrados na unidade de quilograma-força.

Amplitude passiva de movimento articular

Na avaliação da amplitude passiva de movimento articular dos membros inferiores foram obtidas medidas dos movimentos de flexão e extensão das articulações do quadril e joelho e dos movimentos de dorsiflexão com o joelho fletido, dorsiflexão com o joelho estendido e flexão plantar da articulação do tornozelo. As medidas foram obtidas o uso de um goniômetro convencional nas posições descritas a seguir:

- a) Flexão de quadril: paciente deitado em decúbito dorsal, com o centro do goniômetro posicionado sobre o trocanter do fêmur, eixo fixo sobre a linha média do tronco e eixo móvel sobre a face lateral da coxa em direção ao epicôndilo lateral do fêmur.
- b) Extensão de quadril: paciente deitado em decúbito ventral, com o centro do goniômetro posicionado sobre o trocanter do fêmur, eixo fixo sobre a linha média do tronco e eixo móvel sobre a face lateral da coxa em direção ao epicôndilo lateral do fêmur.
- c) Flexão de joelho: paciente deitado em decúbito dorsal, com o centro do goniômetro posicionado sobre a linha articular do joelho, eixo fixo sobre face lateral da coxa e eixo móvel sobre a face lateral da perna em direção ao maléolo lateral.
- d) Extensão de joelho: paciente deitado em decúbito dorsal, com o centro do goniômetro posicionado sobre a linha articular do joelho, eixo fixo sobre face lateral da coxa e eixo móvel sobre a face lateral da perna em direção ao maléolo lateral.

- e) Dorsiflexão de tornozelo com o joelho fletido: paciente deitado em decúbito dorsal com o joelho fletido, com o centro do goniômetro posicionado sobre maléolo lateral, eixo fixo sobre face lateral da perna e eixo móvel sobre a face lateral do pé em direção ao 5º dedo.
- f) Dorsiflexão de tornozelo com o joelho estendido: paciente deitado em decúbito dorsal com o joelho em extensão, com o centro do goniômetro posicionado sobre maléolo lateral, eixo fixo sobre face lateral da perna e eixo móvel sobre a face lateral do pé em direção ao 5º dedo.
- g) Flexão plantar de tornozelo: paciente deitado em decúbito dorsal com o joelho fletido aproximadamente 30°, com o centro do goniômetro posicionado sobre maléolo lateral, eixo fixo sobre face lateral da perna e eixo móvel sobre a face lateral do pé em direção ao 5º dedo.

Teste de caminhada dos 10 metros

Na realização do teste de caminhada dos 10 metros (T10), foi cronometrado o tempo gasto pelo paciente para percorrer a distância total de 10 metros, a qual foi demarcada no solo com fita adesiva. O paciente foi orientado a percorrer esse trajeto com o seguinte comando verbal: “ande o mais rápido que você conseguir sem correr”. O teste foi realizado em ambiente iluminado e piso plano, uma única vez, com o paciente fazendo uso de sapato. O tempo de execução do teste foi registrado em segundos.

Medida da função motora

A escala medida da função motora (MFM) foi aplicada em sua versão em português, de 32 itens (IWABE; MIRANDA-PFEILSTICKER; NUCCI, 2008) (Anexo B). Todos os pacientes foram avaliados descalços, conforme as recomendações do próprio manual. Foram avaliadas as três dimensões: dimensão 1 (posição em pé e transferências, com 13 itens), dimensão 2 (função motora axial e proximal, com 12 itens), dimensão 3 (função motora distal, com 7 itens). Cada item da escala foi graduado de 0 a 3 pontos, sendo 0 não realiza a tarefa, 1 realiza parcialmente a tarefa, 2 realiza completamente mas com compensações ou lentamente e 3 realiza a tarefa de forma correta. A partir da pontuação dos itens foi calculado o escore total e na dimensão 1 (D1) para análise dos dados. Os escores foram calculados conforme a instrução do manual da escala.

Análise biomecânica da marcha

A avaliação da marcha foi realizada no Laboratório de Análise do Movimento do CER do HCFMRP-USP. A avaliação biomecânica da marcha foi precedida de um exame físico para a obtenção de dados de peso, altura, comprimento dos membros inferiores, distância entre as espinhas ilíacas antero-superiores, amplitude passiva de movimento articular e teste de força manual de força muscular.

A análise biomecânica da marcha foi registrada pelo sistema de oito câmeras de emissão infravermelha da marca Qualisys modelo Oqus 300 posicionadas e fixadas a aproximadamente 2,6 m do chão; para captura do movimento do corpo a partir da colocação de marcadores refletivos na pele. Duas plataformas de força da marca Bertec, modelo FP 4060-08, medindo 60cm x 40cm e separadas por uma distância de 16 cm, sincronizadas com o sistema de câmeras, trabalhando com frequência de aquisição de 120Hz, forneceram os dados dos momentos (X, Y e Z).

Os marcadores passivos refletivos utilizados eram esféricos, com 19 mm de diâmetro e foram colocados em proeminências ósseas específicas, sempre pelo mesmo avaliador, conforme o sistema de marcadores Helen Hayes (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990). As referências anatômicas para a colocação dos marcadores foram identificadas por meio da palpação e incluíram os seguintes pontos: crista ilíaca ântero-superiores, ponto médio do sacro entre as espinhas ilíacas pósterio-superiores, epicôndilos laterais femorais, maléolos laterais, tuberosidade dos calcâneos e ponto médio entre 2º e 3º metatarsos.

Para a aquisição dos dados da marcha, os pacientes foram orientados a vestir roupa de banho. Ainda, foram instruídos a caminharem em velocidade habitual da marcha, sendo que os pacientes que não faziam uso de órtese (grupo SO) e os pacientes que faziam uso de órtese noturna (grupo ON) foram avaliados descalços uma única vez, e os pacientes que faziam uso de órtese diurna (grupo OD) foram avaliados duas vezes, no mesmo dia, sem e com órtese, respectivamente.

Cada paciente completou um mínimo de 2 e máximo de 8 ciclos da marcha. Para a captação dos dados cinéticos foi estabelecido que o paciente pisasse sobre a plataforma de força no mínimo 3 vezes com cada pé. Os parâmetros espaço temporais, cinemáticos e cinéticos foram computados usando o *software* Visual3D® (2007).

Para o cálculo dos parâmetros espaços-temporais, esse software considera quatro eventos da marcha: contato inicial direito e esquerdo e pré-balanço direito e esquerdo. O tempo de apoio simples é o intervalo de tempo, em segundos, entre o contato inicial e o pré-balanço do mesmo hemicorpo. O tempo de apoio duplo é o intervalo, em segundos, entre o

contato inicial direito e o pré-balanço esquerdo ou entre contato inicial esquerdo e o pré-balanço direito. O tempo de balanço apoio é o intervalo de tempo, em segundos, entre o pré-balanço e o contato inicial do mesmo hemicorpo. O comprimento do passo é determinado pela distância entre contato inicial direito e contato inicial esquerdo. O comprimento da passada é determinado pela distância entre contato inicial direito e contato inicial direito consecutivo (Anexo C).

Os ângulos das articulações são calculados por um sistema de coordenadas, de acordo com a sequência de Cardan (X, Y, Z), na qual X representam os ângulos no plano sagital, Y no plano frontal e Z no plano transverso. Para a criação dos ângulos são considerados dois segmentos corporais, sendo um o segmento de referência e o outro o segmento distal. Por exemplo, para a criação dos ângulos do joelho utiliza-se como segmento de referência a coxa e como segmento distal a perna. A criação dos demais ângulos pode ser visualizada no próprio manual do Software Visual 3D (Anexo D).

Para o cálculo dos dados cinéticos devem ser selecionada a articulação de interesse e em seguida o segmento de referência, sendo que usualmente seleciona-se o segmento proximal à articulação que está sendo analisada (Anexo D). Os momentos das articulações e potências foram normalizados pelo peso corporal e reportados em newton/kg.

Foi aplicado um filtro *passa baixa* de quarta ordem, com a frequência de corte estabelecida em 6 HZ às trajetórias dos marcadores, para diminuir possíveis artefatos. Foi utilizada a curva média dos ciclos, o pico máximo e mínimo de cada variável, considerando todo o ciclo da marcha, normalizado à 100%.

4.3 Análise estatística

Para atender os objetivos propostos, foram realizadas três análises, sendo uma longitudinal e duas análises transversais.

Em todas as análises foi realizada uma análise exploratória dos dados, com o objetivo de sumarizar os valores, organizar e descrever os dados em tabelas com medidas descritivas e em gráficos.

Em relação aos dados cinemáticos e cinéticos da marcha, em todas as análises foram obtidas as médias dos picos máximos e mínimos dos parâmetros da marcha individualmente para cada paciente. Posteriormente, foram calculadas as médias e desvios-padrão de cada grupo. Não houve diferença estatística das variáveis (parâmetros espaço temporais,

cinemáticos e cinéticos) entre os membros inferiores direito e esquerdo, assim as medidas do membro inferior direito foram consideradas nas análises.

Análise 1: Transversal. Foi realizada a comparação dos dados entre os grupos SO x ON x OD. Na análise da marcha, o grupo OD estava sem a órtese (descalço), sendo denominado ODs.

Análise 2: Transversal. Foi realizada outra comparação dos dados entre os grupos SO x ON x OD. Na análise da marcha, o grupo OD estava com a órtese, sendo denominado ODc.

Nas análises 1 e 2 foram utilizados o teste ANOVA. O teste ANOVA foi realizado com medidas repetidas, pois considerou duas informações repetidas por indivíduos (uma proveniente do membro inferior direito e outra do esquerdo). Esta metodologia baseia-se em particionar a variância total de uma determinada resposta (variável dependente) em duas partes: a primeira devida ao modelo de regressão (no caso, entre grupos) e a segunda devida aos resíduos (erros) (dentro dos grupos) e incorpora um efeito aleatório entre as repetições (SCHALL, 1991). Todas as análises foram obtidas com o auxílio do Software SAS ® 9.2 e para a construção dos gráficos utilizou-se o programa R (versão 2.14). Em todas as análises foi considerado um nível de significância de 5%.

Análise 3: Longitudinal. Foi realizada a descrição dos dados obtidos na avaliação 1 e os dados obtidos na avaliação 2, individualmente.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Na AV1, a idade dos pacientes variou entre 4 e 12 anos [média de 7,5 (2,3) anos]. A idade de confirmação do diagnóstico aconteceu entre 2 e 10 anos [média de 5,8 (1,6) anos]. Todos os pacientes faziam uso de terapia medicamentosa com corticoides e apenas 1 paciente não realizada fisioterapia, os demais realizavam, em média, 2 sessões semanais de fisioterapia. A idade de início do uso da órtese variou entre 3 e 11 anos [média de 5,5 (1,5) anos] (Tabela 1).

5.1 Análises transversais do uso noturno e diurno da AFO

A Tabela 2 mostra a caracterização dos grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna (OD) em relação à idade, composição corporal, teste de caminhada dos 10 metros e escore funcional obtido pela escala. MFM. Não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre os grupos para nenhuma destas variáveis.

Considerando os dados da força muscular isométrica dos músculos flexores de quadril, flexores de joelho e extensores de joelho, também não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre os grupos. A confiabilidade intra avaliador das medidas de força muscular foi avaliada pelo coeficiente de correlação interclasse (ICC). Foi observada boa concordância entre as medidas, principalmente entre as medidas 1 e 2 ($ICC \geq 0,95$).

Em relação aos dados de amplitude passiva de movimento articular, o grupo OD apresentou extensão de quadril significativamente maior que o grupo SO (Tabela 2).

Tabela 2 - Caracterização dos grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna (OD) em relação à dados antropométricos, força muscular e amplitude passiva de movimento articular.

	SO n = 7	ON n = 7	OD n = 6
Idade (anos)	8,5 (2,5)	7,2 (2,5)	6,6 (1,6)
IMC (Kg/m²)	21,2 (5,4)	16,5 (2,3)	19,7 (4,7)
M. magra (Kg)	25,8 (7,0)	19,5 (4,6)	22,2 (6,0)

M. gorda (Kg)	13,9 (8,9)	6,2 (5,7)	8,1 (4,3)
Ang de fase (°)	3,1 (0,7)	3,4 (0,7)	3,4 (0,7)
T10 (s)	7,7 (3,5)	6,3 (2,5)	8,0 (4,9)
MFM-D1 (%)	67,0 (23,1)	79,0 (12,5)	69,7 (20,2)
MFM- escore total (%)	85,7 (10,8)	88,8 (7,9)	83,9 (8,5)

Amplitude passiva de movimento articular

(°)

Extensão de quadril	9,0 (4,3) *	10,7 (3,9)	13,2 (2,3)
Flexão de quadril	127,3 (14,0)	120,2 (9,2)	127,2 (7,1)
Extensão de joelho	-0,8 (4,8)	0,0 (2,2)	-1,3 (2,1)
Flexão de joelho	135,5 (10,9)	134,5 (9,3)	134,6 (12,2)
Dorsiflexão JF	3,4 (9,9)	1,8 (6,2)	4,4 (10,3)
Dorsiflexão JE	-0,8 (9,3)	2,5 (11,2)	0,6 (14,1)
Flexão plantar	61,6 (12,7)	56,5 (17,9)	68,8 (14,5)

Força muscular isométrica (Kgf)

Flexores de quadril	6,3 (2,8)	4,6 (1,3)	5,7 (2,4)
Flexores de joelho	7,2 (4,3)	6,4 (2,5)	8,1 (3,8)
Extensores de joelho	4,5 (1,6)	6,1 (2,3)	6,3 (3,3)

IMC: índice de massa corporal. M: massa. Ang: ângulo. T10: teste de caminhada dos 10 metros. MFM: medida da função motora. D1: dimensão 1 (em pé e transferências). JF: joelho em flexão. JE: joelho em extensão. * $p < 0,05$ quando comparado com grupo OD (SO x OD).

Os parâmetros espaço temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha dos grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna [sem (ODs) e com órtese(ODc)] são apresentados na Tabela 3.

Análise comparativa dos parâmetros da marcha entre os grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna com a AFO (ODc)

Em relação aos parâmetros espaço-temporais, o grupo ODc obteve menor cadência ($p < 0,05$) que o grupo ON (Tabela 3).

Na comparação entre os grupos SO e ODc foram observados maior pico do ângulo de dorsiflexão, maior momento dorsiflexor e menor geração de potência de tornozelo ($p < 0,05$) para ODc (Tabela 3).

Comparando o grupo ON com o grupo ODc, no quadril, o grupo ODc obteve menor pico de flexão do quadril ($p < 0,05$) e menor pico de absorção de potência de quadril que o

grupo ODc ($p < 0,05$). No tornozelo, o grupo ODc obteve menor pico do ângulo de flexão plantar e maior pico do momento dorsiflexor ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Tabela 3: Caracterização e parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha dos pacientes dos grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna (OD).

	SO n = 7	ON n = 7	OD n = 6	
PARAMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS			Sem órtese (ODs)	Com órtese (ODc)
Velocidade (m/s)	0,7 (0,2)	0,8 (0,1)	0,7 (0,1)	0,6 (0,2)
VM normalizada (altura/s)	0,6 (0,2)	0,7 (0,1)	0,6 (0,1)	0,5 (0,2)
Cadência (passos/min)	113,5 (18,5)	132,4 (22,4)	116,3 (12,1)	105,5 (16,7) #
Largura passada (m)	0,1 (0,1)	0,1 (0,1)	0,2 (0,1)	0,2 (0,1)
Comprimento passada (m)	0,8 (0,2)	0,8 (0,1)	0,7 (0,1)	0,7 (0,1)
Tempo do ciclo (s)	1,1 (0,2)	0,9 (0,1)	1,0 (0,1)	1,1 (0,1)
Tempo de apoio duplo (s)	0,2 (0,1)	0,1 (0,1)	0,2 (0,1)	0,3 (0,1)
PARAMETROS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS				
PELVE				
Max. Âng. Inclinação pélvica (°)	20,7 (5,7)	22,6 (4,8)	21,5 (11,8)	20,1 (10,1)
Max. Âng. Obliquidade pélvica (°)	6,5 (3,3)	6,8 (2,3)	6,2 (2,83)	5,9 (2,7)
Max. Âng. Rotação pélvica (°)	10,3 (5,2)	9,2 (2,5)	10,5 (5,7)	9,9 (4,5)
QUADRIL				
Max. Âng flexão (°)	40,7 (8,3)	48,6 (5,1)	41,1 (10,7)	39,9 (8,0) #
Max. Âng extensão (°)	1,0 (11,1)	1,4 (7,3)	2,0 (13,5)	1,2 (13,0)
Amplitude flexão/extensão (°)	41,8 (10,1)	50,1 (6,4)	43,2 (5,4)	41,2 (6,7)
Max. Âng. Abdução (°)	9,0 (2,5)	8,3 (2,2)	8,6 (5,1)	7,7 (6,6)
Max. Âng. Adução (°)	5,6 (3,3)	7,7 (3,3)	6,5 (5,4)	4,2 (5,6)
Amplitude abdução/adução (°)	14,7 (4,4)	16,0 (3,3)	15,1 (3,8)	12,0 (6,9)
Max. Mom. Flexor (Nm/Kg)	0,3 (0,1)	0,3 (0,1)	0,2 (0,1)* #	0,1 (0,1)
Max. Mom. Extensor(Nm/Kg)	0,4 (0,2)	0,5 (0,2)	0,5 (0,2)	0,6 (0,2)
Amplitude Mom. flex/ext (Nm/Kg)	0,8 (0,3)	0,8 (0,1)	0,7 (0,2)	0,7 (0,2)
Max. Mom. Abdutor (Nm/Kg)	0,5 (0,2)	0,5 (0,1)	0,5 (0,3)	0,5 (0,2)
Max. Mom. Adutor (Nm/Kg)	0,1 (0,1)	0,1 (0,1)	0,1 (0,1)	0,1 (0,1)
Amplitude Mom. Abdutor (Nm/Kg)	0,7 (0,2)	0,6 (0,1)	0,6 (0,3)	0,6 (0,2)

Geração de potência (Watts/Kg)	0,9 (0,7)	1,3 (0,5)	0,7 (0,3)	0,9 (0,3)
Absorção de potência (Watts/Kg)	0,3 (0,1) +	0,5 (0,2)	0,3 (0,1)	0,2 (0,1) #
Amp. Geração/absorção (Watts/Kg)	1,2 (0,7)	1,7 (0,6)	1,0 (0,4)	1,1 (0,3)
JOELHO				
Max. Âng. Flexão (°)	55,9 (7,5) +	64,3 (5,4)	56,5 (6,16) #	59,3 (7,3)
Max. Âng. Extensão (°)	3,7 (6,4)	4,2 (4,8)	4,8 (4,75)	3,3 (8,1)
Amp. Flexão/extensão (°)	59,6 (10,5)	68,5 (8,2)	61,29 (5,79)	63,0 (8,8)
Max. Mom. Extensor (Nm/Kg)	0,4 (0,2)	0,5 (0,1)	0,4 (0,2)	0,4 (0,1)
Max. Mom. Flexor (Nm/Kg)	0,1 (0,1)	0,1 (0,1)	0,1 (0,0)	0,1 (0,1)
Amp. Mom. Flex/Ext (Nm/Kg)	0,5 (0,2)	0,5 (0,1)	0,5 (0,2)	0,5 (0,1)
Geração de potência (Watts/Kg)	0,8 (0,6)	0,7 (0,3)	0,6 (0,5)	0,8 (0,3)
Absorção de potência (Watts/Kg)	0,7 (0,4)	1,1 (0,6)	0,6 (0,4)	0,4 (0,3) #
Amp. Geração/absorção (Watts/Kg)	1,5 (0,9)	1,9 (0,8)	1,3 (0,8)	1,2 (0,4)
TORNOZELO				
Max. Âng. Dorsiflexão (°)	-3,4 (11,8)	-0,2 (5,3)	-5,6 (12,5)	6,5 (6,0) *
Max. Âng. Flexão Plantar (°)	28,8 (12,9)	30,9 (8,8)	32,4 (11,8)	7,5 (4,3) **
Amplitude Âng. Dorsi/flex. Plant. (°)	25,4 (9,8)	30,7 (5,4)	26,8 (9,6)	14,0 (4,5) **
Max. Mom. Dorsiflexor (Nm/Kg)	0,04 (0,04)	0,10 (0,16)	0,03 (0,04)	0,13 (0,09) **
Max. Mom. Flexor plantar (Nm/Kg)	1,10 (0,24)	0,97 (0,14)	0,80 (0,26) *	0,99 (0,16)
Amp. Mom. Dorsi/Flex.Pl. (Nm/Kg)	1,1 (0,2)	1,0 (0,1)	0,8 (0,2) *	1,1 (0,1)
Geração de potência (Watts/Kg)	2,9 (2,2)	2,3 (0,5)	1,5 (0,6)	0,7 (0,4) *
Absorção de potência (Watts/Kg)	0,7 (0,2)	0,7 (0,3)	0,6 (0,5)	0,6 (0,5)
Amp. Geração/absorção (Watts/Kg)	3,6 (2,2)	3,1 (0,7)	2,2 (1,0)	1,4 (0,9)

Média (desvio-padrão); n – número de pacientes; IMC – índice de massa corporal; MFM – medida da função motora; D1 – dimensão 1; T10 – teste de caminhada dos 10 metros; Max. - máximo; Âng. – ângulo; Mom. – momento; Amp – amplitude; Flex: flexor; Ext. – extensor; Dorsi. – dorsiflexor; Pl. – plantar; *p<0.05 quando comparado com SO (SO x OD); # p<0.05 quando comparado com ON (ON x OD); + p<0.05 quando comparado com ON (SO x ON).

Os resultados desta comparação entre os grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna com a AFO (ODc) análise estão ilustrados na Figura 2.

Figura 2 - Curvas médias dos parâmetros cinemáticos e cinéticos para os grupos sem órtese (linha preta), órtese noturna (linha vermelha), órtese diurna – com a órtese (linha azul), durante 100% do ciclo da marcha.

Análise comparativa dos parâmetros da marcha entre os grupos sem órtese (SO), órtese noturna (ON) e órtese diurna sem a AFO (ODs)

Não foi observada diferença ($p > 0,05$) dos parâmetros espaço-temporais, entre os grupos.

Contrariamente à comparação entre os grupos SO e ODc, na comparação entre SO e ODs, não foi observada diferença ($p > 0,05$) para os parâmetros cinemáticos e cinéticos na articulação do tornozelo. Entretanto, o grupo ODs obteve maior momento flexor de quadril e maior momento flexor plantar ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Contrariamente ao observado na comparação entre ON e ODc, não foram observadas diferenças entre grupos ON e ODs para o pico do ângulo de flexão do quadril, pico de absorção da potência de quadril, pico do ângulo de flexão plantar e pico do momento dorsiflexor ($p > 0,05$) (Tabela 3). Ainda, o grupo ODs obteve menor pico máximo do ângulo de flexão do joelho e menor pico mínimo do momento flexor de quadril que o grupo ON ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Entre os grupos SO e ON, foi observado que o grupo ON obteve maior pico do ângulo de flexão do joelho ($p < 0,05$) e maior absorção de potência de quadril que o grupo SO ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Os resultados desta análise estão ilustrados na Figura 3.

Figura 3 - Curvas médias dos parâmetros cinemáticos e cinéticos para os grupos sem órtese (linha preta), órtese noturna (linha vermelha), órtese diurna – sem a órtese (linha azul), durante 100% do ciclo da marcha.

Na comparação dos dados da marcha entre os grupos foi possível observar as adaptações na biomecânica do tornozelo quando o paciente caminhava com a órtese não foram mantidas quando o paciente caminhou sem o dispositivo.

5.2 Análise longitudinal individual

A Tabela 1 mostrou que 7 pacientes (nº 1, 4, 8, 9, 10, 15 e 18) foram reavaliados (Av2) após um intervalo de 5 a 7 m da avaliação inicial (Av1). Comparando o uso da órtese na Av2 com a Av1, foi observado que 2 pacientes não faziam uso da AFO na Av1 e iniciaram o uso noturno da AFO (pacientes nº 1 e nº 4), 2 pacientes faziam uso noturno da AFO na Av1 e mantiveram o uso da mesma (pacientes nº 8 e nº 9), 1 paciente fazia uso noturno da AFO na Av1 e parou de usar o dispositivo (paciente nº 10), 1 paciente não fazia uso da AFO na Av1 e iniciou o uso diurno da AFO (paciente nº 15) e 1 paciente fazia uso diurno da AFO na Av1 e parou de usar o dispositivo (paciente nº 18). O detalhamento do uso da órtese antes e durante o período do estudo está ilustrado na Figura 4. Os dados de amplitude passiva de movimento articular e força muscular isométrica dos membros inferiores destes 7 pacientes reavaliados são apresentadas na Tabela 4.

Paciente nº 1

Paciente nº 4

Paciente nº 8

Paciente nº 9

Paciente nº 10

Paciente nº 18

Paciente nº 15

Figura 4: Detalhamento do uso da órtese noturna antes e durante o período do estudo. nº: número; Av: avaliação.

Tabela 4: Amplitude passiva de movimento articular e força muscular isométrica nas avaliações 1 e 2, para os sete pacientes reavaliados.

	Paciente nº 1		Paciente nº 4		Paciente nº 8		Paciente nº 9		Paciente nº 10		Paciente nº 15		Paciente nº 18	
ADM (°)	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2
Ext. Quadril	12	10	6	0	10	12	10	14	10	16	10	16	12	10
Flex. Quadril	150	118	108	110	110	126	120	140	120	120	114	126	130	130
Ext. Joelho	0	0	-10	-6	4	0	0	0	0	0	2	0	-2	0
Flex. Joelho	140	130	118	110	138	128	130	146	144	140	130	142	134	130
Dorsiflexão - JF	6	8	-12	-8	14	10	0	2	0	2	3	5	0	0
Dorsiflexão - JE	4	4	-20	-14	20	4	20	2	0	0	2	4	-4	-10
Força muscular isométrica (Kgf)	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2
Flexores de quadril	9,6	8,1	7,1	6,5	3,0	5,0	4,2	5,3	5,3	3,4	11,7	5	4,1	3,4
Flexores de joelho	5,6	10	8,6	10,8	4,2	6	6,4	4,3	10,6	5,2	16,0	7,8	4,7	3,8
Extensores de joelho	3,7	4,5	6,8	5,5	6,7	10,1	7,8	7,5	7,4	2,3	24,3	7,0	2,1	2,6

nº: número. ADM: amplitude passiva de movimento articular. Av1: avaliação 1. Av2: avaliação 2. Ext.: extensão. Flex.: flexão. JF: joelho em flexão. JE: joelho em extensão.

A Tabela 5 apresenta os parâmetros biomecânicos da marcha nas avaliações 1 e 2, para os sete pacientes reavaliados. A seguir estão descritas as principais alterações na biomecânica da marcha observadas em cada um destes pacientes, durante o período do estudo.

Tabela 5: Comparação da funcionalidade e parâmetros biomecânicos da marcha dos pacientes reavaliados, nas avaliações 1 e 2.

	nº 1		nº 4		nº 8		nº 9		nº 10		nº 15		nº 18	
	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2	Av1	Av2
Uso da AFO	sem	not	sem	not	not	not	not	not	not	sem	Sem	diur	diur	sem
D1 – MFM (%)	84	79	56	41	94.8	97.4	71.7	58.9	nr		92.3	84.6	43.5	23
Parâmetros espaço-temporais														
Velocidade (m/s)	0.9	0.8	0.5	0.4	0.6	0.9	0.7	1.1	0.8	0.8	0.7	0.7	0.6	0.4
Cadência (passos/min)	110	98	111	102	162	141	132	153	118	130	112	109	108	100
Largura passada (m)	0.1	0.1	0.3	0.3	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.7	0.1	0.1	0.2	0.4
Comprimento passada (m)	1.0	0.1	0.5	0.5	0.6	0.7	0.7	0.8	0.9	0.7	0.8	0.8	0.6	0.4
Tempo do ciclo (s)	1.1	1.2	1.0	1.1	0.9	0.8	0.9	0.8	1.0	1.1	0.1	0.2	1.2	1.2
Tempo de apoio duplo (s)	0.1	0.0	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	1.1	1.1	0.2	0.1
Parâmetros cinemáticos e cinéticos														
PELVE														
Âng inclinação pélvica (°)	20.4	17.1	31.5	32.7	18.4	11.8	18.8	22.7	25.2	30.9	25.7	17.6	34.8	35.3
Âng obliquidade pélvica (°)	8.9	5.0	9.6	12.8	6.7	6.3	6.6	9.4	9.7	11.6	14.5	5.6	11.4	14.0
Âng rotação pélvica (°)	10.3	8.7	6.9	17.8	9.2	9.8	12.9	12.8	9.3	10.8	20.4	15.9	14.6	16.7
QUADRIL														
Âng extensão do quadril (°)	0.6	8.6	+21.6*	+24.2*	+0.7	15.2	8.3	8.8	0.5	+8.8	0.1	11.2	+13.4	+6.8
Âng flexão do quadril (°)	51.1	37.5	53.3	51.0	43.9	34.9	42.8	50.4	57.5	56.9	52.0	37.8	59.5	49.4
Mom extensor do quadril (Nm/Kg)	nr		0.3	0.3	0.3	0.7	0.4	0.6	0.6	0.5	0.5	0.5		nr
Mom flexor do quadril (Nm/Kg)	nr		0.3	0.1	0.3	0.4	0.4	0.5	0.4	0.4	0.2	0.2		nr
Ger potência de	nr		0.5	-0.5	1.0	0.8	1.1	2.3	1.5	1.5	0.7	0.7		nr

quadril (Watts/Kg)

JOELHO														
Âng extensão do joelho (°)	3.2	8.3	+12.1*	+11.5*	3.2	9.9	10.2	9.6	2.4	0.7	8.3	8.0	6.6	2.6
Âng flexão do joelho (°)	70.3	59.5	56.8	53.4	64.0	61.0	61.9	70.5	75.3	64.7	58.7	51.3	55.6	34.4
Mom extensor do joelho (Nm/Kg)	nr		0.0	0.0	0.2	0.1	0.1	0.1	0.0	0.0	0	0.0		nr
Mom flexor do joelho (Nm/Kg)	nr		0.2	0.2	0.3	0.3	0.4	0.5	0.4	0.5	0.5	0.4		nr
Ger potência de joelho (Watts/Kg)	nr		0.1	0.1	0.9	0.6	0.5	0.9	0.9	0.5	0.5	0.8		nr
TORNOZELO														
Âng Dorsiflexão /flexão plantar (-) (°)	8.6	7.9	-7.9	-10.2	9.2	8.5	-0.5	-0.1	0.8	-0.1	-4.9	-0.4	-8.1	-10.3
Mom dorsiflexor (Nm/Kg)	nr		0	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0		nr
Mom flexor plantar (Nm/Kg)	nr		1.0	0	0.9	1.1	0.8	0.9	1.0	1.0	0.9	1.0		nr
Ger potência de tornozelo (Watts/Kg)	nr		1.6	0.0	2.1	2.5	1.9	3.2	2.6	1.7	1.9	1.2		nr

nº: número do paciente; AFO: *ankle-foot orthosis*; D1-MFM: escore da dimensão 1 (em pé e transferências) da escala Medida da função motora; nº: número do paciente; Av1: avaliação inicial; Av2: avaliação final; not: noturna; diur: diurna; Âng: ângulo; Mom: momento; Ger: geração; nr: não realizada avaliação desses parâmetros na avaliação 2. *não apresentou pico de extensão; o valor positivo indica flexão da articulação.

Paciente1: não fazia uso da AFO na Av1 e iniciou o uso noturno da AFO.

Em relação à funcionalidade, o paciente 1 apresentou diminuição dos escores total e da dimensão 1 da MFM.

Comparando os dados espaço-temporais da Av2 com a Av1, foi observado que em 5 meses de acompanhamento houve diminuição da velocidade e da cadência e aumento do tempo do ciclo.

Considerando os parâmetros cinemáticos foi observado: diminuição do ângulo de inclinação, obliquidade e rotação pélvicas; diminuição dos picos dos ângulos de flexão do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão e aumento do pico do ângulo de flexão plantar. Não foi possível realizar a comparação dos dados cinéticos entre as avaliações 1 e 2, pois na avaliação 2 o paciente não conseguiu completar a captação dos mesmos.

Paciente 4 - não fazia uso da AFO na Av1 e iniciou o uso noturno da AFO.

Em relação à funcionalidade, o paciente 4 apresentou diminuição dos escores total e da dimensão 1 da MFM.

Comparando os dados espaço-temporais da Av2 com a Av1, foi observado que em 5 meses de acompanhamento houve diminuição da velocidade e da cadência e aumento do tempo do ciclo.

Considerando os parâmetros cinemáticos houve: aumento do pico dos ângulos de inclinação, obliquidade e rotação pélvicas; diminuição do pico dos ângulos de flexão do quadril e flexão do joelho e aumento do pico do ângulo de flexão plantar.

Em relação aos parâmetros cinéticos houve diminuição do pico do momento flexor do quadril e do pico do momento flexor plantar, diminuição da geração das potências de quadril, de joelho e de tornozelo.

Paciente 8 - fazia uso noturno da AFO na Av1 e manteve o uso da mesma.

Em relação à funcionalidade, o paciente 8 apresentou diminuição do escore total da MFM e aumento do escore da dimensão 1 da MFM.

Comparando os dados espaço-temporais da Av2 com a Av1, foi observado que em 6 meses de acompanhamento houve aumento da velocidade e do comprimento de passo; diminuição da cadência e do tempo de duração do ciclo.

Na cinemática houve: diminuição dos picos dos ângulos de inclinação e obliquidade pélvicas, aumento do pico de rotação pélvica; diminuição do pico dos ângulos de flexão do quadril, flexão de joelho e de dorsiflexão.

Considerando os dados cinéticos foi observado aumento do pico do momento extensor de quadril, diminuição do momento extensor do joelho, aumento do pico do momento flexor plantar. Ainda, houve diminuição da geração e aumento da potência de quadril, diminuição da geração da potência de joelho aumento da geração e aumento da absorção da potência de tornozelo.

Paciente 9- fazia uso noturno da AFO na Av1 e manteve o uso da mesma.

Em relação à funcionalidade, o paciente 9 apresentou aumento do escore total da MFM e diminuição do escore da dimensão 1 da MFM.

Comparando os dados espaço-temporais da Av2 com a Av1, foi observado que em 7 meses de acompanhamento houve aumento da velocidade e da cadência e diminuição da duração do tempo do ciclo.

Considerando os parâmetros cinemáticos houve: aumento dos picos dos ângulos de inclinação e obliquidade pélvicas; aumento dos picos dos ângulos de flexão do quadril e flexão do joelho e diminuição do pico do ângulo de flexão plantar.

Nos dados cinéticos foi observado: aumento do pico do momento extensor do quadril, diminuição do momento extensor do joelho, aumento do pico do momento flexor plantar, aumento da geração de potência de quadril e joelho.

Paciente 10 - fazia uso noturno da AFO na Av1 e parou de usar o dispositivo.

Comparando os dados espaço-temporais da Av2 com a Av1, foi observado que em 6 meses de acompanhamento houve diminuição da velocidade e do comprimento da passada; aumento da cadência, da largura da passada do tempo do ciclo e do tempo de duplo apoio.

Cinematicamente foi observado aumento dos picos do ângulo de inclinação e obliquidade pélvicas, diminuição do pico do ângulo de flexão de quadril, diminuição do pico do ângulo de flexão do joelho e do ângulo de dorsiflexão.

Considerando os parâmetros cinéticos houve diminuição dos picos dos momentos extensor de quadril, extensor de joelho e flexor plantar. Ainda, houve diminuição da geração de potência de quadril, joelho e tornozelo.

Paciente 15: não fazia uso da AFO na Av1 e iniciou o uso diurno da AFO.

Em relação à funcionalidade, o paciente 15 diminuição dos escores total e da dimensão 1 da escala MFM.

Comparação 1: Comparação dos parâmetros da marcha sem órtese entre as avaliações 1 e 2.

Comparando os dados da Av 1 com a Av2, foi visto que na Av 2 houve diminuição da cadência, aumento da largura da passada e aumento do tempo de apoio duplo.

Cinematicamente foi observado: diminuição dos picos dos ângulos de inclinação, obliquidade pélvicas, flexão do quadril, flexão do joelho e flexão plantar.

Considerando os dados cinéticos houve diminuição do pico do momento extensor do quadril, aumento do pico do momento flexor plantar do tornozelo, aumento da geração de potência de joelho e diminuição da geração de potência do tornozelo.

Comparação 2: Comparação dos dados entre a Av2 com órtese e a Av1.

Em relação aos parâmetros espaço-temporais da Av2 com órtese foi observado: diminuição da velocidade e cadência, aumento da largura da passada, do tempo ciclo e do tempo de apoio duplo.

Na cinemática houve diminuição dos picos do ângulo de inclinação, obliquidade e rotação pélvicas; diminuição dos picos dos ângulos de flexão do quadril, flexão do joelho e flexão plantar.

Considerando os dados cinemáticos houve: aumento dos picos dos momentos extensor de quadril e extensor de joelho; e aumento do pico do momento dorsiflexor. Também foi observada diminuição da geração de potência de quadril e tornozelo e aumento da geração de potência de joelho.

Paciente 18- fazia uso diurno da AFO na Av1 e parou de usar o dispositivo.

Em relação à funcionalidade, o paciente 18 apresentou, em 6 meses de acompanhamento, diminuição dos escores total e na dimensão 1 da MFM.

Comparação 1: Comparação dos parâmetros da marcha sem órtese entre as avaliações 1 e 2.

Considerando os dados espaço-temporais, na avaliação 2 houve diminuição da velocidade, da cadência, do comprimento da passada e do tempo de duplo apoio e aumento da largura da passada.

Em relação aos dados cinemáticos foi observado: aumento dos picos dos ângulos de inclinação, obliquidade e rotação pélvicas; diminuição dos picos máximo do ângulo de flexão do quadril, flexão do joelho e aumento do pico máximo do ângulo de flexão plantar.

Não foi possível realizar a comparação dos dados cinéticos entre as avaliações 1 e 2, pois na avaliação 2 o paciente não conseguiu completar a captação dos mesmos.

Comparação 2: Comparação entre os parâmetros da marcha com órtese na Av1 e sem órtese na Av2.

Considerando os dados espaço-temporais, na avaliação 2 houve diminuição da velocidade, da cadência, do comprimento da passada e do tempo de duplo. Houve também aumento da largura da passada e do tempo do ciclo.

Cinematicamente houve: aumento dos picos máximos dos ângulos de inclinação, obliquidade e rotação pélvicas; aumento do pico do ângulo de flexão de quadril, diminuição do pico do ângulo de flexão do joelho e aumento do pico do ângulo de flexão plantar.

Não foi possível realizar a comparação dos dados cinéticos entre as avaliações 1 e 2, pois na avaliação 2 o paciente não conseguiu completar a captação dos mesmos.

Análise comparativa entre os 7 pacientes reavaliados: mudanças funcionais e principais alterações biomecânicas na marcha

Em relação à funcionalidade, foi observado diminuição do escore da MFM para a maioria dos pacientes reavaliados. Dentre os 7 pacientes reavaliados, o único paciente que obteve aumento do escore da MFM foi o paciente nº 8, que iniciou precocemente o uso noturno da AFO e manteve o uso da mesma no período do estudo. Ainda, os escores mais baixos da MFM e a diminuição mais acentuada da pontuação na mesma no período do estudo, foram observados para os pacientes nº 4, que iniciou tardiamente o uso da AFO (12 anos) e nº 18, que apesar de ter iniciado precocemente o uso do dispositivo, interrompeu o uso do mesmo.

A Tabela 5 indicou as principais alterações na biomecânica da marcha dos sete pacientes acompanhados por um período entre 5 e 7 meses.

Em relação aos parâmetros espaço-temporais, os 2 pacientes que mantiveram o uso noturno da AFO (pacientes nº 8 e 9) foram os únicos que apresentaram aumento da velocidade da marcha e diminuição do tempo de duração do ciclo na avaliação 2. Os demais pacientes apresentaram diminuição da velocidade e aumento do tempo do ciclo. O comprimento da passada foi maior na Av2 para estes pacientes que mantiveram o uso noturno (nº 8 e 9) e para o paciente que iniciou o uso diurno (nº 15). Os pacientes que interromperam o uso da órtese (nº 10 e 18) e os pacientes que iniciaram o uso noturno da AFO (pacientes 1 e 4) apresentaram na Av2 menor velocidade, maior largura da passada e maior tempo de duração do ciclo.

Considerando os parâmetros cinemáticos e cinéticos, foi observado que os 2 pacientes que mantiveram o uso noturno da AFO (pacientes nº 8 e 9) apresentaram aumento do momento extensor de quadril, aumento do momento flexor plantar e aumento da geração de

potência de tornozelo, contrariamente ao paciente que interrompeu o uso noturno da AFO (paciente nº 10).

Os pacientes que interromperam o uso da AFO apresentaram, na Av2, maiores ângulos de inclinação, obliquidade e rotação pélvica, contrariamente ao paciente que iniciou o uso diurno da AFO (nº 15). Ainda, o paciente nº 15 obteve menor ângulo de flexão plantar, contrariamente aos pacientes nº 10 e 18 que apresentaram, respectivamente, menor ângulo de dorsiflexão e maior ângulo de flexão plantar.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

6.1 Análises transversais do uso noturno e diurno da AFO

A perda da marcha na DMD é consequência de uma associação de fatores, tais como: perda progressiva da força muscular, presença de encurtamentos em flexão plantar e atrofia por desuso (SPENCER; VIGNOS, 1962). Diante disso, se fez necessário estudar estratégias de reabilitação que minimizem a progressão das deformidades e talvez possibilitem um maior tempo de deambulação, como as órteses.

De acordo com Hyde et al. (1982) o prejuízo na funcionalidade e a progressão da fraqueza muscular na DMD não são acentuados pelo uso da órtese na deambulação (HYDE et al., 1982). Os resultados da análise transversal deste estudo concordam com os resultados de Hyde et al. (1982), uma vez que não indicaram diferença entre os grupos SO, ON e OD da funcionalidade avaliada pela MFM nem da força isométrica máxima dos membros inferiores. A ausência de diferença dos escores funcionais entre os grupos talvez possa ser explicada pelo fato de que a avaliação funcional pela MFM é realizada com o paciente descalço, sem a órtese. Isso pode sugerir que o uso da AFO, seja noturno ou diurno, não possibilita a manutenção de alterações biomecânicas quando o paciente caminha sem o dispositivo, não influenciando a funcionalidade destes pacientes.

Além da funcionalidade, os resultados deste estudo não indicaram diferença entre os grupos em relação à idade, dados antropométricos, força muscular, composição corporal e T10. Em pacientes com DMD a composição corporal é alterada pelo uso de corticoide e há uma correlação negativa entre a porcentagem de massa gorda e o escore da MFM (VUILLEROT et al., 2010). A ausência de diferença, entre os grupos, da composição corporal e da MFM pode sugerir homogeneidade da amostra, sendo justificada pelo uso de corticoide. Os resultados do T10 também indicam homogeneidade da amostra. Um maior tempo de execução do T10 pode representar maior probabilidade de perda de marcha, sendo explicado pelas alterações na força muscular, pelos encurtamentos musculares, pelo tratamento médico e fisioterapêutico e pelo estágio da doença no qual a criança se encontrava ao ingressar no estudo (PIZZATO, 2011). Assim, essa homogeneidade dos grupos em relação à força muscular, composição corporal, T10 e escore funcional, talvez possa diminuir os vieses para avaliar o efeito do uso noturno e diurno da AFO na biomecânica marcha dos pacientes.

Considerando os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha, o uso da AFO na deambulação afetou positivamente a mesma. O grupo ODc apresentou maior ângulo de dorsiflexão, menor ângulo de flexão plantar, maior momento dorsiflexor e menor geração de potência de tornozelo em relação ao grupo SO. Pacientes com DMD apresentam menor do ângulo de dorsiflexão, maior ângulo de flexão plantar (Doglio et al 2011, Thomas et al. 2010), maior momento flexor plantar e maior geração de potência de tornozelo (Gaudreault et al. 2010) que crianças saudáveis. Assim, infere-se que ao caminhar com a órtese as compensações biomecânicas típicas da DMD no tornozelo foram minimizadas. O encurtamento em flexão plantar acentua-se com a progressão da doença (ARMAND et al., 2005) e é uma das causas da perda da deambulação (SCOTT et al., 1981), diante disso infere-se que o uso da AFO na deambulação talvez possa favorecer o prolongamento da mesma, por minimizar compensações que culminam na perda da DMD.

Em pacientes com DMD, as adaptações biomecânicas na articulação do tornozelo provocam alterações nas demais articulações, tais como: maior ângulo de extensão do joelho (Doglio et al.2011), maior momento extensor de joelho (KHODADADEH et al., 1986), maior ângulo de flexão do quadril, aumento da rotação pélvica (Doglio et al. 2011). Entretanto, no grupo ODc, as alterações na biomecânica do tornozelo não repercutiram em alterações no quadril, joelho ou pelve. Isso pode ser devido à heterogeneidade da amostra em relação ao uso da órtese, principalmente em relação às diferentes idades e estágios funcionais nos quais o uso do dispositivo foi iniciado. Ainda, estes achados para o grupo ODc podem ter sido camuflados pelas diferentes características clínicas individuais dos pacientes em relação a força muscular e amplitude passiva de movimento articular.

Essas alterações cinemáticas e cinéticas observadas para o grupo ODc não foram observadas quando os pacientes caminharam sem a órtese (grupo ODs). E ainda, o grupo ODs apresentou menores picos dos momentos flexor plantar e flexor de quadril que os pacientes que nunca usaram a AFO (grupo SO). Ao caminhar sem o dispositivo a posição do pé em equino foi permitida devido à ausência de restrição mecânica. O encurtamento em flexão plantar posiciona o vetor de força de reação ao solo anterior ao tornozelo e posterior ao quadril, favorecendo os momentos flexores nessas articulações (HSU; FURUMASU, 1993). Os resultados da comparação entre ODs e SO podem indicar que quando um paciente já adaptado ao uso da órtese deambula sem a mesma, as adaptações apresentadas com o dispositivo não são mantidas. A ausência de restrição mecânica permitiu que os pacientes utilizassem compensações típicas da doença, e que houvesse uma alteração negativa nos parâmetros cinéticos da marcha.

Os resultados da comparação entre os grupos ODc e ON, também indicaram que o uso da órtese na deambulação pode alterar positivamente os parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha. O grupo ODc apresentou menor ângulo de flexão plantar, maior momento dorsiflexor, menor ângulo de flexão de quadril, menor absorção de potência de quadril e menor cadência. Em pacientes com DMD o maior ângulo de flexão plantar acarreta aumento do ângulo de flexão de quadril (DOGLIO et al., 2011), e a posição do pé em equino favorece um momento flexor na articulação (GAUDREAULT; GRAVEL; NADEAU, 2009). Assim, no grupo ODc foram observadas adaptações biomecânicas contrárias ao padrão de marcha do paciente com DMD. Neste grupo, a órtese impediu mecanicamente o movimento de flexão plantar durante a marcha, e isso teve como consequência a diminuição ângulo de flexão de quadril, o aumento do momento dorsiflexor e a diminuição da cadência.

A menor absorção de potência de quadril no grupo ODc poderia ser considerada uma desvantagem cinética. Entretanto, destaca-se que o pico de potência no grupo ODc ocorreu na fase do balanço médio, na qual há ação excêntrica do glúteo máximo para desacelerar o movimento de flexão do quadril. Assim, essa menor absorção no grupo ODc talvez não esteja relacionada ao uso da órtese, mas sim à própria evolução da doença que tem como principal característica a fraqueza dos músculos extensores de quadril. Observa-se ainda que as alterações biomecânicas do grupo ODc em relação ao grupo ON não foram observadas quando o paciente que fazia uso diurno da AFO deambulou sem o dispositivo (comparação entre ODs e ON). Isso sugere que o uso noturno da AFO não impediu que o paciente realizasse as compensações características da doença, enquanto que deambular com a AFO minimizou as mesmas, porém, sem mantê-las quando o paciente caminhou sem a dispositivo.

Diferentemente da órtese diurna, o uso da órtese noturna parece não ter influenciado significativamente os parâmetros da marcha do grupo ON em relação ao SO. O grupo ON apresentou maior ângulo de flexão de joelho que o grupo SO, entretanto essa alteração não foi acompanhada de demais alterações cinemáticas ou cinéticas. O uso noturno da AFO protege contra os encurtamentos de tornozelo, mas não reflete na performance funcional de crianças com doenças neuromusculares (ALEMDAROĞLU et al., 2014). Contrariamente, para Scott et al. (1981) o início precoce do uso noturno da órtese retarda o desenvolvimento de encurtamentos e diminui a perda funcional. Neste estudo não foi observada diferença entre os grupos ON e SO para a amplitude passiva de movimento articular de tornozelo. Este achado então talvez possa justificar a ausência de demais alterações na biomecânica da marcha. Ainda, pode ser que o efeito do uso noturno da AFO tenha sido mascarado pelas diferenças da

idade de início do dispositivo (3 a 8 anos) e talvez possam ser melhor visualizadas na análise longitudinal.

O encurtamento em flexão plantar é considerado uma das causas da perda da deambulação (SCOTT et al., 1981). E, com a progressão do desvio da marcha na DMD há acentuação da flexão plantar durante a deambulação (THOMAS et al., 2010). Diante disso, o uso da AFO na deambulação talvez possa favorecer o prolongamento da marcha por impedir a posição do pé em equino. Os resultados das análises transversais indicaram que o uso da AFO na deambulação afeta positivamente parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha de pacientes com DMD, de modo que pode minimizar compensações biomecânicas típicas da doença, principalmente no tornozelo. O uso noturno da AFO, apesar de retardar a progressão do encurtamento em flexão plantar (HYDE et al., 1982; SCOTT et al., 1981), não causou alterações cinemáticas ou cinéticas relevantes na marcha dos pacientes. A fim de complementar estes resultados serão discutidos a seguir os resultados longitudinais dos sete pacientes reavaliados.

6.2 Análise longitudinal individual

A partir da análise biomecânica da marcha de pacientes com DMD, alguns autores afirmam que o encurtamento em flexão plantar pode ser útil para manter a função da marcha (ARMAND et al., 2005; GAUDREAU; GRAVEL; NADEAU, 2009). Entretanto, neste estudo, os pacientes que interromperam o uso do dispositivo (pacientes nº 10 e 18) apresentaram, respectivamente, menor ângulo de dorsiflexão e maior ângulo de flexão plantar. E, como discutido anteriormente, foram os que apresentaram diminuição mais acentuada no escore da dimensão 1 da MFM, evidenciando piora na função da marcha. Assim, a interrupção do uso da órtese aumentou o encurtamento em flexão plantar, e este por sua vez, pode ter sido a causa do prejuízo funcional observado nestes pacientes.

Do ponto de vista cinético, o encurtamento em flexão plantar posiciona o vetor de força de reação ao solo anterior ao tornozelo, favorecendo um momento flexor na articulação (HSU; FURUMASU, 1993). Para Gaudreault et al. (2009), o momento flexor plantar favorece a marcha de pacientes com DMD por compensar a fraqueza muscular progressiva. E, a fraqueza muscular acarreta menor geração de potência de tornozelo em pacientes com DMD (DOGLIO et al., 2011). Neste sentido, interromper o uso noturno da AFO (paciente nº 10)

ocasionou diminuição do momento flexor plantar e diminuição da geração de potência de tornozelo. Assim, a interrupção do uso da AFO talvez interfira em fatores que pioram o quadro funcional do paciente, uma vez que reforçou adaptações típicas da marcha na DMD. Contrariamente, os pacientes que mantiveram o uso noturno da AFO (nº 8 e 9), apresentaram aumento do momento flexor plantar e aumento da geração de potência de tornozelo. Isso talvez pode indicar que há minimização do prejuízo funcional característico da doença com o início precoce e contínuo do uso noturno da AFO.

A diminuição do ângulo de dorsiflexão na marcha dificulta a realização do 2º mecanismo de rolamento do tornozelo, o que diminui a progressão anterior da tíbia acarretando um aumento do ângulo de extensão do joelho (DOGLIO et al., 2011). Diante disso, seria esperado um aumento do ângulo de extensão do joelho para os pacientes que interromperam o uso da órtese (pacientes nº 10 e 18). Porém, os mesmos apresentaram diminuição do ângulo de extensão de joelho. Isso pode sugerir que a interrupção do uso AFO acarretou avanço dos encurtamentos de joelho de tal modo que impediu que os pacientes realizassem a compensação.

Complementarmente, a maior parte da fase de apoio da marcha de pacientes com DMD é guiada pelo momento extensor, contrariamente às crianças saudáveis (KHODADADEH et al., 1986). Estes autores ainda destacam que a cirurgia de alongamento do tendão do calcâneo gera um momento flexor de joelho no paciente com DMD por posicionar posteriormente o vetor de força de reação ao solo. Neste estudo, foi observado que o paciente nº 9, que manteve o uso da AFO, apresentou diminuição do momento extensor do joelho. Isso pode sugerir que a diminuição do ângulo de flexão plantar, causada pelo uso da órtese, acarretou aumento do ângulo de flexão do joelho e assim, menor momento extensor e maior momento flexor de joelho. Diante disso, infere-se que o uso precoce e contínuo da AFO causa mudanças na biomecânica do joelho semelhantes às obtidas na cirurgia de alongamento do tendão do calcâneo, o que minimiza adaptações típicas da doença.

Contrariamente, no paciente nº 10, que interrompeu o uso da AFO, foi observado aumento do encurtamento em flexão plantar e consequente diminuição do momento flexor do joelho. Soma-se a este achado, a diminuição da geração da potência de joelho. De acordo com o estudo de D'Ângelo et al. (2009), a potência de joelho em pacientes com DMD é muito menor que em crianças saudáveis. Assim, estes resultados podem indicar que interromper o uso da AFO talvez reforce a progressão do prejuízo funcional característico da doença.

Além das alterações na biomecânica do joelho, o encurtamento em flexão plantar ocasiona aumento do ângulo de flexão do quadril (DOGLIO et al., 2011). E, pacientes em um

estágio mais avançado da doença apresentam menor ângulo de extensão de quadril (THOMAS et al., 2010). Diante disso, infere-se que aumentar o ângulo de extensão do quadril seja vantajoso para o paciente com DMD. Nossos resultados mostram que houve aumento do ângulo de extensão do quadril para os pacientes nº 1, 8 e 15; manutenção do ângulo para o paciente nº 9 e diminuição da extensão do quadril para o paciente nº 10. Ainda é relevante destacar que os pacientes nº 4, que iniciou o uso noturno da órtese tardiamente (12 anos) e o paciente nº 18, que interrompeu o uso diurno da AFO, apresentaram ausência do ângulo de extensão do quadril. Assim, novamente parece que o uso da AFO minimizou uma compensação biomecânica o que pode favorecer o atraso das perdas funcionais da doença.

Ainda em relação à articulação do quadril, os pacientes com DMD apresentam menor momento extensor de quadril que crianças saudáveis (GAUDREAULT et al., 2010). Neste estudo, os pacientes que mantiveram o uso da AFO (nº 8 e 9) e paciente que iniciou o uso da AFO (nº 15) aumentaram o momento extensor. Contrariamente, o paciente que interrompeu o uso da AFO (nº 10) diminuiu o momento extensor. Para Gaudreault et al. (2010), o menor momento extensor pode ser explicado pela menor magnitude e pela maior inclinação posterior do vetor de força de reação ao solo. Assim, supõe-se que aumento do encurtamento em flexão plantar observado no paciente nº10, causado pela interrupção do uso da órtese, posicionou o vetor de força de reação ao solo posteriormente ao joelho e ao quadril, alterando o momento nestas articulações de forma a reforçar o prejuízo funcional típico da doença.

Soma-se aos dados dos momentos do quadril, os achados em relação à geração de potência. De acordo com D'Ângelo et al. (2009), a potência de quadril nos pacientes com DMD é altamente reduzida em relação ao grupo controle. Neste estudo, o paciente nº 9, que manteve o uso da AFO, foi o único que obteve aumento da geração de potência de quadril. Isso pode reforçar a hipótese de que o uso precoce e contínuo da AFO minimiza a progressão das perdas funcionais da doença.

A alteração das funções na articulação do quadril pode modificar o alinhamento da pelve. Como por exemplo, a limitação da extensão de quadril pode causar uma inclinação anterior da pelve e do tronco caso não seja compensada. Entretanto, a lordose lombar reestabelece a posição do tronco ereto nessa situação de déficit de extensão (PERRY, 2005). Na progressão da marcha do paciente com DMD há a acentuação da lordose lombar, que é causada pelo aumento da inclinação pélvica anterior (HSU; FURUMASU, 1993) e pela fraqueza dos músculos extensores de quadril (DO, 2002).

O fato da diminuição da extensão do quadril causar aumento da inclinação pélvica anterior justifica a diminuição do ângulo de inclinação pélvica para os pacientes nº 1, 8 e 15 e

o aumento do ângulo de inclinação pélvica para o paciente nº 10, que apresentaram, respectivamente, diminuição e aumento do ângulo de extensão do quadril. Para Doglio et al. (2011), o aumento da anteriorização pélvica é devido ao subuso do glúteo, ou seja, há uma redução da ativação muscular na intenção de reduzir a fadiga muscular. Diante disso, a minimização das alterações biomecânicas no quadril, causadas pelo uso da órtese, foram refletidas na pelve, reforçando a hipótese de que o uso da AFO retarda o avanço da doença.

Ainda em relação a pelve, o aumento da rotação pélvica, é uma estratégia para aumentar o comprimento do passo (DOGLIO et al., 2011). Isso explica o fato dos pacientes 10 e 18 terem apresentado na Av2 maior ângulo de rotação pélvica. A interrupção do uso da órtese provocou diminuição do comprimento da passada e consequentemente, reforçou a estratégia que permite o avanço do membro inferior. Contrariamente, para o paciente que iniciou o uso diurno da órtese (nº 15) foram observados aumento do comprimento da passada e diminuição do ângulo de rotação pélvica. De acordo com Doglio et al. (2011), a prescrição de uma órtese poderia ser pensada para ajudar no suporte do pé e facilitar o “toe clearance” na fase de balanço. Assim, os resultados do paciente nº 15 podem indicar que a AFO permitiu este suporte do pé, facilitando o avanço do membro, com consequente diminuição da rotação pélvica e aumento do comprimento da passada.

Ao nosso conhecimento, o único relato na literatura sobre o efeito biomecânico da AFO na deambulação de pacientes com DMD, refere-se a um resumo de estudo de caso de dez pacientes (BROMWICH et al., 2012). Para os autores, o modelo de órtese utilizado (combinação de AFO com calçado) ocasionou como efeitos positivos: diminuição da dor na panturrilha, do encurtamento em flexão plantar e da inclinação pélvica anterior e aumento da distância percorrida, da velocidade da marcha e do comprimento do passo. Assim, pelo fato da órtese ajudar na velocidade e estabilidade, ela pode ser um dispositivo que pode melhorar a deambulação de pacientes com DMD, se utilizado na fase correta da progressão da doença (BROMWICH et al., 2012).

Baseado em aspectos da biomecânica da marcha de pacientes com DMD, Siegel (1997) afirma que se possível o quadril e o joelho devem ser mantidos livres para permitir que o paciente module seu centro de gravidade. Ainda, o uso de uma órtese que estimule a dorsiflexão e iniba flexão plantar permite o movimento de alguns graus ao redor do eixo da articulação do tornozelo, o que facilita as estratégias de balanço de quadril, pelve e tronco (SIEGEL; BERNARDONI, 1997). Neste estudo, a adição ou interrupção do uso da AFO alterou a biomecânica do tornozelo aumentando ou diminuindo o encurtamento em flexão

plantar. E, conseqüentemente, a biomecânica do joelho, quadril e pelve também foram alteradas.

O estudo do caso dos 7 pacientes acompanhados pelo período de 6 meses pareceu indicar que o início precoce e contínuo do uso noturno da AFO pode prolongar o tempo de deambulação, uma vez que minimiza as compensações biomecânicas na marcha e o declínio funcional, assim como o uso diurno. Neste sentido ainda, interromper a intervenção ortotótica (diurna ou noturna) parece permitir a progressão da doença de forma semelhante à pacientes que não sofreram intervenção.

Figura 5 – *Ankle-foot orthosis* articulada com tiras removíveis.

Diante da ausência da cura para a DMD e da certeza da perda de marcha destes pacientes, se faz necessário avaliar o efeito de uma intervenção terapêutica que possa prolongar o tempo de deambulação. Assim, se justificou a realização deste estudo, que atingiu os objetivos propostos verificando o efeito do uso noturno e diurno da AFO na marcha de pacientes com DMD.

6.3 Limitações do estudo

Como mencionado anteriormente, a prescrição de órtese para pacientes com DMD implica em questões como momento ideal para a prescrição e horas de uso por dia. Entretanto, neste estudo, não foi possível controlar essas variáveis. A inserção de pacientes com diferentes idades de início do uso da órtese é considerada outra limitação do estudo. E mais, o reduzido tamanho amostral e o pequeno tempo de acompanhamento dos pacientes na análise longitudinal permitiu estabelecer conclusões simples. A escassez de estudos sobre o efeito das órteses na biomecânica da marcha em pacientes com DMD também limita a comparação dos nossos resultados. Ainda, não foram realizados testes funcionais com e sem a órtese nem a avaliação do gasto energético com o dispositivo; tais análises poderiam complementar os achados das alterações biomecânicas. Neste sentido, há a necessidade de realização de outros estudos que avaliem o impacto do uso da AFO nas atividades funcionais e no gasto energético da marcha dos pacientes com DMD.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

O uso diurno da AFO pode alterar positivamente os parâmetros cinemáticos e cinéticos do tornozelo em pacientes com DMD. Entretanto, estas alterações não são mantidas quando o paciente caminha sem o dispositivo. O início precoce e contínuo do uso noturno da AFO parece minimizar compensações espaço-temporais e cinemáticas da DMD, por atrasar o avanço do encurtamento em flexão plantar. Assim, sugere-se que o uso diurno e noturno da AFO seja iniciado precocemente e mantido ao longo do tempo pelos pacientes com DMD, e que as órteses sejam ajustadas conforme a progressão da doença.

REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

- ALEMDAROĞLU, İ. et al. Is there any relationship between orthotic usage and functional activities in children with neuromuscular disorders? **Prosthetics and orthotics international**, v. 38, n. 1, p. 27–33, fev. 2014.
- ARMAND, S. et al. A comparison of gait in spinal muscular atrophy, type II and Duchenne muscular dystrophy. **Gait Posture**, v. 21, n. 4, p. 369–378, jun. 2005.
- BAKKER, J. P. et al. The effects of knee-ankle-foot orthoses in the treatment of Duchenne muscular dystrophy: review of the literature. **Clinical rehabilitation**, v. 14, n. 4, p. 343–359, 1 ago. 2000.
- BAKKER, J. P. J. et al. Predictive factors of cessation of ambulation in patients with Duchenne muscular dystrophy. **American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 81, n. 12, p. 906–912, dez. 2002.
- BALABAN, B. et al. Corticosteroid treatment and functional improvement in Duchenne muscular dystrophy: long-term effect. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 84, n. 11, p. 843–50, nov. 2005.
- BELLAYOU, H. et al. Duchenne and Becker muscular dystrophy: contribution of a molecular and immunohistochemical analysis in diagnosis in Morocco. **Journal of biomedicine & biotechnology**, v. 2009, p. 325210, jan. 2009.
- BÉRARD, C. et al. A motor function measure for neuromuscular diseases. Construction and validation study. **Neuromuscular Disorders**, v. 15, n. 7, p. 463–470, jul. 2005.
- BROMWICH, W. et al. S.P.63 Using a novel ambulatory Ankle Foot Orthoses and Footwear Combination (NAFOFC) in Duchenne Muscular Dystrophy (DMD): Preliminary results for acceptability and changes in functional participation. **Neuromuscular Disorders**, v. 22, n. 9–10, p. 888, out. 2012.
- D'ANGELO, M. G. et al. Gait pattern in Duchenne muscular dystrophy. **Gait and Posture**, v. 29, n. 1, p. 36–41, jan. 2009.
- DO, T. Orthopedic management of the muscular dystrophies. **Current opinion in pediatrics**, v. 14, n. 1, p. 50–53, 2002.
- DOGLIO, L. et al. Early signs of gait deviation in Duchenne muscular dystrophy. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, v. 47, n. 4, p. 587–94, dez. 2011.
- DUFEK, J. S. et al. Functional and dynamic response characteristics of a custom composite ankle foot orthosis for Charcot-Marie-Tooth patients. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 308–313, jan. 2014.
- EAGLE, M. Report on the Muscular Dystrophy Campaign workshop: Exercise in neuromuscular diseases. **Neuromuscular Disorders**, v. 12, p. 975–983, 2002.

EMERY, A. E. Population frequencies of inherited neuromuscular diseases-a world survey. **Neuromuscular disorders**, v. 1, n. 1, p. 19–29, jan. 1991.

EMERY, A. E. Duchenne muscular dystrophy-Meryon's disease. **Neuromuscular Disorders**, v. 3, n. 4, p. 263–266, 1993.

EMERY, A. E. H. The muscular dystrophies. **Lancet**, v. 359, n. 9307, p. 687–95, 23 mar. 2002.

FERNANDES, N. et al. A Importância das Órteses de Membros Inferiores na Distrofia Muscular de Duchenne – Revisão. **Revista Neurociências**, v. 20, n. 4, p. 584–587, 21 jan. 2012.

GARRALDA, M. E. et al. Knee-ankle-foot orthosis in children with duchenne muscular dystrophy: User views and adjustment. **European Journal of Paediatric Neurology**, v. 10, n. 4, p. 186–191, jul. 2006.

GAUDREAULT, N. et al. Gait patterns comparison of children with Duchenne muscular dystrophy to those of control subjects considering the effect of gait velocity. **Gait and Posture**, v. 32, n. 3, p. 342–347, jul. 2010.

GAUDREAULT, N.; GRAVEL, D.; NADEAU, S. Evaluation of plantar flexion contracture contribution during the gait of children with Duchenne muscular dystrophy. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 3, p. e180–6, jun. 2009.

HÉBERT, L. J. et al. Isometric Muscle Strength in Youth Assessed by Hand-held Dynamometry: A Feasibility, Reliability, and Validity Study: A Feasibility, Reliability, and Validity Study. **Pediatric physical therapy: the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association**, v. 23, n. 3, p. 289–299, jan. 2011.

HECKMATT, J. Z. et al. Prolongation of walking in Duchenne muscular dystrophy with lightweight orthoses: review of 57 cases. **Developmental medicine and child neurology**, v. 27, n. 2, p. 149–154, 1985.

HENRICSON, E. et al. Percent-predicted 6-minute walk distance in duchenne muscular dystrophy to account for maturational influences. **PLoS Currents**, p. 1–12, 2012.

HOFFMAN, E. P.; BROWN, R. H.; KUNKEL, L. M. Dystrophin: the protein product of the Duchenne muscular dystrophy locus. **Cell**, v. 51, n. 6, p. 919–28, 24 dez. 1987.

HSU, J. D.; FURUMASU, J. Gait and posture changes in the Duchenne muscular dystrophy child. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 288, p. 122–5, mar. 1993.

HSU, J. D.; QUINLIVAN, R. Scoliosis in Duchenne muscular dystrophy (DMD). **Neuromuscular disorders : NMD**, v. 23, n. 8, p. 611–7, ago. 2013.

HUMBERTCLAUDE, V. et al. Motor and respiratory heterogeneity in Duchenne patients: Implication for clinical trials. **European Journal of Paediatric Neurology**, v. 16, n. 2, p. 149–160, mar. 2012.

HUNT, A. K. Use of Knee-Ankle-Foot Orthoses for Transfers of Nonambulatory Boys with Duchenne Muscular Dystrophy. **Physical therapy**, v. 61, n. 1, p. 51, 1981.

HYDE, S. A. et al. Prolongation of ambulation in Duchenne muscular dystrophy by appropriate orthoses. **Physiotherapy**, v. 68, n. 4, p. 105–8, abr. 1982.

IWABE, C.; MIRANDA-PFEILSTICKER, B.; NUCCI, A. Medida da função motora : versão da escala para o português e estudo de confiabilidade. **Revista Brasileira De Fisioterapia**, v. 12, n. 5, p. 417–424, 2008.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. **Journal of orthopaedic research**, v. 8, n. 3, p. 383–392, 1990.

KHARRAZ, Y. et al. Understanding the Process of Fibrosis in Duchenne Muscular Dystrophy. **BioMed research international**, v. 2014, p. 965631, jan. 2014.

KHODADADEH, S. et al. Knee moments in Duchenne muscular dystrophy. **Lancet**, v. 2, n. 8506, p. 544–545, 1986.

KINALI, M. et al. Management of scoliosis in Duchenne muscular dystrophy: a large 10-year retrospective study. **Developmental medicine and child neurology**, v. 48, n. 6, p. 513–8, jun. 2006.

LERARIO, A. et al. Quantitative muscle strength assessment in duchenne muscular dystrophy: longitudinal study and correlation with functional measures. **BMC Neurology**, v. 12, n. 1, p. 91, jan. 2012.

MCDONALD, C. M. et al. The 6-minute walk test in Duchenne/Becker muscular dystrophy: longitudinal observations. **Muscle & nerve**, v. 42, n. 6, p. 966–74, dez. 2010.

MCDONALD, C. M. et al. The 6-minute walk test and other clinical endpoints in duchenne muscular dystrophy: reliability, concurrent validity, and minimal clinically important differences from a multicenter study. **Muscle & nerve**, v. 48, n. 3, p. 357–68, set. 2013.

MELKONIAN, G. J. et al. Dynamic gait electromyography study in Duchenne muscular dystrophy (DMD) patients. **Foot & ankle**, v. 1, n. 2, p. 78–83, set. 1980.

MOK, E. et al. Estimating body composition in children with Duchenne muscular dystrophy : comparison of bioelectrical impedance analysis and. **The American journal of clinical nutrition**, v. 83, p. 65–69, 2006.

MOK, E. et al. Assessing change in body composition in children with Duchenne muscular dystrophy: anthropometry and bioelectrical impedance analysis versus dual-energy X-ray absorptiometry. **Clinical nutrition (Edinburgh, Scotland)**, v. 29, n. 5, p. 633–8, out. 2010.

PALHARES, G.; DINIZ, C.; GIANNETTI, J. G. Motor assessment in patients with Duchenne muscular dystrophy. **Arquivos de neuropsiquiatria**, v. 70, n. 6, p. 416–421, 2011.

PERRY, J. **Análise de Marcha. Volume 2: Marcha patológica**. [s.l: s.n.]. p. 210

PIZZATO, T. M. **Análise dos fatores preditivos para a manutenção e perda da marcha - acompanhamento de crianças com Distrofia muscular de Duchenne.** [s.l.] Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2011.

RIDGEWELL, E. et al. A new method for measuring AFO deformation, tibial and footwear movement in three dimensional gait analysis. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 1074–1076, set. 2013.

ROCCO, F.; MANTOVANI, C. **Fisioterapia – aspectos clínicos e práticos da reabilitação.** 2^a. ed. São Paulo: Editora Artes Médicas Ltda. SP, 2010.

RODILLO, E. B. et al. Prevention of rapidly progressive scoliosis in Duchenne muscular dystrophy by prolongation of walking with orthoses. **Journal of child neurology**, v. 3, n. 4, p. 269–274, 1 out. 1988.

SANTOS, N. M. et al. Perfil clínico e funcional dos pacientes com Distrofia Muscular de Duchenne assistidos na Associação Brasileira de Distrofia Muscular (ABDIM). **Revista Neurociências**, v. 14, n. 1, p. 015–022, 2006.

SARRAZIN, E. et al. Growth and psychomotor development of patients with Duchenne muscular dystrophy. **European Journal of Paediatric Neurology**, v. 18, n. 1, p. 38–44, jan. 2014.

SCHALL, R. Estimation in generalized linear models with random effects. **Biometrika**, v. 78, n. 4, p. 719–727, 1 dez. 1991.

SCOTT, O. M. et al. Prevention of deformity in Duchenne muscular dystrophy. A prospective study of passive stretching and splintage. **Physiotherapy**, v. 67, n. 6, p. 177–80, jun. 1981.

SIEGEL, I. M. Kinematics of Gait in Duchenne Muscular Dystrophy: Implications for Orthotic Management. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 11, n. 3, p. 169–173, 1 jan. 1997.

SIEGEL, I. M.; BERNARDONI, G. **Orthotic Management of Equinus in Early Duchenne Muscular Dystrophy Using a Supramalleolar Tone Balancing Orthosis.** [s.l: s.n.]. v. 11p. 1–5

SIEGEL, I. M.; GLANTZ, R. H. **Orthopedic Rehabilitation for Standing and Walking in Selected Neuromuscular Diseases.** [s.l: s.n.]. v. 2p. 131–136

SILVA, E. C. et al. Motor function measure scale , steroid therapy and patients with Duchenne muscular dystrophy. **Arquivos de neuropsiquiatria**, v. 70, n. 3, p. 191–195, 2012.

SKALSKY, A. J. et al. Assessment of regional body composition with dual-energy X-ray absorptiometry in Duchenne muscular dystrophy: Correlation of regional lean mass and quantitative strength. **Muscle and Nerve**, v. 39, n. 5, p. 647–651, maio 2009.

SOUZA, M. A. et al. Gasto energético na marcha de crianças com distrofia muscular de Duchenne: estudo de caso. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**, v. 21, n. 2, p. 193–198, 2014.

SPENCER, G. E.; VIGNOS, P. J. Bracing for ambulation in childhood progressive muscular dystrophy. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 44-A, p. 234–42, mar. 1962.

STUBERG, W. A; METCALF, W. K. Reliability of quantitative muscle testing in healthy children and in children with Duchenne muscular dystrophy using a hand-held dynamometer. **Physical therapy**, v. 68, n. 6, p. 977–982, 1988.

SUSSMAN, M. Duchenne Muscular Dystrophy. **Journal of the American Academy of orthopaedic Surgeons**, v. 10, n. 2, p. 138–151, 2002.

THOMAS, S. S. et al. Classification of the gait patterns of boys with Duchenne muscular dystrophy and their relationship to function. **Journal of child neurology**, v. 25, n. 9, p. 1103–1109, set. 2010.

VIGNOS, P. J. et al. Predicting the success of reambulation in patients with Duchenne muscular dystrophy. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 65, n. 6, p. 719–28, jul. 1983.

VIGNOS, P. J. et al. Evaluation of a program for long-term treatment of Duchenne muscular dystrophy. Experience at the University Hospitals of Cleveland. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 78, n. 12, p. 1844–52, dez. 1996.

VUILLEROT, C. et al. Monitoring changes and predicting loss of ambulation in Duchenne muscular dystrophy with the Motor Function Measure. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 52, n. 1, p. 60–65, jan. 2010.

VUILLEROT, C. et al. Influence of a two-year steroid treatment on body composition as measured by dual X-ray absorptiometry in boys with Duchenne muscular dystrophy. **Neuromuscular disorders : NMD**, v. 24, n. 6, p. 467–73, jun. 2014.

WILLIAMS, E. A. et al. The management of equinus deformity in Duchenne muscular dystrophy. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 66, n. 4, p. 546–50, ago. 1984.

ANEXOS

9. Anexos

9.1 Anexo A - Carta de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

9.2 Anexo B - Escala Medida da Função Motora

9.3 Anexo C – Cálculo dos parâmetros espaço-temporais – Software Visual 3D

9.4 Anexo D - Cálculo dos parâmetros cinemáticos e cinéticos – Software Visual 3D

ANEXO A - Carta de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Ribeirão Preto, 16 de agosto de 2013

Ofício nº 3005/2013
CEP/MGV

Prezadas Senhoras,

O trabalho intitulado **“GASTO ENERGÉTICO E BIOMECÂNICA DA DEAMBULAÇÃO DE PACIENTES COM DISTROFIAS MUSCULARES: UM ESTUDO LONGITUDINAL” – versão 3, de 06/08/2013**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 371ª Reunião Ordinária realizada em 12/08/2013 e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – versão 3, de 06/08/2013**, de acordo com o Processo HCRP nº 6017/2013.

De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 466/12 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente.

DR^a. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras

MARIANA ANGÉLICA DE SOUZA

PROF^a. DR^a. ANA CLÁUDIA MATTIELLO SVERZUT (Orientadora)

Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

ANEXO B - Escala Medida da Função Motora

Item	Dimensão	Posição inicial	Exercícios
1	D2	Supino	Mantenha a cabeça no eixo e faça a rotação completa para cada um dos lados
2	D2		Levante a cabeça e a mantenha elevada
3	D2		Flexione o quadril e o joelho além de 90°, deslocando o pé do tapete
4	D3		Perna sustentada pelo examinador: realize a flexão dorsal do pé em 90° em relação à perna
5	D2		Eleve uma das mãos do tapete e toque o ombro oposto
6	D1		Membros inferiores semi-fletidos, patelas para cima, pés apoiados sobre o tapete. Eleve a pelve, coluna lombar, bacia e coxas, mantendo-as alinhadas e com os pés próximos
7	D2	Sentado na maca	Passe para decúbito ventral e libere os membros superiores debaixo do corpo
8	D1		Sente-se sobre o tapete, sem apoio dos membros superiores
9	D2		Sem apoio dos membros superiores, mantenha a posição sentada e coloque as mãos em contato entre si
10	D2		Bola de tênis em frente ao sujeito, sem apoio dos membros superiores. Incline-se para frente, toque a bola e depois volte à posição ereta
11	D1		Fique em pé, sem apoio dos membros superiores
12	D1		Sem apoio dos membros superiores, sente-se na cadeira, mantendo os pés ligeiramente afastados
13	D2	Sentado na cadeira	Sem apoio dos membros superiores e sem apoio do encosto da cadeira, mantenha a posição sentada, com a cabeça e o tronco alinhados
14	D2	Sentado na cadeira	Com a cabeça posicionada em flexão: levante a cabeça e a mantenha elevada. O movimento e a manutenção devem ser feitos com a cabeça no eixo
15	D2		Antebraços apoiados sobre a mesa e cotovelos para fora: coloque ao mesmo tempo as duas mãos sobre a cabeça, com a cabeça e o tronco alinhados
16	D2		Lápis sobre a mesa: toque o lápis com uma das mãos, com o cotovelo em extensão completa no final do movimento
17	D3		Dez moedas sobre a mesa: pegue sucessivamente e armazene dez moedas de dez centavos em uma das mãos, no tempo de 20 segundos
18	D3		Dedo colocado no centro de um CD-Rom fixo: realize a volta completa do CD-Rom com o dedo, sem apoio da mão
19	D3		Lápis sobre a mesa: pegue o lápis com uma das mãos; desenhe uma série contínua de voltas de 1cm de altura, dentro de um retângulo de 4cm de comprimento
20	D3		Folha de papel entre as mãos: rasgue a folha dobrada em quatro começando pela dobra
21	D3		Bola de tênis sobre a mesa: pegue a bola e depois vire a mão completamente para cima segurando a bola
22	D3		Dedo no centro de um quadrado fixo: levante o dedo e depois o coloque sucessivamente no centro das oito casas do quadrado, sem tocar as linhas
23	D2		Membros superiores ao lado do corpo: ao mesmo tempo coloque os dois antebraços e/ou as mãos sobre a mesa
24	D1	Sentado na cadeira	Levante-se, sem apoio dos membros superiores, com os pés próximos
25	D1	Em pé; apoio dos membros superiores	Solte-se e mantenha-se em pé, com os pés próximos; cabeça, tronco e membros alinhados
26	D1	Em pé	Sem apoio dos membros superiores, levante um pé, por dez segundos
27	D1		Sem apoio, incline-se, toque o solo com uma das mãos e depois se levante
28	D1		Ande dez passos à frente, sobre ambos os calcanhares
29	D1	Em pé sem apoio	Ande dez passos à frente, sobre uma linha reta
30	D1		Corra dez metros
31	D1		Salte no mesmo lugar, com um pé, dez vezes seguidas
32	D1		Sem apoio dos membros superiores, agache-se e levante-se duas vezes em seguida

ANEXO C – Cálculo dos parâmetros espaço-temporais – Software Visual 3D

Temporal Distance Calculations

Página 1 de 3

Temporal Distance Calculations for Gait

Visual3D calculates a set of for temporal and distance information based on a set of 4 gait events (Right and Left Heel Strike and Toe Off).

If the Events do not exist, the metrics will return values of zero.

The dialog for the temporal distance events contains combo boxes for selecting the events to be used, and contains a list box for selecting the metrics to be computed.

The temporal distance calculations use snippets of the gait cycle to compute averages for each part. If a range is missing, that part will not be calculated.

- RHS-RTO computes right stance time
- RTO-RHS computes right swing time
- LHS-LTO computes left stance time
- LTO-LHS computes left swing time
- LHS-RHS computes right step length/time
- RHS-LHS computes left step length/time
- RHS-LTO, LHS-RTO computes double limb support time.
- RHS-RHS, LHS-LHS used to compute stride length and width (using intermediate HS).
- Step length and width requires a walking direction to be computed, so at least 1 completed stride needs to be present, the more you have the more accurate the walking direction can be computed.
- Cycle time is computed as an actual and computed. Actual uses the actual stride length / stride time. Computed speed uses the average of all the parts of the gait cycle which are seen, and sums up the parts. This is more accurate since more parts are used in the computation, and can provide a measure even if a full stride is not present in the data (RHS-RHS or LHS-LHS).
- Speed is computed using the actual stride length / actual stride time. If there are no completed strides, no speed can be computed since the stride distance can't be computed using parts.

Note that the treadmill unit vector refers to the Anterior Direction of walking.

Temporal Distance Data

Speed	1.29 m/s	0.00 st/s
Stride	Wid(2) 0.135±0.003m	Len(2) 1.314±0.041m
Cycle Time	Computed: 1.03 s	Actual (2) 1.02±0.03 s

Measure±StdDev (Count)		Measure±StdDev (Count)
------------------------	--	------------------------

Left: 0.637±0.041 m (2)	Step Length	Right: 0.627±0.000 m (1)
-------------------------	-------------	--------------------------

Left: 0.50±0.03 s (2)	Step Time	Right: 0.52±0.00 s (1)
-----------------------	-----------	------------------------

Left Stance: 0.52±0.00 s (1)	Stance/Swing Time	Left Swing: 0.42±0.00 s (1)
------------------------------	-------------------	-----------------------------

Right Stance: 0.60±0.00 s (1)	Stance/Swing Time	Right Swing: 0.40±0.00 s (1)
-------------------------------	-------------------	------------------------------

Left: 0.62±0.00 s (1)	Stance Time	Right: 0.60±0.00 s (1)
-----------------------	-------------	------------------------

Left: 0.42±0.00 s (1)	Swing Time	Right: 0.40±0.00 s (1)
-----------------------	------------	------------------------

Double Limb Support Time (3)	0.21±0.01 s
-------------------------------------	-------------

Right Initial Double Limb Support Time (1)	0.10±0.00 s
---	-------------

Right Terminal Double Limb Support Time (2)	0.11±0.01 s
--	-------------

The gait sequence in the following information is assumed to be: RHS, LTO, LHS, RTO, etc but the user can change the names of the labels.

Step Length	Distance between proximal end position of the foot at ipsilateral heel strike to the proximal end position of the foot at the next contralateral heel strike. This is calculated as the distance in the walking path direction. Step width is the perpendicular distance across, while the length is the forward distance, which forms a right angle to the width.
Stride Length	Distance between proximal end position of the foot at ipsilateral heel strike to the proximal end position of the foot at the next ipsilateral heel strike.
Stride Width	Medio-lateral Distance between proximal end position of the foot at ipsilateral heel strike to the proximal end position of the foot at the next contralateral heel strike. Calculated by taking a stride vector, and the step in between, and computing the cross product (distance between the stride vector and the opposing step (heel) position)
Step Time	Time between the event labels representing contralateral heel strike to ipsilateral heel strike. For example, Right Step Time is the time from Left Heel Strike to Right Heel Strike.
Stance/Swing Time	Time between the event labels representing ipsilateral heel strike to ipsilateral heel strike.
Stance Time	Time between the event labels representing ipsilateral heel strike to ipsilateral toe off.
Swing Time	Time between the event labels representing ipsilateral toe off to ipsilateral heel strike.
Statures/Second	Average speed divided by the subject height.
Cycle Time	Actual is the average time for full captured cycles. Computed is the sum of the averages of the smallest cycle parts.
Flight Time	Average time from LTO to RHS (ensures no LHS or RTO events occur between LTO and RHS). and RTO to LHS (ensures no RHS or LTO events occur between RTO and LHS).

NOTE:

Left Initial Double Limb Support (stance) = Right Terminal Double Limb Support (stance)

Left Terminal Double Limb Support (stance) = Right Initial Double Limb Support (stance)

See the following Topics

[Pipeline Command to Compute Temporal Distance Metrics](#)

[Mimicking the Temporal Distance Calculations with Metrics](#)

Changing the text in the temporal distance chart

In the folder in which you have placed Visual3D.exe, you should find a folder labeled config. Inside this folder you will find a file labeled **custom_text.ini**

The contents of this ini file containing a mapping from the text used internally in Visual3D to the text that appears in the report graph.

The text appearing to the right of the "=" sign appears in the report.

The default config file looks like this.

```
[Temporal Distance]
Step Length Prompt=Left Step Length / Right Step Length
Step Time Prompt=Left Step Time / Right Step Time
Left Side Time Prompt=Left Stance Time / Left Swing Time
Right Side Time Prompt=Right Stance Time / Right Swing Time
Stance Time Prompt=Left Stance Time / Right Stance Time
Swing Time Prompt=Left Swing Time / Right Swing Time
Cycle Time Prompt=Left Cycle Time / Right Cycle Time
Steps per Minute Prompt=Left Steps per Minute / Right Steps per Minute
Strides per Minute Prompt=Left Strides per Minute / Right Strides per Minute
Speed=Speed
Stride=Stride
Width=Wid
Length=Len
Cycle Time=Cycle Time
Computed=Computed
Actual=Actual
Measure=Measure
StdDev=StdDev
Left=Left
Right=Right
Step Length=Step Length
Step Time=Step Time
Stance Swing Time=Stance/Swing Time
Left Stance=Left Stance
Left Swing=Left Swing
Right Stance=Right Stance
Right Swing=Right Swing
Stance Time=Stance Time
Swing Time=Swing Time
Double Limb Support Time=Double Limb Support Time
Right Initial Double Limb Support Time=Right Initial Double Limb Support Time
Right Terminal Double Limb Support Time=Right Terminal Double Limb Support Time
Flight Time=Flight Time
```

Copyright © 2002-2009 [C-Motion, Inc.](#) All rights reserved.

Tutorial: Model Based Items

The objective of this tutorial is to present **Model Based Calculations**. These are calculations that only make sense relative to rigid segments.

If you have a Ph.D. in Kinesiology or Biomechanics, or you are an M.D. or researcher – do not skim lightly or jump completely over these sections. This tutorial is written without as much jargon as possible to address a very broad customer base. However, the interfaces and techniques described are the exactly the same approaches and techniques used for the most sophisticated analyses.

Part of the power of Visual3D is the ability to determine exactly what and how calculations are done – and the ability to point to the published works proving its validity. From a pure tool perspective, the power is in additional Pipeline command parameters and options, and the ability to add special purpose plug-ins.

Analysis Goal

Some of the analysis characteristics we will examine will be positions of the pelvis and foot during gait, knee flexion and extension, and knee joint moments and powers. To do this we will define segment angles, joint angles, joint moments, and joint powers. We will also be reporting on basic attributes such as stride length and other fundamental gait characteristics.

1. create a report with basic gait information
2. calculate joint angles to measure left and right knee flexion/extension
3. add the computed signals to a report.

Preparation

1. Open the file [Tutorial3.cmo](#)
2. Click on the **Signal and Event Processing** Tab to visualize the animation of the model based on the movement data and the model that was applied to it. If the animation doesn't appear in the 3D Animation viewer, check the active file combo box on the toolbar. It should read 'r;Walking Trial 1.c3d' rather than ALL-FILES

Computing Joint Angles

Joint angles are defined as the orientation of one segment relative to another segment. Because we are dealing with 3D space, there are a series of rotational transformations involved in the calculation. A joint angle is not the same as a 3-point or 4-point angle in which there are projections, but no transformations (more on this later).

Visual3D lets you pick any 2 segments in which to measure a joint angle. They do not have to be connected – or even be near each other. In practice, joint angles are calculated as the transformation from one segment (A) to another segment (B) using the local coordinate system of segment B as the frame of reference.

It is essential that you select the proper *Cardan* sequence based on a complete understanding of what you are trying to measure. It is beyond the scope of this document to explain the concepts behind the 3D order of rotations/transformations that go into calculating joint angles.

In Visual3D, you can choose the *Cardan* sequence you want. The default *Cardan* sequence used by Visual3D is the ordered sequence of rotations (x, y, z) that assumes that the Z axis is in the up/down/Axial direction and the Y axis is Anterior/Posterior, or the direction of travel. (Yeadon, 1990; Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990), where:

X = flexion/extension
Y = abduction/adduction
Z = longitudinal rotation

One of the options for joint angles is to select normalization (not generally recommended). Normalization means that when the segments in the movement trial are in the same relative posture as the same segments in the standing trial, the joint angle is considered zero. The problem with the calculation of a normalized angle (as we have done it) is that the standing posture and the movement trial should both be aligned with the laboratory axis. Getting a patient to stand oriented relative to the lab may not be possible. An alternative approach is to create Virtual Segments that define the desired angle in the standing posture. For example, See [here](#).

Create a joint angles for the right knee.

In Visual3D, from MODEL in the main menu bar, select Compute Model Based Data to get the following dialog box.

Create a joint angle called 'r;Right Knee Angle' (i.e. its Data Name). The link model based property is a Joint Angle. The segment will be the right shank and the reference segment is the right thigh. Select the Cardan sequence XYZ, which for these segment coordinate systems is the equivalent of the Joint Coordinate System. Then press the **Create** button.

The joint angle is created and a processing dialog shows if any errors were encountered. Note that the dialog also contains which files were processed. It is important to note this because signals are only created for the active files.

Create a joint angle called **Left Knee Angle** as follows:

Notice that a new folder is created in the Data Tree for LINK-MODEL-BASED calculations. This folder now contains the **Left Knee Angle** and **Right Knee Angle** Signals.

Understanding the Knee Angle Signal

Graph the **X-Component** of the **Right Knee Angle** and **Left Knee Angle** signals.

For this segment coordinate system (z-up, y-anterior) rotation about the x-axis represents flexion/extension. Visual3D always computes all signals based on the [Right Hand Rule](#).

For example, if you point your thumb in the direction of the x-axis of the hip (shown in Red in the animation viewer) pointing laterally to the right. Knee extension will be zero when the **thigh segment coordinate system** and the **shank segment coordinate system** are aligned. Knee flexion will be seen as a negative angle.

NOTE that the x-axis for both the left and right thigh segment coordinate systems points laterally to the right. In the figure below the thumb is pointing in the direction of the x-axis, the fingers are curled in the direction of shank extension (relative to the thigh), so knee extension is a positive angle.

Using the same schema adduction of the knee is positive rotation about the y-axis for the right leg and negative rotation about the y-axis for the left leg. Inward axial rotation of the shank is a positive rotation about the z-axis for the right leg and negative rotation about the z-axis for the left leg.

This reflection of the data anatomically from right to left is a result of applying the right hand rule rigidly within Visual3D. When presenting data it is quite common for Visual3D users to negate the y and z terms for the left knee angle.

Compute Model Based Data

Data Name:

Folder:

Result Folder will always be Original

Joint Angle (degrees):

Segment and Reference Segment define the angle desired.
Normalization is relative to standing posture.
The Cardan Sequence defines the order of rotations.
Warning!!! If you are using the anatomical axes (ML, AP, or AXIAL) the sign of the angle follows the Right Hand Rule about the actual corresponding segment coordinate system axes.

Model Based Item Properties:

JOINT_ANGLE

Negate: ☐ X, ☒ Y, ☒ Z

Normalization:

Segment:

Reference Segment:

Cardan Sequence:

Create Reset Dialog Close

The resulting knee rotations about the z-axis (inward/outward) are positive in the same direction.

Note the difference in the median value of the left and right legs. The likely cause of this offset is a slight misalignment of the segment coordinate systems for one of the legs (although it could be real for this subject).

Computing Joint Angles for the Legs

Create the following joint angles for the lower body.

Data Name= Right Hip Angle
Folder= ORIGINAL
Model Based Item Properties= JOINT_ANGLE
Negate X, Y, Z= All Unchecked
Normalization= Normalization Off
Segment= Right Thigh
Reference Segment= Pelvis
Cardan Sequence= X-Y-Z

Data Name= Right Knee Angle
Folder= ORIGINAL
Model Based Item Properties= JOINT_ANGLE
Negate X, Y, Z= All Unchecked
Normalization= Normalization Off
Segment= Right Shank
Reference Segment= Right Thigh
Cardan Sequence= X-Y-Z

Data Name= Right Ankle Angle
Folder= ORIGINAL
Model Based Item Properties= JOINT_ANGLE
Negate X, Y, Z= All Unchecked
Normalization= Normalization Off
Segment= Right Foot
Reference Segment= Right Shank
Cardan Sequence= X-Y-Z

Data Name= Left Hip Angle
Folder= ORIGINAL
Model Based Item Properties= JOINT_ANGLE
Negate X, Y, Z= All Unchecked
Normalization= Normalization Off
Segment= Left Thigh
Reference Segment= Pelvis
Cardan Sequence= X-Y-Z

Data Name= Left Knee Angle
Folder= ORIGINAL
Model Based Item Properties= JOINT_ANGLE
Negate X, Y, Z= All Unchecked
Normalization= Normalization Off
Segment= Left Shank
Reference Segment= Left Thigh
Cardan Sequence= X-Y-Z

Data Name= Left Ankle Angle
Folder= ORIGINAL
Model Based Item Properties= JOINT_ANGLE
Negate X, Y, Z= All Unchecked
Normalization= Normalization Off
Segment= Left Foot
Reference Segment= Left Shank
Cardan Sequence= X-Y-Z

Computing Joint Moments

A free body diagram of two segments, showing the traditional assumptions for inverse dynamics analysis.

The Joint Force is the reaction force between adjacent segments.

- It is assumed that the joint forces are equal and opposite about the joint.
- It is assumed that joint moments are equal and opposite about the joint.
- The distal end of one segment is not assumed to be at the same point as the proximal end of the next segment. This allows movement in the "r;joint". Regardless of the position of the proximal end of the distal segment, we translate the force to the distal end of the proximal segment for the inverse dynamics calculations.

Note: Visual3D calculates the Net Internal Moment.

The **external moment** is balanced by the **net internal moment** produced by the muscles and ligaments. For example, a **net internal moment** dominated by the quadriceps muscles would be needed to balance an **net external moment** created by the Ground Reaction Force.

Mathematically, the external moment is equal and opposite to the internal moment, but the user is cautioned to reference the term if it is used in an article.

Note: The external moment is a term that is not commonly used.

Create the Net Joint Moment for the Right Knee. The following image contains one definition of the Right Knee Moment.

The **Joint RKNEE** is the proximal end of the Shank Segment; This is a default joint name.

The **Resolution Coordinate System** is usually the segment proximal to the *Joint*, so in this case the Right Knee Moment is resolved in the Segment Coordinate System of the Right Thigh.

The default normalization (selected in this image) is to divide the Joint Moment by the Subject Mass.

Note: that any metric value can be used for normalization.

There are four options for normalizing the Joint Moment model based signal.

1. Normalization Off
2. Normalize using default normalization
Normalization is by subject mass.
3. Normalize to local metric value
For example, a metric could be created containing the Mass*Height of the subject using the following command.

```

Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS+HEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=MxH
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

In the Compute Model Based Dialog selecting this normalization will cause a combo box to appear to allow you to select the Metric.

4. Normalize to GLOBAL metric value
This is similar to 3 except that the METRIC signal is assumed to be a GLOBAL signal.

Interpreting the Joint Moment Signal

Visual3D always follows the right hand rule. The direction of positive rotation about the axis **u** (red arrow aligned with the right thumb) in the above figure is in the direction of curl of the fingers (blue arrow)

In order to determine the sign of the joint moment, the user must visualize the segment coordinate system that the moment is resolved into, then follow the right hand rule. For example, consider the knee moment. The typical knee moment is defined as the shank with respect to the thigh. The default segment coordinate system in Visual3D is x-lateral, y-anterior, z-axial. Therefore, knee extension moment is positive, knee adduction moment is positive, and internal rotation is positive.

The buttons for negating the signal are available for users that don't want to use the Visual3D Right Hand Rule convention. For example, some users prefer that flexion of the hip, knee, and ankle have the same sign; the Right Hand Rule would dictate that the Knee Flexion is opposite in sign to the Hip and Ankle Flexion. Selecting to negate the x-component of the Joint Moment will cause the flexion moment to have a consistent sign.

Copyright © 2002-2009 [C-Motion, Inc.](#) All rights reserved.

APÊNDICE

10. APÊNDICE

10.1 Apêndice A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido dirigido aos sujeitos com Distrofia muscular

O seu filho está sendo convidado a participar, como voluntário, do estudo "**Gasto energético e biomecânica da deambulação de pacientes com distrofias musculares: um estudo longitudinal**" coordenado pela Profa. Dra. Ana Claudia Mattiello-Sverzut e desenvolvido pela Ft. Mariana Angélica de Souza com a colaboração das fisioterapeutas Cyntia Rogean de Jesus Alves de Baptista e Marília Ester Ferreira.

Este estudo tem como **objetivo** analisar a quantidade de energia que o corpo gasta para andar e entender como as partes do corpo se movem e se relacionam durante uma caminhada, com e sem a utilização de órteses (aparelhos semelhantes a uma botinha), em pacientes com distrofia muscular de Duchenne que são atendidos no Ambulatório de Miopatias do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

Se você e seu filho aceitarem participar deste estudo, serão agendados 3 dias para as avaliações e seu filho fará as seguintes avaliações:

1º dia (duração aproximada de 1 hora e 20 minutos):

- A. Medida da altura, do peso e do comprimento das pernas: o peso e a altura serão avaliados em uma balança comum, que tem junto à ela uma régua para medir a criança. O comprimento das pernas será medido com uma fita métrica, com a criança na posição deitada. Estes testes terão duração aproximada de 10 min e não causam nenhum desconforto à criança,
- B. Avaliação da força muscular das pernas da criança com um equipamento chamado dinamômetro: o fisioterapeuta segurará este equipamento e a criança deverá empurrá-lo com o máximo de força, serão feitas 3 medidas da força em cada movimento a ser analisado (num total de 6 movimentos para os lados esquerdo e direito). Este teste terá duração aproximada de 20 min e pode causar cansaço muscular.
- C. Avaliação da amplitude de movimento: será medido o tanto que as articulações ("juntas") da perna conseguem se movimentar. Este teste será feito com um instrumento semelhante a uma régua, com a criança deitada e terá duração aproximada de 15 minutos. O alongamento da perna para fazer a medição poderá causar pequeno desconforto à criança.

- D. Medida da Função Motora: será pedido para a criança realizar alguns movimentos como virar a cabeça, rolar, sentar, ficar em pé, entre outros. Este teste terá duração aproximada de 25 minutos e não causará desconforto à criança.
- E. Avaliação da composição corporal: este teste mede a quantidade de gordura que a criança tem dentro do corpo. A criança permanecerá deitada e serão colocados 4 eletrodos (são adesivos conectados a um fio, serão colocados 2 no pé direito e 2 na mão direita). O teste dura aproximadamente 4 minutos e não causará dor ou choque na criança, mas a criança poderá ficar ansiosa ou com medo devido a colocação dos eletrodos.
- F. Teste de caminhada dos 10 metros: neste teste será marcado o tempo que a criança gasta para andar 10 metros. Ela será orientada a andar o mais rápido que conseguir, sem correr. Este teste poderá causar leve cansaço.

2º dia (duração aproximada de 1 hora):

- G. Análise computadorizada da marcha: serão colocados alguns marcadores adesivos ao longo do corpo da criança. Ela caminhará sobre uma faixa e será filmada. Posteriormente, os movimentos realizados serão estudados e poderemos ver como as pernas da criança se movimentam quando ela anda. Se a criança fizer uso de órtese, este teste será realizado também com a órtese. Este teste terá duração aproximada de 1 hora e poderá causar cansaço. A criança poderá ficar ansiosa ou com medo devido a colocação dos marcadores adesivos.

3º dia (duração aproximada de 40 minutos):

- H. Espirometria: este teste mede a função dos pulmões. A criança deverá soprar e puxar o ar por um bocal. Este teste será realizado com a criança sentada, terá duração aproximada de 15 min.
- I. Gasto energético na marcha: a criança deverá andar em uma pista oval, 3 vezes, 2 minutos cada vez: na primeira vez ela andará em velocidade normal; na segunda vez ela andará em velocidade lenta e na terceira vez, em velocidade rápida. Durante o teste a criança usará um equipamento que mede os batimentos do coração em repouso e durante as caminhadas (o equipamento chama-se frequencímetro). Este teste terá duração aproximada de 20 minutos.

Todos os testes explicados acima serão feitos no Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, a cada 6 meses, durante 36 meses.

Conforme escrito acima, este estudo trará pequeno desconforto ao participante. Ele poderá sentir cansaço nos testes de força muscular e análise da marcha; poderá ter estresse, medo e ansiedade por ter que frequentar o ambiente hospitalar. A equipe da pesquisa esclarecerá as dúvidas e explicará anteriormente cada avaliação que será realizada. As informações deste estudo poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, e é assegurada total privacidade e anonimato do participante.

Os dados obtidos neste estudo auxiliarão no maior conhecimento sobre como os pacientes com distrofia muscular andam e quanta energia eles gastam. Assim, este estudo poderá auxiliar os terapeutas no desenvolvimento de avaliações e tratamentos mais adequados para estas doenças.

Você tem o direito de interromper a participação da criança sob sua responsabilidade a qualquer momento. E caso desista da participação, não haverá penalidade ou prejuízo e não comprometerá a continuidade de seguimento ou tratamento nesta instituição.

Caso você concorde que seu filho participe, como voluntário, desta pesquisa, favor assinar abaixo.

Ribeirão Preto, ____ de _____ de ____.

Nome do responsável

Assinatura do responsável

Ribeirão Preto, ____ de _____ de ____.

Nome do pesquisador que obteve o termo

Assinatura do pesquisador que obteve o termo

Para questões relacionadas a este estudo contate:

Mariana Angélica de Souza ou Ana Claudia Mattiello-Sverzut

E-mail: mari_fisio7@hotmail.com ou acms@fmrp.usp.br

Tel: (016) 3602-0739 ou (016) 3602-0738;

Estrutura e Função do Músculo Esquelético - Laboratório de Pesquisa Científica
- FMRP – USP.

Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Tel: (016) 3602-1000, ramal 2228.

Versão 3

Data: 06/08/2013

DR. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
do HCFMRP-USP e da FMRP-USP

Termo de Assentimento

Você está sendo convidado a participar, como voluntário, da pesquisa chamada **"Gasto energético e biomecânica da deambulação de pacientes com distrofias musculares: um estudo longitudinal"**.

Essa pesquisa estudará como as crianças que tem distrofia muscular andam e quanta energia eles gastam. Se você concordar em participar desta pesquisa você deverá ir ao Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, para fazer 2 avaliações por ano, durante 3 anos e fará os seguintes testes: caminhar por 10 metros, filmagem de como você anda, avaliação da força e dos movimentos das pernas, avaliação de como você se movimenta, medida do peso, altura e comprimento das pernas, avaliação da sua respiração. Durante os testes você poderá sentir pequeno desconforto como cansaço. Esta pesquisa poderá ajudar os terapeutas a entender melhor quais mudanças a doença provoca no seu corpo e assim, ajudar a pensar em melhores formas de tratamento na fisioterapia.

Caso você concorde em participar desta pesquisa, favor assinar abaixo.

Ribeirão Preto, ____ de _____ de ____.

Nome do voluntário Assinatura do voluntário

Ribeirão Preto, ____ de _____ de ____.

Nome do pesquisador que obteve o termo Assinatura do pesquisador que obteve o termo

DPA MÚSCULA DISTROFIA DE WILSON
Coordenador do Centro de Reabilitação
do HCFMRP-USP e da FMRP-USP