

Titulo de Especialista na Área de Fisioterapia

Efeitos imediatos da TheraSuit nas variáveis cinemáticas da marcha numa criança com Paralisia Cerebral espástica unilateral esquerda – Estudo de Caso

Autora: Maria Elisabete Gomes da Silva Martins

Lisboa, 2017

INDICE

ABSTRACT	6
RESUMO	7
INTRODUÇÃO	8
CAPÍTULO I - REVISÃO DE LITERATURA	11
1.1. Paralisia Cerebral	11
1.1.1. Definição e Incidência	11
1.1.2. Classificação	12
1.1.3. Paralisia Cerebral Espástica Unilateral	13
1.2. Marcha Humana	14
1.2.1. Fases do ciclo de marcha	14
1.2.2. Deslocamentos Angulares	17
1.2.3. Marcha na criança com desenvolvimento típico	17
1.2.4. Análise Tridimensional da marcha	19
1.3. Ortótese Dinâmica	20
1.3.1. Definição conceptual	20
1.3.2. <i>Penguin Suit, Adelisuit e Therasuit</i>	21
1.4. Objetivos do Estudo	23
1.4.1. Objetivo Geral	23
1.4.2. Objetivos específicos	23
CAPÍTULO II. METODOLOGIA	24
2.1. Considerações Éticas	24
2.2. Protocolo de Recolha de Dados	24
2.3. Parte 1. Descrição do Caso	25
2.3.1. Historia Obstétrica e Neonatal	25
2.3.2. Procedimentos cirúrgicos	25
2.3.3. Problemas associados	25
2.3.4. Exame Físico	27
2.3.4.1. Observação	27

2.3.2.3. Avaliação da Funcionalidade	28
2.4. Parte 2. Recolha de Dados	35
2.4.1. Procedimentos	35
2.4.1.1. Dados Antropométricos	35
2.4.1.2. Procedimentos de preparação	35
2.4.1.3. Procedimentos de Recolha de Dados	38
2.5. Instrumentos	39
2.6. Processamento e Tratamento de Dados	39
CAPÍTULO III. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS	41
3.1. Análise Cinemática – Avaliação Quantitativa	41
3.1.1. Variáveis Espaciais e Temporais	41
3.1.2. Variáveis Angulares	43
3.1.2.1. Articulação da Tibiotársica	43
3.1.2.2. Articulação do Joelho	45
3.1.2.3. Articulação da Anca	46
3.2. Análise observacional da marcha - Avaliação Qualitativa	48
CAPÍTULO IV. DISCUSSÃO DE RESULTADOS	49
CONCLUSÃO	54
REFERÊNCIAS	56
ANEXOS E APÊNDICES	66
Apêndice 1. - Comité de Ética do CMRA	67
Anexo 1. Consentimento informado	68

INDICE DE TABELAS

Tabela 1. Problemas associados, de acordo com a SCPE	27
Tabela 2. Medição das ROM bilateral e do grau de espasticidade no MI esquerdo	28
Tabela 3. Quantificação dos movimentos seletivos dos Membros inferiores	29
Tabela 4. Perfil funcional	30
Tabela 5. Função Motora Global (GMFM)	31
Tabela 6. Pediatric Balance Scale	32
Tabela 7. Participação Social	34
Tabela 8. Qualidade de vida	35
Tabela 9. Variáveis espaciais e temporais da marcha	41

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fluxograma de classificação dos subtipos de PC	12
Figura 2. Representação das subdivisões da fase de apoio	15
Figura 3. Representação das subdivisões da fase de balanço	16
Figura 4. Protótipo da ortótese dinâmica Therasuit	22
Figura 5. Colocação de marcadores no Membros Inferiores	36
Figura 6. Posição dos marcadores nos ténis	37
Figura 7. Condição Baseline	38
Figura 8. Condição com Therasuit	38
Figura 9. Deslocamentos angulares da articulação da tibiotársica	44
Figura 10. Deslocamentos angulares da articulação do joelho	46
Figura 11. Deslocamentos angulares da articulação da anca	47

ABSTRACT

INTRODUCTION: Hemiplegia is a form of spastic Cerebral Palsy in which one side of the body is affected, resulting in an atypical body posture and abnormal gait patterns. The purpose of this case-report was to provide a descriptive analysis of the immediate effects of a dynamic orthosis, the TheraSuit® (TS), in gait kinematics variables. **METHODS:** A 5.88 years old child with left spastic hemiplegia, level II (GMFCS), was instructed to walk at a self-selected pace along a 10m walkway in two conditions: 1) BL (Baseline); 2) TS (wearing the TS). Two video-digital cameras (Basler piA1000-48gc GigE) and six infrared cameras (VICON T10), sampled at 100 Hz were used. Spatiotemporal parameters and lower limb (LL) joint angles were determined. **RESULTS AND DISCUSSION:** For the spatiotemporal parameters, the TS reduced gait cadence (BL: 156 +/- 10.1 steps/min; TS: 132 +/- 3.4 steps/min). Angular displacements also looked to be altered throughout the gait cycle. At the initial contact, the TS showed i) a reduction of dorsiflexion on non-paretic side (BL: 10.2 deg +/- 3.4; TS: 9.2 deg +/- 1.5) and plantarflexion on paretic side (BL: -5.8 deg +/- 1.1; TS: 9.3 deg +/- 1.4); ii) a reduced knee flexion angle in both limbs, particularly in paretic limb (BL: 19,1°±1,4; CTS: 10,9°±1,9); iii) a reduced hip flexion in the non-paretic limb (BL: 57,5°±2,6; TS: 26°±3,1). During the stance phase, the child showed more symmetric angles at ankle joints and decrease the flexion pattern by showing more knee extension in the paretic limb (BL: 10,9°±2,5; CTS: 7,22°±0,9). In the swing phase, a decrease in knee and hip flexion in both limbs, but more favorable in the non-paretic limb (Hip - BL: 62,7°±2,5; TS: 30°±2,8); (Knee - BL: 74,4°±4,0; TS: 67,7°±2,5). While the TS showed few changes in terms of the spatiotemporal parameters, the lower limb joint kinematics looked to be more affected towards a more functional gait pattern. **CONCLUSION:** This case-report shows that TS seems to be able of changing gait kinematics toward a more functional gait pattern (i.e., reducing hip and knee flexion and the amount of plantarflexion). The TS might be an important dynamic orthosis to include in physical therapy programs. However, further investigation is required to better understand its short and long term effects and to confirm these results.

RESUMO

INTRODUÇÃO: A hemiplegia é um subtipo da Paralisia Cerebral espástica (PCE) em que um dos lados do corpo está afetado, resultando em posturas e padrões de marcha atípicas. O objetivo deste estudo de caso consiste numa análise descritiva dos efeitos imediatos de uma ortótese dinâmica, o TheraSuit® (TS), nas variáveis cinemáticas da marcha. **MÉTODOS:** Criança de 5 anos e 10 meses de idade, com PCE unilateral esquerda, nível II (GMFCS), foi instruída a caminhar a uma velocidade auto-selecionada ao longo de uma passarela de 10m em duas condições: 1) Baseline (BL); 2) com TS (CTS). Utilizaram-se duas câmaras vídeo-digitais (Basler piA1000-48gñ GigE) e seis câmaras de infravermelhos (VICON T10), com uma amostragem de 100 Hz. Foram descritos os parâmetros espaço-temporais e os deslocamentos angulares dos membros inferiores (MI). **RESULTADOS E DISCUSSÃO:** Para os parâmetros espaço-temporais, o TS sugere uma redução da cadência de marcha (BL: 156 +/- 10,1 passos / min; TS: 132 +/- 3,4 passos / min). Os deslocamentos angulares também sugerem alterações ao longo do ciclo da marcha. No contato inicial, o TS mostrou i) redução da dorsiflexão no lado não-parético (BL: 10,2 graus +/- 3,4; CTS: 9,2 graus +/- 1,5) e flexão plantar no lado parético (BL: -5,8 graus +/- 1,1; CTS: 9,3 graus +/- 1,4); li) redução do ângulo de flexão do joelho em ambos os MI, particularmente no MI parético (BL: 19,1 ° ± 1,4; CTS: 10,9 ° ± 1,9); lii) redução da flexão da anca no MI não parético (BL: 57,5 ± 2,6; CTS: 26 ± 3,1). Durante a fase de apoio, a criança revelou ângulos mais simétricos nas articulações do tornozelo e diminuição do padrão de flexão, sendo visível uma maior extensão no joelho no MI parético (BL: 10,9 ° ± 2,5; CTS: 7,22 ° ± 0,9). Na fase de oscilação, diminuição da flexão do joelho e da anca em ambos os MIs, porém mais favorável no MI não parético (Anca - BL: 62,7 ± 2,5; CTS: 30 ± 2,8); (Joelho - BL: 74,4 ° ± 4,0; TS: 67,7 ° ± 2,5). Embora o TS tenha revelado poucas alterações em termos dos parâmetros espaço-temporais, a cinemática angular do MI, parece ter sofrido mais influência na direção de um padrão de marcha mais funcional. **CONCLUSÃO:** Este estudo de caso mostra que o TS parece ser capaz de mudar a cinemática da marcha na direção de um padrão de marcha mais funcional (isto é, reduzir a flexão da anca e do joelho e os graus de flexão plantar na tibiotársica). No entanto, são necessários mais estudos que permitam compreender melhor os seus efeitos a curto e longo prazo e confirmar os presentes resultados.

INTRODUÇÃO

O presente estudo de caso refere-se a uma criança do sexo feminino, de 5 anos e 10 meses de idade, com o diagnóstico médico de Paralisia Cerebral Espástica unilateral (PCE-U) esquerda, nível II na *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) e foi elaborado para efeitos de atribuição do Título de Especialista na área de Fisioterapia (*área de acordo com despacho IPP/P-64/2013, de 20/09*).

No seu processo de evolução, o homem depende duma atividade cortical intacta para a manutenção da posição ortostática, realização da função da marcha e desempenho de atividades complexas dos membros superiores e das mãos, nomeadamente a apreensão e a capacidade manipulativa (Bobath & Bobath, 1989). Assim, o desenvolvimento ontogenético dos padrões de movimento ocorre segundo uma progressão de padrões em massa, para um controlo seletivo dos movimentos (O' Sullivan & Schimtz, 2010).

Contudo, alterações decorrentes de lesões no Sistema Nervoso Central (SNC), concretamente na Paralisia Cerebral, podem interferir nos processos de controlo motor, conduzindo a um reaparecimento de padrões em massa, alteração do controlo seletivo dos movimentos e diminuição da variabilidade. No subtipo clínico PCE-U, a presença de uma combinação entre um défice na coordenação motora e na integração sensorial compromete a organização dos movimentos de todo o corpo, que se reflete consequentemente em estratégias motoras compensatórias durante a realização de atividades funcionais.

No contexto da pesquisa científica, para a caracterização das estratégias motoras utilizadas pelas crianças com PC durante a marcha, a avaliação pauta-se essencialmente em parâmetros cinemáticos (i.e., deslocamentos angulares das articulações e variáveis espaço-temporais (Sutherland et al., 1980; Chung, 2000) e em parâmetros cinéticos (i.e., momentos articulares, potências articulares e força de reação do solo) (Chung, 2000; Russell et al., 2011). Os parâmetros temporais da marcha são indicadores relevantes de desempenho da marcha (Gomes et al., 2001) e permitem a diferenciação entre padrões de marcha considerados funcionais e não funcionais, tais como os observados nas crianças com PC (Adolph, Vereijken & Shrout, 200; Dini & David, 2009; Kirkwood et al., 2012).

O Fisioterapeuta desempenha um papel central na intervenção de crianças com PC que se centra funcionalidade e na otimização do potencial funcional da criança, utilizando diferentes abordagens terapêuticas que visam promover, manter e restaurar o bem-estar físico, psicológico e social (Caspersen, Powell & Christenson, 1985).

Nas últimas décadas, diferentes inovações biomédicas, cirúrgicas, e biomecânicas têm levado ao desenvolvimento de novas técnicas de intervenção (Rosenbaum, 2003) com inclusão de ortóteses dinâmicas, tais como o Adelisuit (Turner, 2006) e o Therasuit (Bailes et al., 2011), habitualmente designadas por SuitTherapy (ST), para a (re) habilitação de crianças e jovens com CP. De acordo com alguns investigadores, o ST facilita o movimento funcional (Knutson & Clark 1991), promove a modulação do tónus muscular, a estabilidade postural, o alinhamento corporal, a coordenação motora, o equilíbrio, a consciência corporal no espaço, a estimulação tátil, a proprioceptiva e a vestibular (Bar-Haim et al., 2006).

Neste âmbito, o objetivo geral deste trabalho consiste na descrição dos efeitos imediatos da ortótese dinâmica Therasuit nos parâmetros espaço-temporais e nos deslocamentos angulares das articulações da tibiotársica, do joelho e da anca no plano sagital, durante as fases do ciclo de marcha, numa criança com PC espástica unilateral esquerda.

Este trabalho está organizado em quatro capítulos. O primeiro subordinado à revisão da literatura, aborda assuntos de interesse na compreensão e contextualização da temática em estudo: primeiramente é abordada a temática da Paralisia Cerebral, com particular relevo no subtipo Paralisia Espástica Unilateral (PCE-U), que caracteriza a criança em estudo; de seguida procederemos à apresentação dos mecanismos subjacentes à marcha humana, designadamente na criança com desenvolvimento típico versus na criança com PC. Por último, apresentamos uma referência às ortóteses dinâmicas, designadamente do Therasuit (TS), com particular relevo nos aspetos do seu design e função, na criança com PC.

O segundo capítulo refere-se à metodologia utilizada na investigação, com a descrição do protocolo utilizado na recolha de dados: a primeira parte do protocolo, onde é realizada

uma descrição do caso clínico e uma caracterização do perfil funcional da criança, nas diferentes dimensões da CIF e a segunda parte do protocolo, onde se descrevem os procedimentos realizados na avaliação quantitativa, cinemática da marcha.

O terceiro capítulo e quarto capítulos são subordinados à apresentação e discussão dos resultados, respetivamente, com base na literatura revista.

Por último, serão apresentadas as principais conclusões/reflexões e as respetivas limitações. Também são apresentadas algumas sugestões de futuros estudos que permitam confirmar os resultados do presente estudo de caso e uma compreensão mais aprofundada dos efeitos imediatos do TS na marcha da criança com Paralisia Cerebral.

CAPÍTULO I - REVISÃO DE LITERATURA

1.1. Paralisia Cerebral

1.1.1. Definição e Incidência

A Paralisia Cerebral (PC) refere-se a um conjunto de perturbações do movimento e da postura, alterável ao longo do ciclo de vida, devido a uma lesão e/ou anomalia permanente, mas não progressiva, que ocorre no cérebro imaturo e desenvolvimento. Embora a deficiência motora seja a mais evidente, coexistam problemas associados, tais como, défices preceptivos, perturbações sensoriais, défice de linguagem e fala, dificuldades nos processos cognitivos, epilepsia e alterações do comportamento. As perturbações da postura e movimento resultante das alterações a nível da estrutura e da função, refletem-se em possíveis limitações na atividade e na participação (Bax et al, 2005).

A PC é a causa mais comum de incapacidade motora na infância (Campbell, Vander Linden & Palisano, 2006). A sua taxa tem-se mantido relativamente estável ao longo dos anos, com uma variação entre dois a três por 1000 nados vivos, sendo que a sua prevalência aumenta significativamente nos bebés pré-termo e de baixo peso (Krageloh-Mann & Cans, 2009). Dados epidemiológicos recentes apontam para uma prevalência global da PC, de 2.11 por mil nados vivos (IC 95%: 1.98-2,25) (Oskui *et al*, 2013).

A taxa global de incidência de PC para crianças nascidas em Portugal entre 2001 e 2007, com base nos casos registados no Programa de Vigilância da Paralisia Cerebral (PVNPC), foi de 1,55‰ nados-vivos (IC95% 1,46 – 1,64). A taxa mais elevada foi registada em 2001, sendo estatisticamente semelhante em 2002, 2003 e 2005, mas estatisticamente inferior em 2004, 2006 e 2007, anos em que há claramente uma subnotificação de casos. Das 1187 crianças nascidas em Portugal, foi possível confirmar o tipo clínico predominante de PC em 1176: espástica em 79,1% (IC95% 76,75 – 81,39), disquinética em 9,8% (IC95% 8,29 – 11,7), ataxia em 3,5% (IC95% 2,58 – 4,7) e em 7,1% (IC95% 5,81 – 8,76) foi considerado “não classificável” (Virella et al., 2017).

1.1.2. Classificação

O tipo clínico de PC está frequentemente relacionado com a sua fisiopatologia e reflete as circunstâncias etiológicas das diferentes situações clínicas. Os vários sistemas de classificação utilizados para a PC servem diferentes finalidades, embora, os sistemas de classificação baseados na avaliação clínica respondam a propósitos epidemiológicos, sendo por isso, os mais utilizados. Neste âmbito, Bax et al. (2005) propõem uma abordagem integrada das diferentes áreas, identificando quatro grandes dimensões na classificação da PC: a) deficiência motora; b) défices associados; c) alterações topográficas e radiológicas; e) etiologia e *timing* do insulto.

Na sequência da definição conceptual do termo Paralisia Cerebral, a *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* (SCPE) construiu um fluxograma de definição de caso (Figura 1), de forma a facilitar a classificação dos subtipos da PC em categorias neurológicas e topográficas e subdivide a PC em 3 grandes subtipos clínicos: espástico, disquinético e atáxico (Cans, 2007).



Figura 1. Fluxograma de classificação dos subtipos de PC, segundo a SCPE (Cans, 2007)

De acordo com os critérios adotados pela SCPE para a classificação dos subtipos de paralisia cerebral, os seguintes subtipos apresentam como característica comum, a presença de um padrão anormal dos movimentos e da postura:

- PC espástica: presença de aumento do tónus, reflexos patológicos, hiperreflexia e sinais piramidais, como por exemplo o reflexo de Babinski. Subdivide-se em PC espástica (hemiparésia) e PC espástica bilateral (diplegia e a tetraparésia);
- PC disquinética: presença de movimentos involuntários, descontrolados, recorrentes e ocasionalmente estereotipados, tónus muscular variável, predomínio de padrões de reflexos primitivos. Classifica-se em dois subgrupos clínicos: PC distónica e PC coreoatetósica;
- PC Atáxica: caracteriza-se por falha na organização da coordenação muscular, sendo os movimentos realizados com força, ritmo e destreza inadequados.

Na atualidade, este sistema de classificação encontra-se amplamente disseminado, tanto em termos nacionais, como internacionais e foi igualmente adotado pelo PVNPC (Andrada *et al.*, 2009; Virella *et al.*, 2017).

1.1.3. Paralisia Cerebral Espástica Unilateral

A PC espástica unilateral (PCE-U), é uma das formas da PC, mais comum em crianças nascidas de termo e a segunda a seguir à PC espástica bilateral (diplegia espástica) entre os recém-nascidos prematuros (Kulak & Sobaniec, 2004). Afeta cerca de 1/1000 nados vivos (Beecham, O'Neill & Goodman, 2001), correspondendo a cerca de um terço do total de casos de PC (Charles & Gordon, 2006). Aproximadamente metade dos casos de AVC apresentam uma lesão cerebral no lado direito e a outra metade no lado esquerdo (Andersen *et al.*, 2008). De acordo com o PVNPC, em Portugal, de entre as crianças com PC espástica, a afetação unilateral (hemiparesia) representa 332 casos (35,2%) e a bilateral, representa 612 casos (64,8%). Nas crianças com afetação unilateral, em 52,7% o lado afetado era o direito (Virella *et al.*, 2017).

Segundo a literatura, a PCE-U resulta normalmente de uma lesão da artéria cerebral média, atrofia do hemi-cérebro, lesões periventriculares, malformação cerebral, ou porencefalia pós-hemorragica (Uvebrandt, 1988; Cioni *et al.*, 1999), sendo que a integridade das áreas motoras do trato cortico-espinal (CST) está frequentemente comprometida (Staudt, Gerloff & Grodd, 2004). Bleyenheuft *et al.*, 2007).

As crianças com PCE-U apresentam alterações no controlo e coordenação de movimentos do membro contralateral à lesão cerebral, tanto devido à falta de inibição das estruturas

cerebrais subcorticais "inferiores" (espasticidade e hipertonia), bem como, à diminuição de excitação das vias cortico-espinais (fraqueza muscular) (Katz & Rymer, 1989). Estas crianças apresentam alterações no controlo e coordenação de movimentos do membro contralateral à lesão cerebral (Kulak & Sobaniec, 2004), como resultado da combinação de diferentes deficiências, nomeadamente, espasticidade, contraturas, fraqueza muscular, défice no controlo motor, hiperatividade dos reflexos do tendão profundo e/ou deformidade esquelética (Olney & Wright, 2000; Gage, 1993). Adicionalmente, apresentam limitações funcionais que podem incluir dificuldade na realização das atividades da vida diária, diminuição da mobilidade geral e padrões de marcha atípicos (Goodman et al., 2004).

1.2. Marcha Humana

A marcha é uma sequência repetitiva de movimentos dos membros inferiores que move o corpo para frente enquanto simultaneamente mantém a estabilidade no apoio. Na marcha um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo enquanto o membro contralateral avança. Este conjunto de movimentos corporais repetem-se de forma cíclica, ocorrendo em cada passo, uma inversão de papéis dos membros inferiores (Perry & Burnfield, 2010).

1.2.1. Fases do ciclo de marcha

A terminologia adotada para dividir o ciclo da marcha em subfases difere de autor para autor. Neste trabalho, serão utilizados os períodos do ciclo da marcha (CM), adotados por Perry (2005) em que os eventos temporais se subdividem-se em duas fases:

- fase de apoio em que o pé se encontra em contato com o solo;
- fase de balanço, quando o pé é elevado do solo para permitir o avanço do membro inferior no espaço, preparando o próximo apoio.

A descrição das fases do ciclo de marcha ilustradas nas figuras 2 e 3, referenciam-se ao membro inferior direito, sendo o Membro Inferior esquerdo designado contralateral.

A fase de apoio é subdividida em três eventos:

1. Duplo apoio inicial: quando ambos os pés estão em contato com a superfície de apoio;
2. Apoio simples: quando apenas um pé está em contato com a superfície (apoiu unipedal);

3. Duplo apoio final: quando ambos os pés estão novamente em contato com a superfície de contato.

Por conseguinte estes três eventos subdividem-se nas seguintes cinco fases funcionais:

- a. Contato inicial: início do ciclo de marcha, através do contato do calcanhar com o solo e representa o ponto no qual o centro de gravidade do corpo se encontra na sua posição mais baixa.
- b. Resposta à carga: ocorre uma transferência do peso corporal para o pé de apoio, mais concretamente da superfície plantar (*foot flat*), estabilidade para receção do peso corporal, absorção do choque e progressão para a frente.
- c. Estas duas primeiras fases funcionais representam o período de duplo apoio inicial.
- d. Apoio médio – inicia com a elevação do pé contralateral o apoio é unipedal iniciando com a elevação do pé contra lateral (apoiio unipedal) e termina quando o total do peso corporal (cerca de 95%) se encontra no pé de apoio; representa o ponto no qual o centro de gravidade do corpo se encontra na sua posição mais alta;
- e. Apoio final - inicia quando o calcanhar do pé de apoio se eleva como resultado da ativação dos músculos tricípites sural para permitir a flexão plantar do tornozelo e termina quando o calcanhar do pé contralateral atinge o solo (contato inicial deste pé);
- f. Pré-balanço: ocorre a transferência do peso corporal de um membro inferior para o outro, com objetivo de posicionar o membro para o balanço; corresponde ao final da fase de apoio.

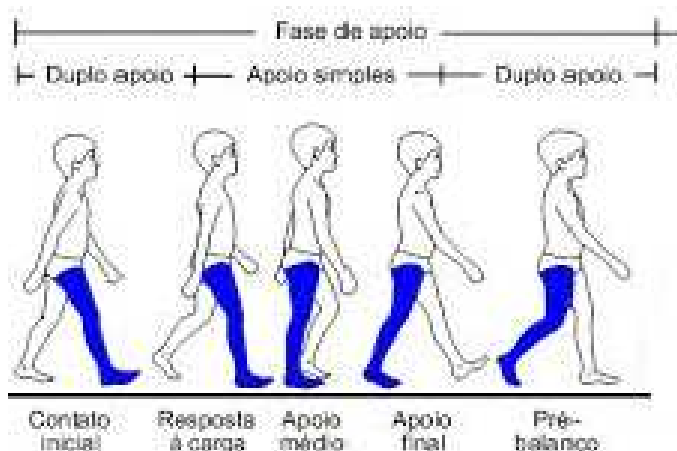


Figura 2. Representação das subdivisões da fase de apoio (adaptado de Perry, 2005)

A Figura 3, representa a fase de balanço, que está subdividida nas seguintes três fases funcionais:

- a. Balanço inicial – corresponde a uma fase de aceleração que inicia imediatamente após a perda de contato do pé com a superfície, passando o peso corporal a ser suportado pelo pé contralateral, ativando os músculos flexores da anca para permitir a progresso do MI e para a frente;
- b. Balanço médio - ocorre quando o MI do pé suspenso se encontra em avanço em relação ao MI do pé de apoio (contralateral) que se encontra no apoio médio.

O balanço inicial e médio objetivam o avanço do membro inferior e a libertação do pé do solo.

- c. Balanço final - corresponde ao término da fase de balanço, onde ocorre um novo contato inicial ou duplo apoio inicial para se iniciar um novo ciclo de marcha. Corresponde a uma fase de desaceleração da ação dos músculos do MI, de forma a estabilizar o pé como preparação para o próximo contato inicial (fase de apoio).

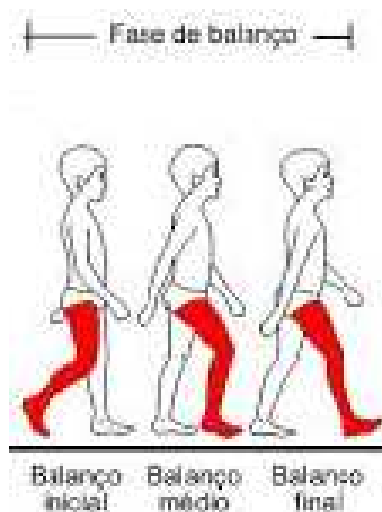


Figura 3. Representação das subdivisões da fase de balanço (adaptado de Perry, 2005)

A duração do ciclo de marcha é definida pela percentagem, em que 100% representa o tempo total do ciclo, sendo que a fase de apoio corresponde a 60% do ciclo e a fase de balanço a 40% do ciclo (Perry, 2005). Contudo, a duração destas fases poderá ser variável em crianças que ainda não apresentam um padrão de marcha maduro, o que ocorre geralmente entre os cinco e os sete anos (Zonta et al., 2010).

1.2.2. Deslocamentos Angulares

Durante o Ciclo de Marcha (CM) é possível determinar o histórico angular dos segmentos anatómicos, ou seja, cada fase do CM é caracterizada por uma posição específica e orientação dos segmentos e articulações do corpo. Assim, os ângulos das articulações são determinados através das diferenças entre os valores obtidos dos ângulos dos segmentos (Completo & Fonseca, 2011).

Os movimentos que ocorrem no plano sagital são os mais estudados, melhor compreendidos e mais precisamente reproduzidos. As curvas para a tibiotársica, anca, e joelho, em indivíduos saudáveis, são reprodutíveis e apresentam segmentos típicos durante o CM (Rose, Gamble & Adams, 2006), que passamos a descrever de forma sumária:

- a) No momento do contato inicial, a articulação da tibiotársica apresenta-se numa posição neutra ($\approx 0^\circ$), passando a apresentar uma flexão plantar ($\approx 8^\circ$). até cerca de 10% do CM. Ao longo da restante fase de apoio, mais concretamente até cerca de metade do CM, vai realizar um movimento de dorsiflexão, atingindo cerca de 20° . Desde o final da fase de apoio até ao início da fase oscilante ocorre novamente flexão plantar do movimento do tornozelo alcançando um pico máximo de 20° . Por fim, durante toda a fase oscilante o tornozelo regista um movimento de dorsiflexão, que é seguido de um ligeiro movimento de flexão plantar já no final do CM;
- b) A articulação do joelho vai realizar uma flexão progressiva até aproximadamente 20° , valor registado aquando do período de curta duração do apoio duplo pelos membros inferiores ($\approx 10\%$ do ciclo de marcha). O joelho está em extensão até aproximadamente 40% do ciclo de marcha, onde se regista uma extensão máxima. É já na fase oscilante que o joelho regista uma flexão com um pico máximo de aproximadamente 70° , seguido de um deslocamento angular no sentido da extensão e é após atingir este valor que o joelho retorna ao movimento de extensão, atingindo a extensão máxima na fase oscilante final, ou seja, na reta final do CM:
- c) A articulação da anca, por sua vez, no contacto inicial, encontra-se fletida cerca de 15° e que deste evento até atingir a parte terminal da fase de apoio ($\approx 40\%$ do ciclo de marcha) vai realizar um movimento de extensão que vai alcançar um valor máximo próximo dos -5° . Ao longo da fase pré- oscilante ($\approx 50\%$ do ciclo de marcha)

mas também ao longo de toda a fase oscilante regista-se uma flexão da anca que atinge os cerca de 35º, aproximadamente a 85% do ciclo de marcha.

1.2.3. Marcha na criança com desenvolvimento típico

A aquisição da marcha independente é um dos marcos do desenvolvimento mais importantes na vida da criança. Este padrão consiste no único meio de locomoção onde os membros superiores se encontram livres para explorar e interagir com o meio circundante. Desta forma, a criança depois de ter adquirido marcha independente torna-se capaz de realizar um número infindável de experiências. Depara-se assim, com exigências de tarefas motoras totalmente novas para as quais tem de encontrar soluções e desenvolver novos comportamentos motores (Clark, & Phillips, 1993).

A evolução da marcha em crianças está diretamente associada à maturação do sistema nervoso e ao crescimento do sistema músculo-esquelético (Klavdianos & Gonçalves, 1997). Contudo, apesar de a maturação desempenhar um papel crucial na aquisição da marcha autónoma, os fatores ambientais como a estimulação e as *affordances* do meio são também essenciais para o desenvolvimento deste padrão fundamental de locomoção (Gallahue & Ozmun, 2001; Ivanenko et al., 2005).

Deste modo, durante a aquisição da marcha, várias alterações são observadas no processo de desenvolvimento da criança, tais como crescimento das dimensões corporais, maturação neural, maturação muscular e influência da prática dos movimentos (Adolph, Vereuken, Shrout, 2003). Adicionalmente são observadas mudanças no controlo postural, equilíbrio, força, posição dos membros superiores e integração das informações sensoriais (Brill & Breniere, 1992).

Tendo como base estas premissas, o padrão de marcha das crianças é diferente do adulto, porém a idade de aquisição do padrão de marcha maturo é ainda objeto de controvérsia na literatura, podendo variar dos 3.5 até aos 11 anos, dependendo do método de análise utilizado (Sutherland et al., 1980; Ounpuu, Gage & Davis, 1991; Stansfield et al., 2001).

Estudos mais recentes realizados por alguns investigadores (e.g. Lythgo, Wilson & Galea, 2009; Dusing & Thorpe, 2007; Holm et al., 2009) sugerem uma estabilização dos parâmetros da marcha básicos normalizados, designadamente, o comprimento do passo, a velocidade da marcha, a partir dos 5 a 13 anos, verificando-se porém poucas mudanças particularmente a partir dos 7 anos.

Na opinião de Sutherland et al. (1988); Ounpuu, Gage & Davis (1991); Morais et al. (2010), a maturidade do padrão de marcha, prende-se essencialmente com as seguintes determinantes: aumento da duração do apoio simples, aumento da velocidade da marcha, aumento do comprimento de passo, redução da cadência e aumento da proporção entre a largura da pélvis e a distância entre os tornozelos.

1.2.4. Análise Tridimensional da marcha

A análise da marcha é uma medida sistemática que caracteriza a locomoção humana. A análise tridimensional (3D) tem sido utilizada como uma importante metodologia de pesquisa e avaliação da marcha humana normal e patológica, assumindo uma importância relevante no diagnóstico de crianças com problemas de locomoção, designadamente nas crianças com PC (Tingley et al., 2002; Kawamura et al., 2007). Os laboratórios de marcha utilizam diferentes técnicas para a avaliação das variáveis da marcha, nomeadamente, observação visual, parâmetros cinemáticos, espaço-temporais, cinéticos e eletromiográficos, sendo que os sistemas de análise tridimensionais (3D) computadorizados têm sido referidos como os mais fidedignos (Cutlip et al., 2000; Dickens et al., 2006).

Na opinião de alguns autores, os parâmetros espaço-temporais são indicadores relevantes de desempenho funcional desta atividade funcional e fornecem informações importantes sobre a marcha humana (Adolph, Vereijken & Shrout, 2003). Os parâmetros temporais da marcha permitem a diferenciação entre padrões de marcha considerados típicos e os padrões atípicos/patológicos, designadamente nas crianças com PC (Dini & David, 2009; Kirkwood et al., 2012), bem como, apresentam grande utilidade nas tomadas de decisões

clínica, guiando a avaliação e a intervenção do Fisioterapeuta na sua prática clínica (Tingley et al., 2002; Kawamura et al., 2007).

Deste modo, o ciclo de marcha pode ser medido através de medidas lineares que se relacionam com o tempo e a distância: comprimento do ciclo ou da passada, comprimento do passo, cadência, velocidade e duração do ciclo (Vaughan et al., 1992; Rose & Gamble, 1998; Thorpe et al., 2005; Perry, 2005).

1.3. Ortótese Dinâmica

1.3.1. Definição conceptual

As ortóteses são dispositivos removíveis delineados para aplicar, distribuir ou remover forças do corpo, de forma a compensar a fraqueza ou ausência da função muscular, possibilitando a funcionalidade durante a realização de atividades da vida diária (Ratliffe, 2000). A seleção e o uso destes dispositivos devem permitir uma solução efetiva e específica para as limitações funcionais do utente, de forma a promover uma maior autonomia (Cury, Figueiredo & Mancini, 2013).

A última década tem sido marcada pelo desenvolvimento de diferentes modelos de talas e ortóteses dinâmicas, que poderão ser usadas a nível de segmentos corporais, tais como, membro superior e mão, membros inferiores e pé (AFO, DAFO) ou em todo o corpo (e.g., *Adelisuit, Therasuit e Dynamic Elastomeric Fabric Orthoses*).

Estudos revistos sugerem que o uso de ortóteses dinâmicas promove nos indivíduos com disfunção neuromotora (e.g. paralisia cerebral), uma melhoria imediata a nível do equilíbrio, estabilidade articular proximal, facilitando a realização de movimentos funcionais. Sugerem também que este tipo de ortóteses diminui7modela o tónus (espasticidade e movimentos involuntários) e promove o alongamento dos tecidos moles, prevenindo as contraturas (Blair et al., 1995; Hylton & Allan, 1997). No entanto, outros investigadores clínicos têm questionado a eficácia reivindicada por estes estudos (Harris, 1996).

Uma revisão sistemática com meta-análise recente, realizada por Martins et al (2016), intitulada, “*Efficacy of suit therapy on functioning in children and adolescents with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis*”, concluíram que os estudos revistos revelam numerosas limitações metodológicas, não permitindo concluir com segurança a efetividade do SuitTherapy (ST) nesta população específica. Tendo por base a escassa evidência disponível relativamente aos efeitos do TS, os autores sugerem a necessidade de realização de mais investigação, que compare a efetividade do ST com outros tipos de intervenção, bem como, analisem os efeitos imediatos da ortótese TS no controlo postural e nas variáveis da marcha, usando sistemas de avaliação quantitativos, nomeadamente análises cinemáticas e cinéticas.

1.3.2. Penguin Suit, Adelisuit e Therasuit

Revisão história

No início da década de 70, o Centro Russo da Aeronáutica e Medicina Espacial desenvolveram o *Penguin Suit* para uso dos astronautas no espaço, que consistia num exosqueleto vinculado a uma série de cordas elásticas, com objetivo de, por um lado, neutralizar os efeitos nocivos da ausência de gravidade e hipocinésia sobre o corpo, tais como, perda de densidade óssea, alteração da integração das respostas sensoriais e motoras, atrofia muscular, alterações cardiovasculares e desequilíbrios dos fluidos corporais, e por outro, promover resistência ao movimento, imitando os efeitos da gravidade.

Deste modo, o *Penguin Suit* era usado como um paliativo às condições espaciais, sendo utilizada durante toda a jornada de trabalho (Bar-Haim et al. 2004;2006). Adicionalmente, após o regresso dos cosmonautas do espaço era também utilizado para a realização de exercícios, simulando os efeitos da ação da gravidade, através da tensão/compressão causada pelas cordas elásticas (Droppert, 1990; Convertino, 1996).

Design e Função

O *Penguin/Adelisuit e TheraSuit* consiste numa ortótese dinâmica macia que incluiu vários constituintes: chapéu, colete, calções, duas joelheiras e adaptação para os sapatos (ganchos), que se interligam entre si através de bandas elásticas (Neves et al., 2012). Estas

cordas elásticas apresentam diferentes tamanhos oferecendo trações/compressões diferentes, com objetivo de inibir ou ativar determinados músculos, conforme o sentido/direção da sua colocação, ajudando no suporte do corpo no espaço. A precisão oferecida pela tensão/compressão multidirecional, promove os seguintes efeitos: informação sensorial profunda para o sistema de feedback proprioceptivo da criança, melhoria no posicionamento do membro, maior consciência corporal, estabilidade central e articular, e por último, aumento da precisão da ativação muscular e do movimento (Hylton & Allan, 1997).

O conceito básico desta ortótese dinâmica consiste na criação de uma unidade de suporte para o corpo, de modo a promover alinhamento biomecânico, estabilidade e descarga de peso, que pode variar entre os 15 e 40 Kg, requisitos fundamentais na modulação do tónus muscular e na estimulação da função proprioceptiva, sensorial e vestibular (Semenova, 1997; Liptak, 2005; Bar-Haim et al, 2006). Os terapeutas colocam topograficamente os elásticos e ajustam-nos de forma a espelhar melhor a função dos músculos selecionados, otimizando a posição dos membros e das articulações, de acordo com as necessidades individuais de cada criança com PC (Neves et al., 2012).

No mercado estão disponíveis diferentes tamanhos do TS, de acordo com a faixa etária do utente: pequeno (3-5 anos), tamanho médio (5-8 anos), tamanho grande (8 -12 anos), tamanho grande - XL (12 até à idade adulta) e tamanho grande – XXL (adultos).

Adicionalmente, nos programas intensivos TS, é usada uma unidade de gaiolas funcionais, designadas por *Ability Exercise Unit*, mais concretamente a *Monkey Cage* e a *Spider Cage* (Scheeren et al., 2012).



Figura 4. Protótipo da ortótese dinâmica Therasuit

1.4. Objetivos do estudo

1.4.1. Objetivo Geral

Descrição dos efeitos imediatos da ortótese dinâmica Therasuit nos parâmetros espaço-temporais e nos deslocamentos angulares no plano sagital, das articulações da tibiotársica, do joelho e da anca, durante as fases do ciclo de marcha, numa criança com PC espástica unilateral esquerda.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Descrever os parâmetros temporais: cadência e velocidade da marcha, duração da fase de apoio, do apoio duplo, do apoio simples e da fase oscilante (% ciclo de marcha) em ambos os Membros Inferiores (MIs), e verificar se sofrem alterações com o uso do Therasuit (TS);
- Descrever os parâmetros espaciais (comprimento da passada, comprimento do passo e largura da passada) em ambos MIs, e verificar se sofrem alterações com o uso do TS;
- Descrever os deslocamentos angulares da tibiotársica em ambos os MIs, na fase inicial de contato, na fase de apoio e na fase de balanço, e verificar se sofrem alterações com o uso do TS;
- Descrever os deslocamentos angulares do joelho em ambos os MIs, na fase inicial de contato, na fase de apoio e na fase de balanço, e verificar se sofrem alterações com o uso do TS;
- Descrever os deslocamentos angulares da anca em ambos os MIs, na fase inicial de contato, na fase de apoio e na fase de balanço, e verificar se sofrem alterações com o uso do TS;

CAPÍTULO II. METODOLOGIA

2.1. Considerações Éticas

O presente estudo de caso foi aprovado pelo Comité de Ética do Centro de Medicina de Reabilitação do Alcoitão (CMRA), de acordo com as recomendações da Declaração de Helsinki (Anexo 1). A criança foi admitida no estudo após a sua concordância e assinatura do Consentimento informado por parte dos pais (Apêndice 1). Este estudo apresenta uma metodologia de estudo de caso, do tipo A-B. ~

2.2. Protocolo de Recolha de Dados

O protocolo de recolha de dados incluiu duas partes distintas:

- A primeira parte do protocolo decorreu no ginásio da Escola Superior de Saúde do Alcoitão (ESSA), no dia anterior à implementação da segunda parte e consistiu numa caracterização da condição clínica associada à PC, tendo como base o modelo concetual da Classificação Internacional da Funcionalidade (CIF) (OMS, 2004). Para o efeito realizou-se o exame subjetivo e um exame físico detalhado da criança, em que foi definido o perfil funcional da criança com base na utilização de vários instrumentos, seguindo as recomendações da *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)* (Cans et al., 2007). A avaliação foi realizada por duas fisioterapeutas experientes na área da pediatria, designadamente na Paralisia cerebral, e teve uma duração aproximada de 60 minutos;
- A segunda parte, consistiu na análise cinemática da marcha que decorreu no Laboratório de Marcha do CMRA e contemplou duas condições: 1) Baseline– sem Therasuit (BL); 2) com Therasuit (CTS). Foi realizada no mesmo dia por duas fisioterapeutas experientes na área da pediatria, com formação na utilização do protocolo TheraSuit e teve uma duração máxima de 120 minutos. Ambas as fisioterapeutas tinham conhecimento do propósito do estudo (administração não cega).

2.3. Parte 1. Descrição do Caso

2.3.1. Historia Obstétrica e Neonatal

MR, criança do sexo feminino, de 5 anos e 10 meses de idade (70 meses), com o diagnóstico médico de PC espástica unilateral esquerda, classificada com o nível II, segundo a *GMFCS* (Palisano et al., 1997). Nasceu de uma gravidez de 41 semanas de idade gestacional, sem intercorrências e de pais saudáveis. Apresentava um peso de 3070 gramas e um índice de Apgar 9-10 aos 5-10 minutos, respetivamente. Realizou exames complementares, designadamente ultrassom aos 3 dias de vida que se revelou normal, e aos 12 meses uma Ressonância Magnética que confirmou um enfarte parcial da artéria cerebral média direita, com causa provável no período perinatal.

2.3.2. Procedimentos cirúrgicos/médicos

Foi submetida há 15 meses, a um procedimento cirúrgico de alongamento percutâneo do tendão de Aquiles do lado esquerdo, para redução do equino.

2.3.3. Problemas associados

Na generalidade as crianças com PC apresentam problemas secundários, associados aos problemas motores. Neste sentido, para classificar a severidade dos problemas associados, foram utilizados os seguintes sistemas de classificação:

Para classificar a presença de disartria e as limitações na performance da fala, utilizou-se a *Viking Speech Scale* (Pennington et al., 2013); para categorizar a performance da comunicação no dia-a-dia da criança com PC, a *Communication Function Classification System* (CFCS) (Hidecker et al., 2012), e por último, a *Eating and Drinking Ability Classification System* (Sellers et al., 2014), para classificar o desempenho na alimentação. Para a classificação do nível cognitivo, a presença de epilepsia e os problemas sensoriais (visão e audição), foram aplicados os sistemas de classificação usados no Programa de vigilância Nacional da Paralisia Cerebral (PVNPC) (Andrada et al., 2009), como representado na Tabela 1.

Tabela 1. Problemas associados, de acordo com a SCPE/PVNPC

Communication Function Classification System (CFCS)		Viking Speech Scale (VSS)		Eating and Drinking Ability Classification System (EDACS)			
Nível I	Emissor e recetor eficaz com parceiros desconhecidos e conhecidos	Nível I	A fala não é afetada pela perturbação motora	Nível II	Come e bebe de forma segura com algumas limitações na eficiência, requerendo ajuda		
Cognitive		Epilepsy		Sensorial Impairments			
Nível I	QI - > 84	Nível I	Nunca teve convulsões ou com crises nas primeiras 72 horas de vida ou crises esporádicas com factor desencadeante (ex. Febre).	Visão	Sem alterações	Audição	Sem alterações

2.3.4. Exame Físico

2.3.4.1. Observação

O exame físico consistiu numa avaliação qualitativa baseada na observação do controlo postural na posição ortostática.

a) Vista anterior

Na posição ortostática, verifica-se uma diminuição do alinhamento postural, que se manifesta por uma inclinação do tronco à direita, compensada com uma lateralização (inclinação) da cabeça para a esquerda e ligeira rotação à direita. Ao nível do tronco superior, observa-se um predomínio do padrão de flexão, que se manifesta por uma anteriorização bilateral dos ombros, elevação do ombro esquerdo. Hemi-pélvis direita mais elevada que a esquerda. Quanto aos membros inferiores (MI), observa-se uma rotação (anteversão do fémur) e adução das ancas, valgismo dos joelhos bilateralmente e varismo da tibia (++) direita). A nível distal observa-se uma alteração no alinhamento do pé esquerdo (rotação externa do médio-pé e calcanhar valgo), com distribuição de carga assimétrica na base de suporte, com um predomínio de transferência de carga passiva para membro inferior direito que influencia a qualidade do alongamento do hemicorpo deste lado. Em termos gerais verifica-se uma atrofia muscular a nível de todo o MI esquerdo, comparativamente ao MI direito.

b) Vista posterior

Confirmam-se as alterações observadas na vista anterior e observa-se adicionalmente a presença de escápulas elevadas e abduzidas e uma atrofia muscular a nível da coxa e da perna à esquerda.

c) Vista lateral direita e esquerda: confirmam-se todas as alterações supracitadas nas outras vistas, sendo também visível maior padrão de flexão do MI esquerdo (MIE), comparativamente ao MI direito (MID) e um desalinhamento do pé esquerdo, com ligeiro apoio no ante pé esquerdo. Presença de báscula anterior e uma acentuada lordose dorso-lombar, possivelmente relacionada com a presença de espasticidade no músculo psoas-íliaco (diminuição da ativação dos abdominais).

2.3.4.2. Avaliação da Funcionalidade

A avaliação da funcionalidade da criança, contemplou todas as dimensões do modelo conceptual da CIF e baseou-se na utilização de vários instrumentos, designadamente:

Estrutura e Função do corpo

Procedeu-se à medição das amplitudes articulares passivas (ROM) em ambos os membros inferiores (MI), com recurso ao goniómetro manual, quantificação do grau de espasticidade (GE), com a escala de Ashworth modificada (EAM) (Bohannon & Smith, 1987) no MI esquerdo, como representado na Tabela 2.

Tabela 2. Medição das ROM bilateral e do grau de espasticidade no MI esquerdo

Articulação	Movimento	MI Direito (não parético)	MI esquerdo (Parético)		
		ROM	ROM	Grupos Musculares	GE
ANCA	Hiperextensão	10°	10°	extensores	N
	Flexão (com extensão do joelho)	135°	125° (por resistência)	flexores	1
	Abdução (com anca em extensão)	40°	30° (por resistência)	Abdutores	1
	Adução	0°	0°	Adutores	1
	Rotação Medial	55°	55°	Rotadores mediais	1+
	Rotação Lateral	50°	40° (por resistência)	Rotadores Laterais	N
JOELHO	Flexão	150°	140° (por resistência)	Flexores	1
	Extensão	0°	-5° (por resistência)	Extensores	N

TORNOZELO	Flexão dorsal (com extensão do joelho)	15°	10° (por resistência)	Flexores dorsais	1
	Flexão plantar	50°	50°	Flexores plantares	1
	Inversão	35°	35°	Inversores	N
	Eversão	15°	15°	Eversores	1

Adicionalmente procedeu-se a uma avaliação da seletividade dos movimentos dos membros inferiores, com recurso ao *Trost Selective Motor Control test, mofigied test scale*, desenvolvido por Trost (2004), como representado na tabela 3.

Tabela 3. Quantificação dos movimentos seletivos dos MIs, segundo Trost (2004)

Articulação	Movimento (ROM)	Grau de Movimento seletivo MIs	
		MI Esquerdo (parético)	MI Direito (não parético)
ANCA	Flexão (com extensão do joelho)	Grau 1 Movimento seletivo possível apenas nos primeiros 40° da ROM. Os restantes graus de movimento são realizados num padrão global de flexão (anca, joelho e TT) movimento	Grau 2 Movimento seletivo em toda amplitude de movimento disponível
	Abdução (com extensão do joelho)	Grau 1 Movimento seletivo possível apenas em metade da amplitude disponível (15°). Os restantes graus de amplitude de movimento são realizados num padrão global de flexão	Grau 2 Movimento seletivo em toda amplitude de movimento disponível
JOELHO	Extensão	Grau 1 Movimento seletivo possível apenas em metade da amplitude disponível (15°). Os restantes graus de amplitude de movimento são realizados num padrão total	Grau 2 Movimento seletivo em toda amplitude de movimento disponível
TIBIOTÁRSICA	Flexão dorsal (com extensão do joelho)	Grau 0 Movimento seletivo impossível apenas no padrão total de flexão	Grau 2 Movimento seletivo em toda amplitude de movimento disponível

Foi adicionalmente quantificada a seletividade da dorsiflexão (SD) na articulação do tornozelo esquerdo, com recurso à escala de Boyd & Graham (1999), quantificado com grau

II, que significa que o movimento de dorsiflexão é realizado essencialmente através do recrutamento dos músculos longo extensor do hallux e dos dedos, e ligeira contração do músculo tibial anterior.

Atividade Funcional

A presença de um tónus muscular aumentado e da fraqueza muscular compromete consequentemente o desempenho funcional da criança com PCE-U. Assim, para definir o perfil funcional da criança em termos de severidade, aplicaram-se os seguintes sistemas de classificação, seguindo as recomendações da *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)* (Cans et al., 2007):

Para a classificação da severidade da função motora global, foi usada a GMFCS (Palisano et al., 1997) e para a motricidade fina bilateral e motricidade global do membro superior, concretamente a *Bilateral Fine Motor Function* (Beckung & Hagberg, 2002) e a *Manual Ability Classification System (MACS)* (Eliasson et al., 2006), respetivamente. Ver tabela 3.

Tabela 4. Perfil funcional, de acordo com a SCPE/PVNPV

Gross Motor Function Classification System (GMFCS)		Bilateral Fine Motor Function (BFMF)		Manual Ability Classification System (MACS)	
Nível II	Consegue andar sem apoio e sem auxiliar de marcha em casa e fora de casa só em superfícies lisas e distâncias curtas. Consegue subir escadas com apoio do corrimão, mas não consegue correr nem saltar.	Nível III	Uma mão manipula sem restrições a outra não tem capacidade funcional; ou uma mão tem limitações nas capacidades mais diferenciadas da motricidade fina e a outra só tem capacidade de preensão ou pior. Necessita de ajuda nas tarefas manuais	Nível III	Manipula objetos com dificuldade; necessita de ajuda para preparar e/ou modificar a atividade. O desempenho é lento e tem sucesso limitado em relação à qualidade e quantidade. As atividades são efetuadas com autonomia, mas só se forem preparadas ou com adaptações.

Para quantificar a função motora global aplicou-se o *Gross Motor Function Measure* (GMFM-66 itens), desenvolvida por Russell et al. (2000) e para a avaliação do equilíbrio, a escala *Pediatric Balance Scale* (PBS) (Franjoine, Gunther & Taylor, 2003).

Como se observa na Tabela 5, a criança apresenta um total de função motora, igual a 93,5% em 100% do score esperável para esta idade, sendo que as maiores dificuldades da criança se centram nas dimensões D e E, que se prendem com atividades funcionais mais exigentes em termos de controlo postural, tais como:

- na dimensão D, designadamente o item 35 (mantém-se de pé sem apoio do MI direito 10 segundos, o item 38 (semi-ajoelhado sobre o joelho direito, passa à posição de pé sem apoio) e o item 40 (de pé, passa a sentar-se no chão sem apoio dos membros superiores);
- na dimensão E, os problemas centram-se no equilíbrio em situações dinâmicas, que exijam uma diminuição da largura do passo e o apoio unipedal no MI esquerdo, particularmente no item 51 (anda 10 passos seguidos para a frente entre 2 linhas paralelas à distância de 20 cm), item 52 (anda 10 passos seguidos sobre uma linha reta com 2 cm de largura), item 58 (salta com os pés juntas à altura de 30cm), item 59 (saltita com os pés juntos para a frente 30cm sem cair e sem apoio), item 61 (saltita sobre o pé esquerdo 10 vezes dentro de um círculo de 60 cm), item 64 (sobe 4 degraus alternadamente sem apoio no corrimão) e item 65 (Desce 4 degraus alternadamente sem apoio no corrimão).

Tabela 5. Função Motora Global (GMFM)

Dimensions	Score %
A - Decúbitos/Rolar	100
B - Sentar	100
C - Gatas/Joelhos	96
D - De pé	87
E - Andar/Correr/Saltar	84
Total	93,5

Em termos de equilíbrio (Tabela 6), a criança apresenta uma pontuação total de 44/56, na PBS, reveladora da grande dependência que a criança ainda apresenta relativamente ao órgão da visão no controlo postural, dificuldades no apoio unipedal no MI esquerdo e na manutenção do equilíbrio em situações que exigem diminuição da largura do passo e da base de sustentação, bem como, em atividades que exijam sair da sua base de suporte, reforçando os resultados obtidos na GMFM-66.

Tabela 6. Pediatric Balance Scale

Dimensions	Sore %
1. De sentado para de pé	4
2. De pé para sentado	4
3. Transferências	4
4. Manter-se de pé sem apoio	4
5. Manter-se sentado sem apoio do tronco	4
6. Manter-se de pé com os olhos fechados	3
7. Manter-se de pé com os pés juntos	2
8. Manter-se de pé, com um pé à frente do outro	2
9. Manter-se de pé sobre uma perna	3
10. Dar uma volta de 360º	3
11. Virar-se para olhar para trás	2
12. Agarrar um objeto do chão	4
13. Colocar os pés alternadamente num degrau	2
14. Alcançar à frente com o braço esticado	3
Total	44/56

Para informação adicional relativamente à função motora global e do equilíbrio, foi aplicada a *Functional Mobility Scale (FMS)*, proposta por Graham et al. (2004), para medir a *performance* baseada no contexto, ou seja, o que a criança consegue fazer, em circunstâncias habituais do dia-a-dia da criança. A criança apresentou uma pontuação, 6/6/5, que significa que consegue realizar marcha independente em todas as superfícies, incluindo subir/descer escadas. No entanto na escola e em percursos de longa distância > 500 metros e em contextos com grandes multidões tende a perder o equilíbrio.

Adicionalmente procedeu-se a uma avaliação qualitativa da marcha em piso regular (ginásio), baseada numa análise observacional. A criança encontrava-se calçada, à semelhança da avaliação quantitativa (análise cinemática), realizada na 2ª parte do protocolo. De forma a evitar o enviesamento de resultados, a criança usou o mesmo par de ténis (sem adaptações), tanto na avaliação qualitativa, como na análise quantitativa.

Análise observacional da Marcha

A criança adquiriu a marcha independente aos 24 meses de idade.

A marcha é realizada sem dissociação das cinturas (escapular e pélvica) com transferência de peso preferencial para o lado não parético (direito), rotação interna da anca e valgismo bilateral dos joelhos, flexão da anca e do joelho (++direita), uma acentuada lordose lombar

e básculas laterais. A marcha é realizada com passos rápidos, curtos (+ esquerda) e irregulares. Relativamente à postura dos membros superiores (MS), o MS direito encontra-se mais abduzido que o MS esquerdo, e observa-se a presença de elevação do ombro e de reações associadas no MS esquerdo (flexão dos dedos da mão). A elevação dos MSs caracterizado por “guarda alta”, pode constituir uma estratégia com objetivo de manter a estabilidade (Payne & Isaacs, 2012).

a) Fase de apoio

MI esquerdo (parético): o contacto inicial (CI) do pé esquerdo, é realizado tendencialmente com apoio total do pé, possivelmente devido à fraqueza dos flexores dorsais, particularmente do tricípite sural e presença de espasticidade nos flexores plantares (grau 1 na EAM), dificultando o posicionamento correto do pé e o apoio no calcanhar no contato inicial. Outra das razões possíveis pode estar relacionada com o padrão de flexão da anca e do joelho devido a presença de espasticidade (grau 1 na EAM), que dificulta a contração concêntrica dos músculos glúteo máximo e isquiotibiais, fundamentais para manter a estabilidade e a atividade excêntrica do tibial anterior, de forma retardar o avanço do corpo.

Diminuição da duração do apoio simples neste MI comparativamente ao MI contralateral, com padrão compensatório de rotação lateral do tronco para o hemicorpo direito. Esta dificuldade pode estar relacionada com dois fatores: fraqueza do musculo médio glúteo do lado esquerdo e discrepância no comprimento dos MIs, de 20mmm. Na fase final de apoio, observa-se a manutenção de um padrão de flexão da anca e do joelho, devido à possível presença de uma co-contração entre flexores/extensores do joelho e de fraqueza muscular no quadrícipite, que dificulta a extensão total do joelho, esperável nesta fase. Adicionalmente, verifica-se um agravamento do valgismo do joelho.

MI direito (não parético): o contato inicial é realizado com ligeira flexão dorsal e maior duração do apoio simples neste MI. Na fase final de apoio a criança mantém um padrão compensatório de flexão, tanto do joelho como da anca e um agravamento do valgismo do joelho, que pode estar relacionado como uma estratégia compensatória para a dismetria de 20mm que a criança apresenta (MID) mais comprido) e assim, permitir a progressão do MIE durante a marcha. Maior duração da fase de apoio no MID, comparativamente ao MIE.

b) Fase de Balanço

MI esquerdo (parético): nota-se uma maior duração desta fase no MIE comparativamente ao MID. Observa-se um recurso ao musculo quadrado lombar para compensar a fraqueza muscular do médio glúteo deste lado e dos flexores da anca e a presença de espasticidade nos flexores da anca, possivelmente do músculo psoas-ilíaco, com objetivo de permitir a progressão na marcha;

MI direito (não parético): nota-se uma maior amplitude de flexão da anca e do joelho neste MI, comparativamente ao MI parético, provavelmente como um padrão compensatório para compensar a dismetria dos MIs (MI direito é mais comprido), e deste modo permitir a progressão na marcha.

Participação

De acordo com alguns autores (e.g., Vargus-Adams, 2005; Varni et al., 2005), uma limitação no nível de atividade e uma restrição na participação, associado às deficiências primárias, conduz a uma diminuição da qualidade de vida, comparativamente aos seus pares com desenvolvimento típico.

Nas crianças, a qualidade de vida (QoL) tem sido definida como um conceito subjetivo e multidimensional que incluiu a capacidade funcional e a interação psicossocial entre a criança, família e comunidade. Relativamente às relações sociais e educação, foram graduados com nível II (Tabela 7).

Tabela 7. Participação Social

Relações Sociais		Educação	
Level II	Ligeira restrição em determinadas atividades de recreação associada às deficiências.	Level II	Inclusão no ensino regular a tempo completo, sem apoio ou com apoio esporádico de orientação.

A influência da PC, apresenta também efeitos inevitáveis nas oportunidades de participação da criança. De forma a avaliar este aspeto essencial, aplicou-se a *PedsQL* version 4.0 (Varni et al., 2003), um questionário de auto-administração, para crianças e pais (idades 5-7 anos de idade), que resultou na seguinte pontuação representada na Tabela 8. Verifica-se que em termos da funcionalidade física, a criança tem menor percepção das suas limitações comparativamente aos pais, contrariamente à funcionalidade emocional.

No que respeita à funcionalidade social e escolar tanto a criança como os pais identificam de forma semelhante as limitações nestas dimensões.

Tabela 8. Qualidade de vida

Dimensões	PedsQL - Crianças	PedsQL – Pais/cuidadores
Funcionalidade Física	31%	46%
Funcionalidade Emotiva	90%	60%
Funcionalidade Social	50%	50%
Funcionalidade escolar	40%	40%

2.4. Parte 2. Recolha de Dados

2.4.1. Procedimentos

2.4.1.1. Dados Antropométricos

Foram obtidas as medidas antropométricas essenciais para o desenvolvimento do estudo, designadamente, peso corporal (1590 gr), altura (114,5 cm), circunferência dos segmentos dos membros inferiores (joelho esquerdo 65cm; joelho direito 66cm) e do tornozelo (esquerdo 48mm; direito 50mm, bem como o comprimento dos membros inferiores (esquerdo 5350mm; direito 5550mm), utilizando fita métrica, conforme modelo de segmentos do software do Vicon®. A criança revelou uma dismetria de membros igual a 20 milímetros.

2.4.1.2. Procedimentos de preparação

De forma a minimizar alguns aspetos que pudessem comprometer os resultados do presente estudo, foram estabelecidos previamente os seguintes procedimentos:

Preparação do espaço e equipamentos

Para preparação do espaço, procedeu-se por um lado, a uma normalização ecológica, no que se refere à luminosidade, temperatura e som, por outro, uma normalização dos equipamentos, que consistiu numa calibração ou *set-up* de todos os equipamentos (câmaras e plataformas de força) por um técnico especializado do Laboratório de marcha do CMRA, de acordo com as normas industriais estabelecidas para o seu funcionamento;

Preparação da criança

- Vestuário: a criança usou um top de algodão, uns calções de lycra e um par de ténis confortáveis sem correções.
- Familiarização com o espaço, equipamentos e procedimentos: procedeu-se a uma explicação sobre os diferentes passos a realizar e 10 minutos de exploração do espaço do laboratório, de forma a conferir um ganho na confiança e segurança da criança;
- Familiarização e compreensão da atividade: foi também permitido que a criança se deslocasse no corredor das plataformas onde iria decorrer a recolha de dados. A criança realizou previamente duas repetições da tarefa de modo a permitir um processo de adaptação e compreensão da atividade a realizar (Ferdjallah et al., 2002; Jamshidi et al. 2010);
- Limpeza da pele: foi realizada com álcool para facilitar a fixação dos marcadores;
- Colocação de marcadores: foram colocados 16 marcadores retro-reflexivos passivos não colineares nos pontos anatómicos dos membros inferiores (Figura 6) e os marcadores de rastreamento (cluster da coxa e da perna) e de referência foram fixados em pontos fixos, segundo o *Modelo Lowerbody Vincon (Plug-in Gait)*. Os marcadores reflexivos foram localizados por palpação e fixados com fita adesiva dupla face. A colocação dos marcadores e clusters nas duas condições (BL e CTS) foi realizada pelo mesmo elemento da equipa do laboratório, para diminuir a variabilidade da localização destes entre as duas condições e evitar o viés (Melanda et al., 2006).

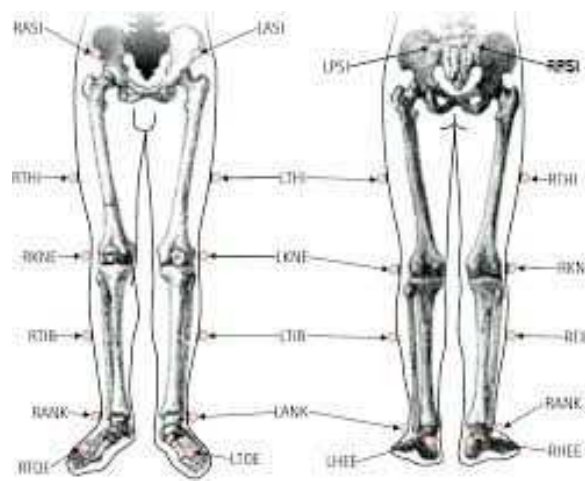


Figura 5. Colocação de marcadores no Membros Inferiores, segundo Modelo Lowerbody Vincon

Durante o protocolo de recolha de dados, em ambas as condições, BL e CTS, a criança usou um par de ténis confortável disponível nas lojas de desporto, de acordo com Wolf et al. (2008), no sentido de manter os marcadores intactos nas duas condições e reduzir a influência do calçado no padrão de marcha, previsto no estudo de Hollander et al. (2014). Os marcadores do pé foram colocados sobre a pele nos mesmos pontos anatómicos com exceção do marcador do calcânhar e do *hallux*, que foram colocados sobre o calçado, seguindo as recomendações de Wolf et al. (2008), como observado na Figura 7.

Contudo, na segunda condição, CTS, todos os outros marcadores do membro inferiores, foram recolocados sobre a ortótese TS, em locais que melhor projetassem as referências anatómicas (ver Figuras 8 e 9).



- **Figura 6.** Posição dos marcadores nos ténis, correspondência com pontos anatómicos

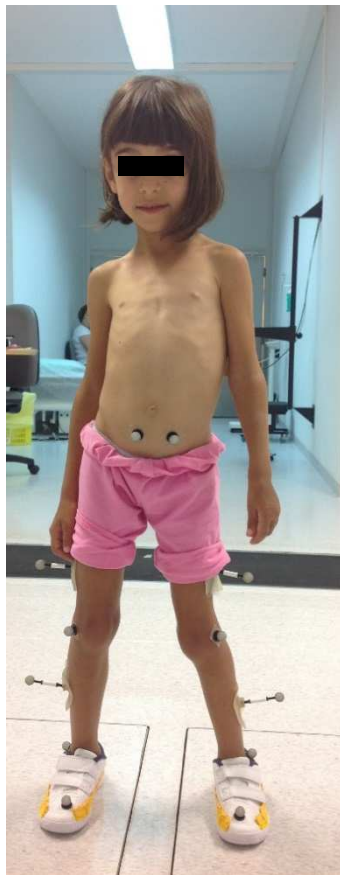


Figura 7. Condição BL



Figura 8. Condição CTS

2.4.1.4. Procedimentos de Recolha de Dados

Durante a recolha de dados, a criança foi assistida pela equipa do Laboratório de Marcha do CMRA.

Previamente à recolha dos dados cinemáticos da marcha foi obtida a posição de referência, necessária para a identificação dos segmentos pelo sistema. Para o efeito foi solicitado que a criança permanecesse imóvel na posição ortostática com os pés mais alinhados possível na plataforma de forças nº 2, durante cinco segundos, de forma a permitir a identificação dos segmentos pelo sistema.

De seguida, foi solicitado à criança que realizasse marcha a uma velocidade auto-seleccionada e confortável, semelhante à marcha do quotidiano. A criança iniciava a marcha depois de um estímulo verbal, seguindo as recomendações de Malouin e Richards (2000) e realizou 10 ciclos de marcha pelo corredor de plataformas de força (excluindo o primeiro),

de forma a permitir a obtenção de pelo menos 3 ensaios válidos para cada membro inferior. (Prosser et al., 2010; Hsue, Miller & Su, 2009).

A investigadora principal encontrava-se em frente à criança, de acordo com Woollacott e Assaiante (2002), de forma a conferir segurança e estimular a criança para a realização da tarefa solicitada. Toda a informação verbal ministrada durante as avaliações foi semelhante e fornecida pelo mesmo investigador (“anda/para”), seguindo as recomendações de Stackhouse et al. (2007). Foram permitidos pequenos períodos de descanso entre os ensaios sempre que se considerou necessário ou caso a criança revelasse sinais de fadiga, de acordo com Ferdjallah et al. (2002) e um período de cerca de 20 minutos entre as duas condições (BL e CTS) do protocolo. Este procedimento foi replicado nas duas condições do protocolo.

2.5. Instrumentos

O laboratório de Marcha do CMRA, está equipado com 2 camaras de vídeo digital – Basler piA1000-48gc GigE, 6 cameras infravermelhos Vicon T-Series T10 – 1 megapixel, com uma amostragem de 100Hz, de acordo com o modelo Plug-in-Gait (VICON, Oxford Metrics, UK) e alguns estudos revistos (Hollander et al., 2014; Wolf et al., 2008) e 4 plataformas de força AMTI OR6-7-2000 (50,8 x 46,4 cm) com 4 amplificadores analógicos AMTI, dispostas em série e embutidas no piso do laboratório, formando um corredor de dois metros e meio de comprimento.

2.6. Processamento e Tratamento de Dados

Os dados foram transferidos para o *software* Visual3D43 para a construção do modelo biomecânico dos segmentos corporais com base na posição das marcas de referência capturada durante a coleta estática e a aplicação desse modelo nos arquivos dinâmicos. Para a aquisição e tratamento dos dados cinemáticos foram usados os softwares *Nexus* versão 1.8.5 e para a análise e apresentação do relatório biomecânico, o *Polygon* versão 3.5.2. Os dados foram posteriormente extraídos para o *Excel*, para o cálculo das médias dos ensaios 6 ensaios selecionados (3 para cada membro inferior) e respetivo desvio-padrão.

Foram selecionados oito parâmetros temporais e espaciais relevantes da marcha, designadamente, a velocidade (metros/segundo), cadência (passos/minuto), tempo da fase de apoio, Tempo do apoio duplo, Tempo do apoio simples, Tempo da fase oscilante (% do ciclo de marcha), comprimento do passo e largura do passo (metros). As variáveis espaciais são apresentadas em valores absolutos e por sua vez, as variáveis temporais, foram normalizadas em relação à percentagem do ciclo de marcha.

No que concerne às variáveis angulares no plano sagital das articulações de ambos os membros inferiores (tibiotalar, joelho e anca), foram calculadas as médias e desvio-padrão dos mesmos ciclos de marcha selecionados para avaliação dos parâmetros espaciais e temporais

CAPÍTULO III. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS

Como referido anteriormente, o presente estudo de caso refere-se a criança do sexo feminino, de 70 meses de idade e com o diagnóstico médico de PC espástica unilateral esquerda e descreve os efeitos imediatos do TS nas variáveis espaço-temporais e nas variáveis angulares da marcha, no plano sagital.

3.1. Análise Cinemática – Avaliação Quantitativa

3.1.1. Variáveis Espaciais e Temporais

A Tabela 9 sumariza as médias e desvios-padrão das variáveis espaciais e temporais da marcha da criança, em ambas as condições do protocolo (BL e CTS).

Tabela 9. Variáveis espaciais e temporais da marcha

Condições	Baseline		Com TS	
	MIE (parético)	MID (não-parético)	MIE (parético)	MID (não-parético)
Parâmetros Espaço-Temporais				
Cadência total (passos/min)	156 ± 10.1		132 ± 3.43	
Cadência (passos/min)	156 ± 8.58	156 ± 12.7	133 ± 3.78	131 ± 3.52
Velocidade total (metros/segundo)	1.33 ± 0.11		0.95 ± 0.052	
Fase de apoio (%ciclo marcha)	52.7 ± 1.75 %	61.6 ± 1.36 %	53.7 ± 2.25 %	63.2 ± 1.43 %
Fase de apoio total (%ciclo marcha)	57.1 ± 4.92 %		58.5 ± 5.29 %	
Fase de Balanço (%ciclo marcha)	46.3 ± 2.78 %	41.8 ± 5.15 %	45.1 ± 2.80 %	41.6 ± 4.68 %
Fase de Balanço Total (%ciclo marcha)	41.8 ± 5.15 %		41.6 ± 4.68 %	
Apoio simples (%ciclo marcha)	37.3 ± 1.29 %	46.3 ± 2.78 %	38.0 ± 3.17 %	45.1 ± 2.80 %
Apoio duplo (%ciclo marcha)	15.4 ± 1.71 %		16.9 ± 3.12 %	
Comprimento do passo (metros)	0.50 ± 0.022	0.54 ± 0.021	0.41 ± 0.029	0.46 ± 0.045
Largura do passo (metros)	0.11 ± 0.025	0.10 ± 0.021	0.19 ± 0.033	0.20 ± 0.02

Legenda: Membro inferior esquerdo (MIE); Membro inferior direito (MID)

Como observado na tabela 9, o padrão de marcha desta criança é caracterizada por uma assimetria espacial e temporal entre o lado parético (esquerdo) e o lado não parético (direito), como referido por Mayer (2002); Zonta, et al. (2010).

Na condição **BL**, a criança, apresenta valores na cadência (passos/min) da marcha mais elevados do que esperável para a idade em crianças com desenvolvimento típico (CDT). Por

sua vez, na condição **CTS**, verifica-se simultaneamente uma redução da cadência (BL: 156 ± 10.1 ; CTS 132 ± 3.43) aproximando-se dos valores esperáveis para CDT da mesma faixa etária (Lyntho et al., 2009).

Segundo Zonta et al. (2010), o aumento tendencial da cadência nestas crianças pode ser explicado como uma estratégia de compensar o seu equilíbrio precário. No que se refere aos valores da velocidade (m/s), na condição **BL**, estes revelam-se semelhantes às das CDT, na mesma faixa etária, de acordo com Lynto et al. (2009); Fonseca, et al. (2001); Mayer (2002). Contudo, **CTS** observa-se uma diminuição acentuada dos seus valores (BL: 1.33 ± 0.11 ; CTS: 0.95 ± 0.052).

Relativamente à fase de apoio, e como esperável para o caso em estudo, na condição **BL**, a criança apresenta uma assimetria no alinhamento postural, que se revela por menor duração da fase de apoio simples no MIE, comparativamente ao MI contralateral, bem como, um aumento da fase de duplo apoio comparativamente ao observado nos seus pares CDT (Wang & Wang, 2012). Relativamente a todos os outros parâmetros, designadamente a duração total da fase de apoio apresenta-se diminuída, enquanto que a fase oscilante se apresenta aumentada, estando concordante com os estudos de Sutherland (1980) e Cimolin et al. (2007).

Os resultados sugerem na condição **CTS**, uma tendência para um ligeiro aumento na duração da fase de apoio simples (BL - 37.3 ± 1.29 %; CTS - 38.0 ± 3.17 %) e da fase de apoio (BL 52.7 ± 1.75 %; 53.7 ± 2.25 %) e em contrapartida, uma diminuição da duração da fase oscilante (BL 46.3 ± 2.78 %; 45.1 ± 2.80 %) no MIE. Contudo, os períodos de duplo apoio permanecem mais longos do que o esperado para a idade, e os de apoio simples menores, em especial para o MI parético, como descrito por Kimura et al. (2005). Adicionalmente, continua a verificar-se uma redução da percentagem de tempo da fase de apoio e um aumento da duração da fase oscilante no MIE, quando comparada com o membro contralateral, resultante da distribuição não-uniforme do peso corporal pelos membros inferiores, como referido por alguns investigadores (Olney, Griffin, & McBride, 1994); Teixeira-Salmela et al., 2005; Zonta, et al., 2010).

Por último relativamente às variáveis espaciais, na condição **BL**, a criança apresenta no MI não parético, valores do comprimento do passo (MIE- 0.50 ± 0.022 ; MID- 0.54 ± 0.021) semelhantes às crianças CDT, de acordo com o Lyntho et al. (2009) e valores inferiores no MIE, como referido por Cimolin et al. (2007). Na condição **CTS**, observa-se uma diminuição do comprimento do passo (MIE- 0.41 ± 0.029 ; MID- 0.46 ± 0.045). Quanto aos valores da largura do passo em relação ao centro de gravidade, a criança apresenta na condição **BL**, valores superiores (MIE- 0.11 ± 0.025 ; MID- 0.10 ± 0.021), comparativamente aos seus pares CDT, segundo Cimolin et al. (2007), que aumentam sensivelmente, na condição **CTS**.

3.1.2. Variáveis Angulares

Os deslocamentos angulares no plano sagital dos 3 ensaios selecionados para cada MI, referentes às articulações do Membro Inferior (tibiotársica, joelho e anca), estão representados nas figuras 10, 11 e 12. Adicionalmente foram calculados as médias e o respetivo desvio padrão dos deslocamentos angulares, durante as fases do ciclo de marcha (CM), designadamente, no contato inicial, na fase de apoio e na fase de balanço.

3.1.2.1. Articulação da Tibiotársica

Como representado na figura 10, na condição **BL**, o contato inicial é realizado com um maior ângulo de dorsiflexão no MID, concordante com o estudo de Allen et al. (2000), sendo que no MIE se observa um ângulo de flexão plantar, estando de acordo com o estudo de Cimolin et al. (2007). **CTS**, ocorre nesta fase, uma diminuição da flexão plantar do MIE (BL: $-5,82^\circ \pm 1,1$; CTS: $9,29^\circ \pm 1,4$) e da flexão dorsal no MID (BL: $10,2^\circ \pm 3,4$; CTS: $9,18^\circ \pm 1,5$). Contudo, estes valores revelam-se superiores aos esperáveis nesta fase da marcha, de acordo com Cimolin et al., 2007). Nas crianças CDT, nesta fase a articulação da tibiotársica (TT) encontra-se em posição neutra, como resultado da ação excêntrica dos músculos flexores dorsais (Perry & Burnfield, 2010).

Relativamente à Fase de Apoio, concretamente na fase média, na condição **BL**, a criança apresenta um angulo máximo semelhante ao esperável em CDT nesta fase do ciclo de marcha, particularmente no MID, como descrito por Cimolin et al. (2007). **CTS**, os resultados sugerem uma tendência para uma maior simetria nas amplitudes de

deslocamento angular de ambos os MIs (BL: MIE $13,5^{\circ} \pm 2^{\circ}$; CTS: $14,4^{\circ} \pm 1,65$) e (BL: MID $14,8^{\circ} \pm 3,2$; CTS: $14,8^{\circ} \pm 1,3$), semelhante ao observado em CDT nesta fase do ciclo de marcha, segundo Cimolin et al. (2007). Nas crianças CDT, esta fase é caracterizada por uma ligeira dorsiflexão, embora os músculos dorsiflexores se encontrem inativos, dando lugar ao início da contração dos flexores plantares, de forma a controlar a amplitude de deslocação do MI sobre a articulação da TT (Perry & Burnfield, 2010).

Por último na *fase toe-off*, na condição **BL**, observa-se a presença de uma flexão plantar no MIE e flexão dorsal no MID. **CTS**, observam-se deslocamentos angulares que refletem uma exacerbação da flexão dorsal no MIE (BL: $-4,48^{\circ} \pm 3,4$; CTS: $11^{\circ} \pm 3,5$), embora se observe uma diminuição da dorsiflexão no MID (BL: $9,6^{\circ} \pm 9,1$; CTS: $4,4^{\circ} \pm 5,6$), contrariando o observado nas CDT, como referido por Cimolin et al. (2007). Nas crianças CDT, esta fase é caracterizada por uma ativação dos flexores plantares para permitir a progressão do corpo no espaço (Perry & Burnfield, 2010).

Adicionalmente na condição **CTS**, é possível verificar uma diminuição das amplitudes de movimento (ROM) durante o ciclo de marcha, particularmente no MI parético (BL: $59,90^{\circ} \pm 3,9$; CTS: $29,88^{\circ} \pm 2,0$).

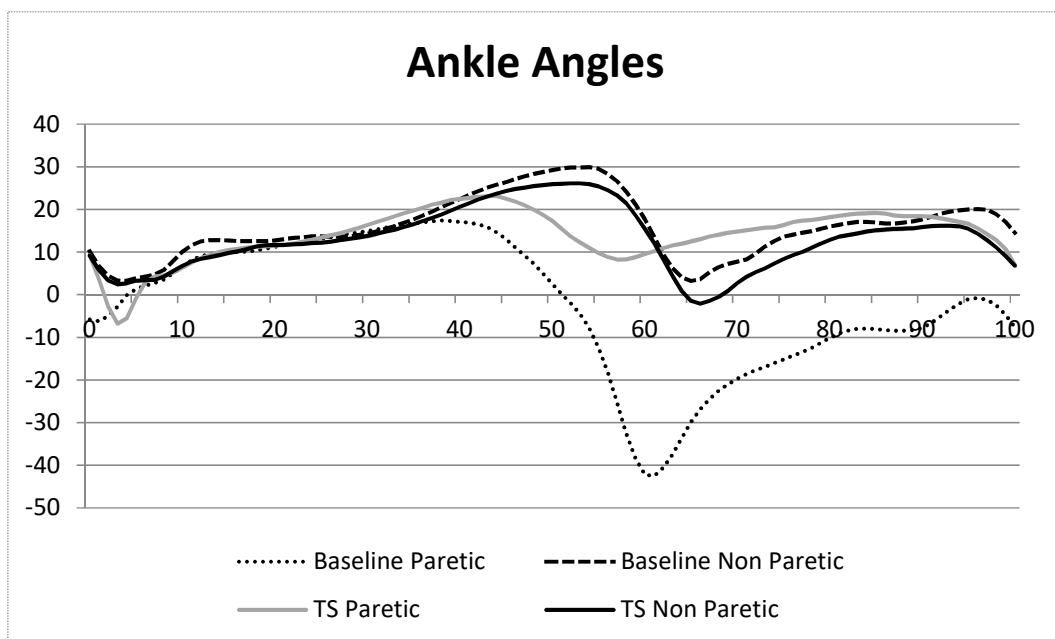


Figura 9. Representação bilateral dos deslocamentos angulares da articulação da tibiotársica, durante o ciclo de marcha

3.1.2.2. Articulação do Joelho

Como representado na Figura 11, na condição **BL**, o contato inicial é realizado com uma excessiva flexão do joelho em ambos os MIs, embora seja mais marcado no MID, comparativamente ao MIE, concordante com o estudo de Allen et al. (2000). Na condição **CTS**, é visível uma notável diminuição da flexão do joelho em ambos os MIs, com uma tendência de aproximação dos valores padrão em CDT, como referido por Cimolin et al. (2007), particularmente no MI parético (BL: $19,1^{\circ} \pm 1,4$; CTS: $10,9^{\circ} \pm 1,9$). Nas crianças CDT, nesta fase a contração concêntrica do musculo quadricípite é substituída por um trabalho excêntrico, de forma a minimizar a quantidade da amplitude de flexão do joelho (Perry & Burnfield, 2010)

No que concerne à fase de apoio, na condição **BL** observa-se bilateralmente um aumento dos ângulos de flexão na fase média de apoio, embora o ângulo de flexão seja mais evidente no MID, comparativamente ao MIE. Na condição **CTS**, apesar de se verificar uma diminuição dos ângulos de flexão em ambos os MIs, este revela-se mais importante no MIE (BL: $10,9^{\circ} \pm 2,5$; CTS: $7,22^{\circ} \pm 0,9$), aproximando-se dos valores das crianças CDT, como referido por Cimolin et al. (2007). Nas crianças CDT, nesta fase, o corpo atinge o ponto mais alto do ciclo de marcha, que corresponde ao período de apoio simples (Perry & Burnfield, 2010).

À semelhança do que passa na fase anterior, na fase de Balanço, observa-se na fase média de balanço, um aumento do ângulo de flexão no MID. **CTS**, é visível uma diminuição do ângulo de flexão de ambos os MIs, sendo que este é mais favorável no MID (BL: $74,4^{\circ} \pm 4,0$; CTS: $67,7^{\circ} \pm 2,5$), com tendência para se aproximar das crianças CDT, como referido por Cimolin et al. (2007). Nas crianças CDT, nesta fase o joelho atinge o pico máximo de flexão de forma a permitir o encurtamento do MI para permitir a progressão na marcha (Perry & Burnfield, 2010).

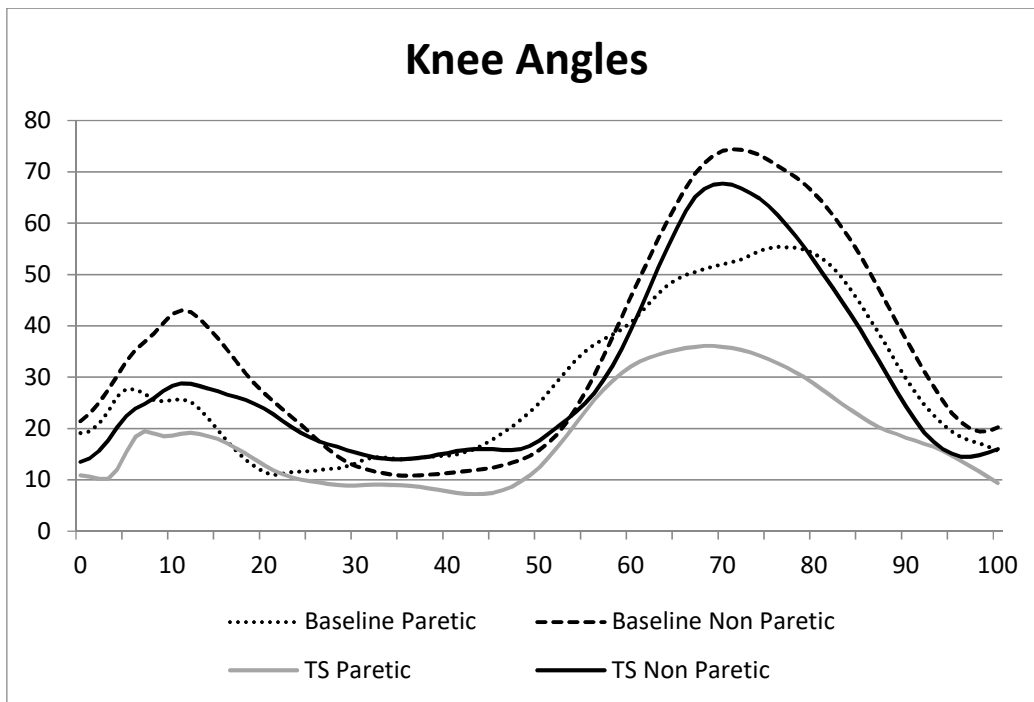


Figura 10. Representação bilateral dos deslocamentos angulares da articulação do joelho, durante o ciclo de marcha

3.1.2.3. Articulação da Anca

Como representado na Figura 12, à semelhança do observado na articulação do joelho, na condição **BL**, o contato inicial, é realizado com uma excessiva flexão da anca em ambos os MIs, embora seja mais evidente no MID, concordante com o estudo de Allen et al. (2000). Na condição **CTS**, observa-se uma diminuição dos ângulos de flexão em ambos os MIs, sendo que esta alteração se revelou mais importante para o MID (BL: $57,5^{\circ} \pm 2,6$; CTS: $26 \pm 3,1$), com uma tendência para se aproximar dos valores de referência em CDT, como descrito por Cimolin et al. (2007). Nas crianças CDT, os flexores da anca estão ativos, embora os extensores comecem a contrair de forma a evitar uma exagerada flexão da anca (Perry & Burnfield, 2010).

Na fase de apoio, na condição **BL**, a criança apresenta na fase média de apoio, valores angulares de extensão, semelhantes em ambos os MIs, que se aproximam dos valores esperáveis para crianças CDT. Na condição **CTS**, as alterações nos deslocamentos angulares não se revelaram favoráveis, tendo conduzido a valores nos ângulos de extensão, superiores aos esperados na CDT, como descrito por Cimolin et al. (2007).

Por fim, na fase de balanço, na condição **BL**, observa-se na fase média de balanço, valores angulares de flexão exagerados em ambos os MIs, sendo mais evidente no MID. **CTS**, observa-se uma diminuição importante do ângulo de flexão da anca no MID (BL: $62,7^{\circ} \pm 2,5$; CTS: $30^{\circ} \pm 2,8$), com tendência para uma aproximação aos valores padrão nas CDT, como descrito por Cimolin et al. (2007).

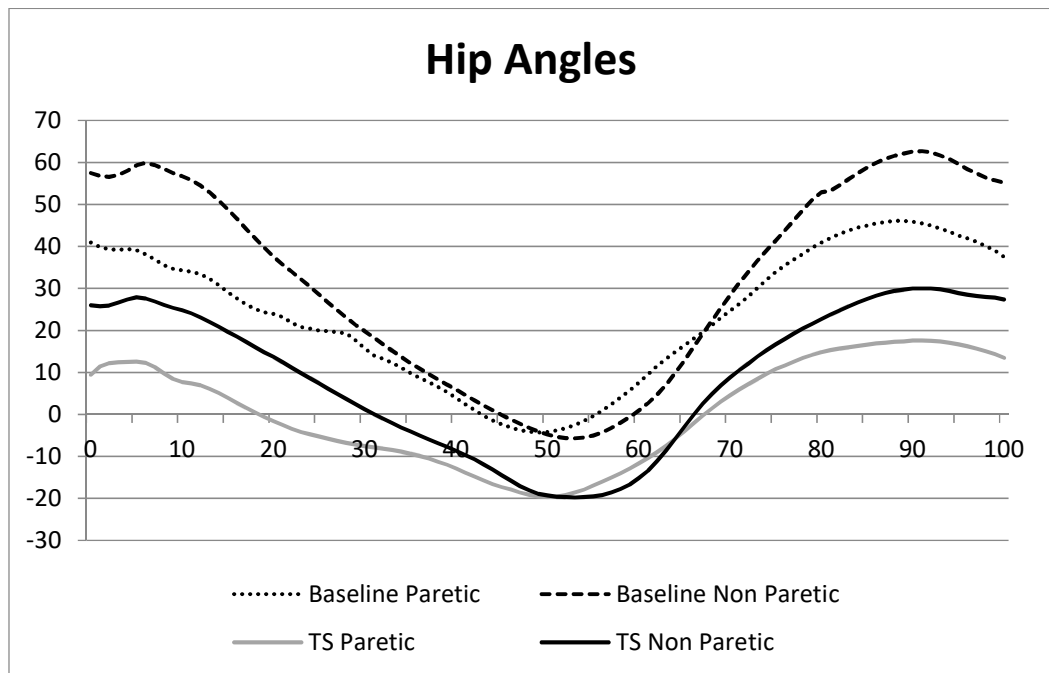


Figura 11. Representação bilateral dos deslocamentos angulares na articulação da anca, durante o ciclo de marcha

3.2. Análise observacional da marcha - Avaliação Qualitativa

Na condição **CTS**, a criança mantém uma marcha sem dissociação das cinturas, embora se observe uma tendência para um padrão de marcha mais simétrico e com menor padrão de flexão. Os passos mantêm-se curtos, embora se observe maior regularidade e menor frequência dos mesmos. No tronco observa-se um maior padrão extensor e uma diminuição da lordose lombar. Também se observa uma diminuição do padrão de flexão (articulações da anca e joelho) e do valgismo dos joelhos, em ambos os MIs, embora se observe uma exacerbação da rotação externa do MIE. Por fim, relativamente aos MS, observa-se uma diminuição da elevação dos mesmos e das reações associadas no MSE, quando comparada com a condição **BL**.

a) Fase de apoio:

Ligeiro aumento da duração do apoio simples no MIE, embora se mantenha mais longo no MI contralateral. Observa-se também, um melhor posicionamento do pé esquerdo no contato inicial, o que se manifesta tendencialmente por uma diminuição da flexão plantar no MIE, sendo o contato com o pé ao solo realizado com apoio do calcanhar. Simultaneamente observa-se uma ligeira diminuição da flexão dorsal do MI contralateral. Por último observa-se uma diminuição do ângulo de flexão nas articulações do joelho e da anca em ambos os lados., comparativamente ao observado na condição BL.

b) Fase de balanço:

Observa-se uma ligeira diminuição desta fase no MI parético e uma diminuição da estratégia compensatória do músculo quadrado lombar e uma diminuição da flexão tanto do joelho como da anca, em ambos os membros inferiores.

O uso do TS sugere uma tendência para uma maior ativação e estabilização dos músculos do tronco, essenciais para permitir movimentos mais livres e seletivos da cabeça e dos membros superiores e inferiores (Saavedra, Joshi, Woollacott, & van Donkelaar, 2009; Saether & Jørgensen, 2010). Adicionalmente, sugere uma diminuição dos padrões compensatórios de marcha típicos em crianças com PCE-U, nomeadamente, um melhor equilíbrio na atividade muscular entre agonistas e antagonistas, proximal e distal, influenciando positivamente o posicionamento do pé na fase de apoio (DeLuca, 1992).

CAPÍTULO IV. DISCUSSÃO DE RESULTADOS

O presente estudo de caso descreve os efeitos imediatos do TS nas variáveis espaço-temporais e nas variáveis angulares no plano sagital, da marcha, numa criança com 70 meses de idade, com o diagnóstico médico de PC espástica unilateral esquerda, nível II (GMFCS).

Apesar das características descritivas e as limitações inerentes a um estudo desta natureza, de acordo a revisão de literatura com meta-análise realizada por Martins et al (2016), este é o primeiro estudo que tem como objetivo a descrição dos efeitos imediatos do TS, enquanto ortótese dinâmica, ou seja, sem inclusão da mesma, num programa intensivo de intervenção, habitualmente designado por *SuitTherapy*, o que justifica a inexistência de literatura disponível que possa suportar e confirmar os nossos resultados.

Os resultados sugerem uma tendência para o TS promover algumas alterações em determinadas variáveis espaço-temporais e variáveis angulares da marcha, na criança em estudo. Dada a inexistência de estudos que suportem os nossos resultados, optou-se por considerar a evidência disponível relativamente aos efeitos de ortóteses dinâmicas, designadamente do tornozelo no padrão de marcha em crianças com o mesmo subtipo de PC.

Para as variáveis espaciais e temporais, como previamente referido, na condição CTS, observa-se uma tendência para uma diminuição da cadência e da velocidade da marcha, comparativamente à condição BL. A redução da **cadência** observada permitiu uma aproximação dos valores esperáveis para a idade em crianças com desenvolvimento típico (Holt et al., 2000). Estes resultados estão concordantes com os de estudos de vários investigadores (e.g. Thompson et al. 2002; Romkes, Hell & Brunner, 2006; Brunner, Meier & Ruepp, 1998; Van Gestel et al., 2008; Buckon et al., 2001), que defendem uma redução da cadência de marcha significativas, com o uso de diferentes tipos de ortóteses do tornozelo, designadamente, Hinged AFO or Articulated AFO (HAFO), Solid or rigid AFO SAFO (SAFO), Leaf Spring Ankle Foot Orthosis (PLS), AFO flexíveis, Dual Carbon Fibre Spring AFO e Orteam[®] AFO. Similarmente, Desloovere et al. (2006) defendem uma redução da cadência

com uso de ortóteses do tipo Posterior Leaf Spring Ankle Foot Orthosis (PLS) e de AFOs de Fibra de Carbono Dual, quando comparados com a marcha apenas com sapatos.

Por sua vez, relativamente à **velocidade**, os nossos resultados conferem os do estudo de Kerkum et al. (2015) que referem que o uso de AFO, tanto rígidas como flexíveis, diminuem a velocidade da marcha de crianças com PC espástica. A redução na velocidade de progressão observada no nosso estudo, poderá ser explicada como uma possível estratégia de estabilização utilizada pela criança, para minimizar o défice de equilíbrio e deste modo, otimizar a marcha, evitando situações de desequilíbrios e de quedas, como referido nos estudos de Cimolin et al. (2007); Sikina et al. (2012).

Adicionalmente, os resultados sugerem uma ligeira tendência para um aumento da duração **da fase de apoio** simples e da fase de apoio e uma diminuição da duração da fase oscilante no MIE (parético). Contudo, a duração tanto no apoio simples, como na fase de apoio mantém-se mais longa no MID, comparativamente ao MIE, o que está concordante com o estudo de Romkes, Hell & Brunner (2006), relativamente ao uso da HAFO. Uma possível explicação para estes resultados, pode estar relacionado com o fato da duração do período de apoio unipedal, constituir um dos indicadores mais sensível de instabilidade na marcha, observáveis em crianças com PCE-U, devido à presença de espasticidade e fraqueza muscular no MI parético (Sutherland et al., 1980; Zonta, et al., 2010) e presença de um maior comprimento do MI não parético (+20mm), comparativamente ao parético (Allen et al., 2000).

Quanto à duração da fase dupla de apoio, os resultados sugerem uma tendência para um aumento na sua duração, o que estão concordantes com Brunner, Meier & Ruepp (1988) que relatam um aumento na duração do duplo apoio com o uso de ortóteses flexíveis do tornozelo (FAFO). Por sua vez, contrariam os resultados de Balaban et al (2007) que reportam uma diminuição da sua duração, com o uso de Hinged Ankle Foot Orthosis (HAFO) em crianças com PCE-U.

Por último, relativamente às variáveis espaciais, tais como comprimento e largura do passo, os resultados sugerem uma diminuição do comprimento e um aumento da largura do

passo, o que contraria os resultados do estudo de Lam et al., (2005) que defendem um aumento do comprimento do passo, com o uso da DAFOs. Uma possível explicação para estes resultados, podem estar relacionados com o fato do uso do TS, sendo uma ortótese que envolve todo o corpo, poder despertar a emergência de estratégias adaptativas tais como a ampliação da base de apoio dos membros inferiores para manter o equilíbrio e facilitar o deslocamento, como referido por Brill e Breniere (1992).

No que concerne às variáveis angulares no plano sagital, foram igualmente observadas alterações nas amplitudes articulares das três articulações estudadas (tibiotalar, joelho e anca), durante todo o ciclo de marcha.

Na articulação da tibiotalar, é possível verificar uma diminuição das amplitudes de movimento (ROM), durante o ciclo de marcha, particularmente no MIE. Estes resultados estão concordantes com o estudo de Kerkum et al. (2015), que referem a diminuição da ROM da TT com o uso de AFOs flexíveis e rígidas. Relativamente ao aumento do ângulo de dorsiflexão no contato inicial, observados na condição CTS, estes resultados são concordantes com alguns investigadores (e.g., Balaban et al., 2007; Romkes, Hell & Brunner, 2006); Thompson et al. 2002). Buckon et al (2001) que referem o aumento da dorsiflexão no contato inicial durante o uso de todos os tipos de AFO, particularmente com as HAFO e com menor significância com o uso das PLS. Brunner, Meier & Ruepp (1998) reforça a presença de um padrão de apoio calcânar-dedos com o uso tanto de ortóteses, SAFO, como as AFO flexíveis, como observável no MIE no nosso estudo, na condição CTS.

Contudo, no presente estudo foi também possível verificar que o TS, durante a fase de balanço do ciclo de marcha, conduziu a uma manutenção da dorsiflexão, quando seria esperável nesta fase a presença de uma flexão plantar da TT. Uma possível explicação para esta situação, tendo por base a opinião de Gestel et al. (2008), pode estar relacionada, com o aumento da uma resistência durante a fase de apoio e um desalinhamento desadequado na fase de balanço, que possa ter ocorrido durante a colocação das bandas elásticas do TS, nesta articulação em particular.

Por sua vez, na articulação do joelho, no contato inicial, o uso do TS, parece ter favorecido a diminuição da flexão do joelho de ambos os MIs, sendo, porém, mais favorável no MIE, o que está concordante com o estudo de Balaban et al. (2007), que reportam uma redução significativa da flexão do joelho nesta fase do ciclo de marcha, com o uso da ortótese HAFO. Por sua vez, na fase média de apoio, foi também visível uma diminuição da flexão em ambos os MIs, sendo que no MIE, esta diferença mostrou uma tendência de aproximação aos valores das CDT, de acordo com Cimolin et al (2009). Estes resultados estão concordantes com o estudo de Kerkum et al. (2015) que relatam a diminuição dos ângulos do joelho, associado ao uso de todos os tipos de AFOs (rígidas e flexíveis).

Por fim na articulação da anca, o uso do TS, conduziu a um aumento excessivo da extensão da anca, o que está concordante com o estudo de Gestel et al. (2008) que reportam durante a fase de apoio, um aumento da extensão da anca com a ortótese PLS e as *Dual Carbon Fibre Spring orthosis*.

Em termos de síntese, os resultados revelam uma tendência para uma alteração no padrão de marcha da criança em estudo, tendo como referência algumas variáveis temporais (cadência de marcha, duração do apoio simples, da fase de apoio e da fase de balanço no MI parético) e deslocamentos angulares no plano sagital das três articulações descritas. Contudo, com o uso da ortótese dinâmica (TS), a criança continua a demonstrar uma tendência para o uso de um padrão de marcha típico neste subtipo de PC, que pode ser explicado tendo por base a evidência disponível:

1. A variação na magnitude dos parâmetros de marcha, designadamente na velocidade, na duração do apoio simples e no comprimento e largura do passo, expressivos de uma imaturidade no padrão de marcha, podem estar relacionadas com as alterações no crescimento músculo esquelético, desequilíbrios musculares responsáveis pelas alterações posturais e imaturidade do sistema nervoso central (Mann et al., 2008; Sutherland et al., 1998).
2. A presença de espasticidade tanto a nível proximal como distal na presente criança, responsável pelos desequilíbrios identificados no MI esquerdo, comparativamente ao MI direito prejudicam o desenvolvimento motor, gerando um encurtamento da

musculatura espástica e fraqueza da musculatura não espástica antagonista (Kulak & Sobaniec, 2004).

3. Por último, a presença de uma discrepância no comprimento dos membros inferiores (Rhiad et al. (2012; Akagi et al., 2009; Kaufman, Miller & Sutherland, 1996), pode ser responsável pelo padrão de marcha assimétrico, como resultado dos seguintes aspetos:

- redução do uso mecânico do membro parético (Joo e Miller, 2012), como resultado das alterações biomecânicas, tais como deformidades músculo-esqueléticas e fraqueza muscular (Dini & David, 2009); alterações no recrutamento da atividade muscular (Gage et al., 2009), dificuldade na transferência de peso (Cimolin et al., 2007; Dini & David, 2009) e dificuldade na progressão no MI parético (Zonta, et al., 2010);
- uso de estratégias de coping do MI não parético (Winter, Gage & Hicks, 1987; Rodda & Graham, 2001; Riad, Haglund-Akerlind & Miller, 2007).

Neste âmbito, tecemos as seguintes considerações sobre os efeitos imediatos do TS, com base nos resultados obtidos no caso em estudo:

- O TS pode ter sido insuficiente para promover a transferência de peso para o lado esquerdo e minimizar a assimetria corporal apresentada pela criança em estudo;
- OT pode ter sido insuficiente para minimizar as estratégias compensatórias ou de *coping* utilizadas no MI não parético (direito), não só devido à patologia presente no MI esquerdo, como também à presença de uma discrepância no comprimento dos membros igual a 20mm;
- O TS pode ter constituído um constrangimento biomecânico, que restringiu o uso dos padrões típicos compensatórios usados habitualmente pela criança, e por sua vez, conduziu ao uso de novas estratégias motoras, que lhe permitissem realizar um padrão de marcha seguro, evitando situações de desequilíbrio e possíveis quedas.
- Por fim, o insuficiente tempo de adaptação à ortótese dinâmica TS, disponibilizado à criança.

CONCLUSÃO

A análise tridimensional da marcha usualmente utilizada para caracterizar em termos funcionais a criança com paralisia cerebral, nomeadamente do subtipo PC espástica Unilateral, constitui um valioso instrumento para guiar as tomadas de decisão clínica e disponibiliza duas estratégias clínicas para os Fisioterapeutas:

1. Melhorar as capacidades existentes da criança que afetam o seu desempenho na marcha, relacionado com o padrão de marcha selecionado;
2. Modificar as estratégias motoras compensatórias da criança de forma a permitir o aparecimento de uma nova solução ou um novo padrão de marcha mais funcional.

Dada a natureza do presente estudo de caso, salientamos algumas limitações, tais como, tempo insuficiente de adaptação a este tipo de ortótese dinâmica, possível fadiga na segunda condição CTS, despertada pelo tempo de recolha de dados, inexistência de uma análise cinética da marcha e impossibilidade de extrapolar os resultados para a população com este subtipo.

Neste âmbito, do ponto de vista clínico, os resultados do presente estudo reporta-nos para necessidade do desenvolvimento de futuros estudos que permitam comprovar os presentes resultados, relativamente aos efeitos imediatos da ortótese dinâmica TS no padrão de marcha, designadamente:

- Estudos que utilizem uma metodologia de múltiplos estudos de caso, que incluam maior dimensão da amostra deste subtipo de PC e que analisem as diferentes estratégias motoras utilizadas em ambos os membros inferiores, nas crianças deste subtipo de PC, de forma a guiar as tomadas de decisão relativamente, tanto às abordagens terapêuticas, como à seleção das ortóteses a utilizar;
- Estudos que incluam outros subtipos de PC, nomeadamente a PC atáxica e a PC disquinética (coreatetósica);
- Estudos que investiguem simultaneamente os parâmetros cinéticos da marcha, para além dos cinemáticos.

Dada a grande complexidade dos problemas inerentes a esta condição clínica, designadamente da criança com PC espástica unilateral com compromissos corticais, que geram diferentes padrões de marcha, sugere-se igualmente uma uniformização das

abordagens de análise de marcha utilizadas nos estudos revistos, de forma a permitir uma melhor comparabilidade de resultados.

REFERÊNCIAS

- Adolph KE, Vereijken B, Shrout PE. What changes in infant walking and why. *Child Dev.* 2003;74(2):475-97.
- Akagi R, Takai Y, Ohta M, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. *Age Ageing.* 2009;38(5):564-9.
- Allen PE, Jenkinson A, Stephens MM, O'Brien T. Abnormalities in the uninvolved lower limb in children with spastic hemiplegia: the effect of actual and functional leg-length discrepancy. *J Pediatr Orthop.* 2000;20(1):88-92.
- Andersen GL, Irgens LM, Haagaas I, Skranes JS, Meberg AE, Vik T. Cerebral palsy in Norway: prevalence, subtypes and severity. *Eur J Paediatr Neurol.* 2008;12(1):4-13.
- Andrada MG, Calado E, Gouveia R, Virella D, Folha T. Programa de Vigilância da Paralisia Cerebral aos 5 anos de idade. Federação das Associações Portuguesas de Paralisia Cerebral. 2009.
- Balaban B, Yasar E, Dal U, Yazicioglu K, Mohur H, Kalyon TA. The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2007;29(2):139-44.
- Bar-Haim S, Harries N, Belokopytov M, Frank A, Copeliovitch L, Kaplanski J, Lahat E. Comparison of efficacy of Adeli suit and neurodevelopmental treatments in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2006;48(5):325-30.
- Bar-Haim S, Belokopytov M, Harries N, Frank A. A stair-climbing test for ambulatory assessment of children with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2004;20(2):183-8.
- Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, Jacobsson B, Damiano D. Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47(8):571-6.
- Beecham J, O'Neill T, Goodman R. Supporting young adults with hemiplegia: services and costs. *Health Soc Care Community.* 2001;9(1):51-9.
- Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments activity limitations and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2002; 44(5): 309-16.
- Blair E, Ballantyne J, Horsman S, Chauvel P. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1995;37(6):544-54.

Bleyenheuft Y, Grandin CB, Cosnard G, Olivier E, Thonnard JL. Corticospinal dysgenesis and upper-limb deficits in congenital hemiplegia: a diffusion tensor imaging study. *Pediatrics*. 2007;120(6):e1502-11.

Bobath K, Bobath B. Desenvolvimento motor nos diferentes tipos de paralisia Cerebral. São Paulo: Manole; 1989.

Bohannon RW, Smith MB. Inter-Reliability of modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity *Phys Ther* 1987 Feb;67(2):206-7.

Boyd RN, Graham HK. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy, *Eur J Neurol* 1999; 6 Suppl. 4:23-35.

Bril B, Breniere Y. Postural Requirements and Progression Velocity in Young Walkers. *J Mot Behav*. 1992;24(1):105-16.

Brunner R, Meier G, Ruepp T. Comparison of a stiff and a spring-type ankle-foot orthosis to improve gait in spastic hemiplegic children. *J Pediatr Orthop*. 1998 Nov-Dec;18(6):719-26.

Buckon CE , Thomas SS , Jakobson-Huston S , Sussman M , Aiona M. *Dev Med Child Neurol*. 2001; 43(6):371-8.

Campbell S, Vander Linden D, Palisano R. *Physical Therapy for Children*. USA: Saunders Elsevier (3^{ed}). 2006.

Cans C, Dolk H, Platt MJ, Colver A, Prasauskiene A, Krägeloh-Mann I. Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy: definition and classification of CP. *Dev Med Child Neurol*. 2007; 49(109): 35-38.

Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep*. 1985;100(2):126-31.

Charles J, Gordon AM. Development of hand-arm bimanual intensive training (HABIT) for improving bimanual coordination in children with hemiplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2006;48(11):931-6.

Chung TM. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. *Acta fisiátrica* 2000; 7(2):61-7

Clark JE, Phillips SJ. A longitudinal study of interlimb coordination in the first year of independent walking. *Child Dev*. 1993;64(4):1143-57.

Cimolin V, Galli M, Tenore N, Albertini G, Crivellini M. Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. *Eura Medicophys*. 2007;43(3):303-10

Cioni G, Sales B, Paolicelli PB, Petacchi E, Scusa MF, Canapicchi R. MRI and clinical characteristics of children with hemiplegic Cerebral Palsy. *Neuropediatrics*. 1999;30(5):249-55.

Convertino VA. Exercise as a countermeasure for physiological adaptation to prolonged spaceflight. *Med Sci Sports Exerc*. 1996;28(8):999-1014.

Cutlip RG, Mancinelli C, Huber F, DiPasquale J. Evaluation of an instrumented walkway for measurements of the kinematic parameters of gait. *Gait Posture*. 2000; 12(2): 134-8, 2000.

Cury VC, Figueiredo PR, Mancini MC. Environmental settings and families' socioeconomic status influence mobility and the use of mobility devices by children with cerebral palsy. *Arq Neuropsiquiatr*. 2013;71(2):100-5.

DeLuca PA. *The child's foot and ankle*. New York: Raven Press, Ltd.1992.

Desloovere K, Molenaers G, Van Gestel L, Huenaearts C, Van Campenhout A, Callewaert B, Van de Walle P, Seyler J. How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study. *Gait Posture*. 2006;24(2):142-51.

Dickens WE, Smith MF. Validation of a visual gait assessment scale for children with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2006;23(1):78-82.

Dini PD, David AC. Repeatability of spatiotemporal gait parameters: comparison between normal children and children with hemiplegic spastic cerebral palsy. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(3):215-22.

Droppert PM. The effects of microgravity on the skeletal system--a review. *J Br Interplanet Soc*. 1990;43(1):19-24

Dusing SC, Thorpe DE. A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the Gaitrite1 electronic walkway. *Gait Posture*. 2007;25(1):135-9.

Eliasson AC, Krumlind-Sundholm L, Rösblad B, Beckung E, Arner M, Ohrvall AM, Rosenbaum P. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Dev Med Child Neurol*. 2006;48(7):549-54.

Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(3):203-10.

Franjoine MR, Gunther JS, Taylor MJ. Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. *Pediatr Phys Ther.* 2003;15(2):114-28.

Fonseca ST, Holt KG, Saltzman E, Fetters L. A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: Influence of walking speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(9):793-805.

Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF. Gait analysis: kinematics, kinetics, electromyography, oxygen consumption and pedobarography, The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. London MacKeith Press, 2009: 260-284

Gallahue, DL., Ozmun, JC. Compreendendo o desenvolvimento motor: Bebés, crianças, adolescentes e adultos (M. Araújo, Trans). São Paulo: Phorte Editora. 2001.

Gestel LV, Molenaers G, Huenaerts C, Seyler J, Desloovere K. *Dev Med Child Neurol.* 2008;50(1):63-7

Gomes C, Santos CA, Silva JUA, Lianza S. Paralisia Cerebral. In: Lianza S. Medicina de reabilitação. 3ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

Goodman MJ, Menown JL, West JM Jr, Barr KM, Vander Linden DW, McMulkin ML. Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint. *Gait Posture.* 2004;20(3):238-44.

Graham HK, Harvey A, Rodda J, Nattrass GR, Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop.* 2004;24(5):514-20.

Grunt S. Orthèses de marche pour l'enfant infirme moteur cérébral. *Paediatrica.* 2007; 18(6): 35-39.

Hagberg B. Hagberg G, Beckung E, Uvebrant P. Changing panorama of cerebral palsy in Sweden: VIII. Prevalence and origin in the birth year period 1991-94. *Acta Paediatr.* 2001;90(3):271-7.

Harris SR. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1996 Feb;38(2):181-3.

Hidecker MJC, Ho NT, Dodge N, Hurvitz EA, Slaughter J, Workinger MS, Kent RD, Rosenbaum P, Lenski M, Messaros BM, Vanderbeek SB, Deroos S, Paneth N. Interrelationships of functional status in cerebral palsy: analyzing gross motor function, manual ability, and communication function classification systems in children. *Dev Med Child Neurol.* 2012; 54(8): 737-742.

Hollander K, Riebe D, Campe S, Braumann KM, Zech A. Effects of footwear on treadmill running biomechanics in preadolescent children. *Gait Posture.* 2014;40(3):381-5.

Hylton N, Allan C. The development and use of SP10 lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. *Pediatr Rehabil.* 1997;1(2):109-16.

Holm I, Tveter AT, Fredriksen PM, Vøllestad N. A normative sample of gait and hopping on one leg parameters in children 7-12 years of age. *Gait Posture.* 2009;29(2):317-21.

Hsue B, Miller F, Su F. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait Posture.* 2009; 29:465-70.

Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *J Neurosci.* 2005;25(31):7238-53.

Jamshidi N, Rostami M, Najarian S, Menhaj MB, Saadatnia M, Salami F. Differences in center of pressure trajectory between normal and stepage gait. *J Res Med Sci.* 2010;15(1):33-40.

Joo S, Miller F. Abnormalities in the uninvolved foot in children with spastic hemiplegia. *J Pediatr Orthop.* 2012;32(6):605-8

Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *J Pediatr Orthop.* 1996;16(2):144-50.

Kawamura CM, de Morais Filho MC, Barreto MM, de Paula Asa SK, Juliano Y, Novo NF. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture.* 2007 Jan;25(1):18-24.

Kerkum, Y L., Buizer, AI, van den Noort JC, Becher, JG, Harlaar J, Brehm MA. The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion. *PLoS One.* 2015, accessed 10 Janeiro 2017. Available from: https://www.researchgate.net/profile/Merel-Anne_Brehm/publication/284646545_The_Effects_of_Varying_Ankle_Foot_Orthosis_Stiffness_on_Gait_in_Children_with_Spastic_Cerebral_Palsy_Who_Walk_with_Excessive_Knee_Flexion/links/56581d8308aeafc2aac1b6fa.pdf

Kimura T, Yaguramaki N, Fujita M, Ogiue-Ikeda M, Nishizawa S, Ueda Y. Development of energy and time parameters in the walking of healthy human infants. *Gait Posture.* 2005;22(3):225-32.

Kirkwood RN, Franco Rde L, Furtado SC, Barela AM, Deluzio KJ, Mancini MC. Frontal Plane Motion of the Pelvis and Hip during Gait Stance Discriminates Children with Diplegia Levels I and II of the GMFCS. *ISRN Pediatr.* 2012; accessed 30 Dec 2016. Available from: <https://pdfs.semanticscholar.org/23f5/4d4abae84633df635b087eb2de24f4e163a5.pdf>.

Klavdianos, ACD., Gonçalves, CA. Forças de reação do solo durante o caminhar em crianças da faixa etária de 4 a 10 anos. In: VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 28-30 maio 1997. Anais. Campinas: Ed. Unicamp; 1997:347-51.

Knutson LM, Clark DE. Orthotic devices for ambulation in children with cerebral palsy and myelomeningocele. *Phys Ther.* 1991;71(12):947-60.

Krägeloh-Mann I, Cans C. Cerebral palsy update. *Brain Dev.* 2009;31(7):537-44.

Kulak W, Sobaniec W. Comparisons of right and left hemiparetic Cerebral Palsy. *Pediatr Neurol.* 2004;31(2):101-8.

Lam WK, Leong JC, Li YH, Hu Y, Lu WW. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait Posture.* 2005;22(3):189-97.

Lythgo N, Wilson C, Galea M. Basic gait and symmetry measures for primary school aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait Posture.* 2009;30(4):502-6.

Liptak GS. Complementary and alternative therapies for cerebral palsy. *Ment Retard Dev Disabil Res Rev* 2005; 11:156–63.

Liptak GS, Accardo PJ. Health and social outcomes of children with cerebral palsy. *J Pediatr.* 2004;145(2 Suppl): 536-41.

Malouin F, Richards CL. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old children. *Gait Posture.* 2000;11(3):239-53.

Mann L, Kleinpaul J, Teixeira C., Mota C. A Marcha humana: investigação com diferentes faixas etárias e patologias. *Motriz rev educ fis.* Rio Claro. 2008; 14(3):346-53.

Martins E, Cordovil R, Oliveira R, Letras S, Lourenço S, Pereira I, Ferro A, Lopes I, Silva CR, Marques M. Efficacy of suit therapy on functioning in children and adolescents with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Dev Med Child Neurol.* 2016;58(4):348-60.

Mayer M. Clinical neurokinesiology of spastic gait. *Bratisl Lek Listy.* 2002;103(1):3-11.

Melanda AG, Godoy W, Lopes JAG. Resultados da cirurgia de transferência do músculo reto anterior da coxa em pacientes com paralisia cerebral. Análise computadorizada da marcha pré e pós-operatório. *Revista Brasileira de Ortopedia.* 2006; 41(8): 302-08.

Morais Filho, Mauro César; REIS, Renata Albertin dos; Kawanura, Cátia Myuki. Avaliação do padrão normal de movimento dos joelhos e tornozelos durante a maturação da marcha normal. *Acta Ortop Bras.* 2010; 18(1):23-5.

Neves EB, Scheeren EM, Chiarello CR, Costin ACMS, Mascarenhas LPG. O PediaSuit™ na reabilitação da diplegia espástica: um estudo de caso. *Lecturas, Educación Física y Deportes* (Buenos Aires) 2012; 166: 1–9. accessed 10 March 2014. Available from: <http://www.efdeportes.com/efd166/o-pediasuit-nareabilitacao-da-diplegia-espastica.htm>.

Olney SJ, Wright MJ. Cerebral palsy. In: Campbell SK, Vander Linden DW, Palisano RJ, editors. *Physical therapy for children*. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 2000: 533–70.

Olney S, Griffin M, McBride I. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach. *Phys Ther*. 1994;74(9):872-85.

Organização Mundial de Saúde (OMS). *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde - CIF*. Genebra: Autor. 2004.

Oskoui M, Coutinho F, Dykeman J, Jetté N, Pringsheim T. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Dev Med Child Neurol*. 2013;55(6):509-19.

O'sullivan, Susan B, Schmitz, Thomas J. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. 5 ed. Barueri: Manole, 2010.

Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediatr Orthop*. 1991;11(3):341-9.

Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1997;39(4):214-23.

Payne, VG., Isaacs, LD. *Desenvolvimento motor humano: uma abordagem vitalícia*. 6ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2007

Pennington L, Virella D, Mjøen T, da Graça Andrada M, Murray J, et al. Development of The Viking Speech Scale to classify the speech of children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. 2013; 34(10):3202-10.

Piovesana AM, Moura-Ribeiro MV, Zanardi Vd, Gonçalves VM. Hemiparetic cerebral palsy: etiological risk factors and neuroimaging. *Arq Neuropsiquiatr*. 2001;59(1):29-34.

Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*. Thorofare, Slack Inc New Jersey; 2nd edition. 2010.

Perry, J. *Análise de marcha*. São Paulo; Manole, 2005.

Prosser LA, Lauer RT, VanSant AF, Barbe MF, Lee SC. Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. *Gait Posture*. 2010;31(4):522-6

Ratliffe KT. Fisioterapia na Clínica Pediátrica. 2000. 1ª Edição. Manole. Santos

Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(2):251-8.

Riad, J, Modlesky CM, Gutierrez-Farewik EM, Broström E. Are Muscle Volume Differences Related to Concentric Muscle Work During Walking in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy? *Clin Orthop Relat Res.* 2012; 470(5): 1278–85.

Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children *J Pediatr Orthop.* 2007;27(7):758-64.

Romkes J, Hell AK, Brunner R. Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. *Gait Posture.* 2006;24(4):467-74.

Rose J, Gamble JG, Adams JM. *Human walking.* 2006. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Rosenbaum P, Cerebral palsy: what parents and doctors want to know. *BMJ.* 2003; 326(7396): 970–974.

Russell S , Bennett B , Sheth P , Abel M. The gait of children with and without cerebral palsy: work, energy, and angular momentum. *J Appl Biomech.* 2011;27(2):99-107.

Russell DJ, Avery LM, Rosenbaum PL, Raina PS, Walter SD, Palisano RJ. Improved scaling of the gross motor function measure for children with cerebral palsy: evidence of reliability and validity. *Phys Ther.* 2000;80(9):873-85.

Saavedra S, Joshi A, Woollacott M, and van Donkelaar P. Eye Hand Coordination in Children with Cerebral Palsy. *Exp Brain Res.* 2009; 192(2): 155–165.

Sæther R, Jørgensen L. Intra- and inter-observer reliability of the Trunk Impairment Scale for children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2011;32(2):727-39

Scheeren, EM., Mascarenhas, LPG, Chiarello, CR., Costin, ACMS., Oliveira, L, Neves, EB. Description of the Pediasuit Protocol. *Fisioter. Mov., Curitiba,* 2012; 25(3):473-480.

Sellers D, Mandy A, Pennington L, Hankins M, Morris C. Development and reliability of a system to classify the eating and drinking ability of people with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2014;56(3):245-51.

Semenova KA. Basis for a method of dynamic proprioceptive correction in the restorative treatment of patients with residual-stage infantile cerebral palsy. *Neurosci Behav Physiol.* 1997;27(6):639-43.

Sikina A, Xiao N, Chen Y, Hu L. Spatiotemporal and Joint Kinematic Analyses in Hemiparetic Cerebral Palsy Children During Stance Phase. *Global Journal of Medical Research*. 2012. accessed 4 Jan 2017. Available from: https://globaljournals.org/GJMR_Volume12/5-Spatiotemporal-and-Joint-Kinematic.pdf.

Stackhouse C, Shewokis PA, Pierce SR, Smith B, McCarthy J, Tucker C. Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2007;26(2):301-8.

Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR, Robb JE. Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age in normal children. *J Pediatr Orthop*. 2001;21(3):403-11.

Staudt M, Gerloff C, Grodd W, Holthausen H, Niemann G, Krägeloh-Mann I. Reorganization in congenital hemiparesis acquired at different gestational ages. *Ann Neurol*. 2004;56(6):854-63.

Sutherland, DH, Kaufman, KR, Moitoza, JR. Cinemática da marcha humana normal. In: Rose J, Gamble, JG. *Marcha Humana*. 2º ed; São Paulo: Premier, 1998; 23-44.

Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN, Wyatt MP. *The development of mature walking*. Oxford: Mac Keith Press. 1988.

Sutherland DH , Olshen R , Cooper L , Woo SL. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(3):336-53.

Teixeira-Salmela L, Goulart F, Lima R, Lima L, Morais S. Asymmetry and functional performance among chronic hemiplegic individuals before and after a training program in the fitness center. *Rev. Bras. Fisioter*. 2005;9(2): 227-33

Thorpe DE, Dusing SC, Moore CG. Repeatability of temporospatial gait measures in children using the GAITRite electronic walkway. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(12):2342-6.

Tingley M , Wilson C , Biden E , Knight WR. An index to quantify normality of gait in young children. *Gait Posture*. 2002 Oct;16(2):149-58.

Thompson NS, Taylor TC, McCarthy KR, Cosgrove AP, Baker RJ. *Effect of a rigid ankle-foot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia* *Dev Med Child Neurol*. 2002 Jan;44(1):51-7.

Vargus-Adams J. Health-related quality of life in childhood cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(5):940-5.

Varni JW, Burwinkle TM, Sherman SA, Hanna K, Berrin SJ, Malcarne VL, Chambers HG. Health related quality of life of children and adolescents with cerebral palsy: Hearing the voices of the children. *Dev Med Child Neurol*. 2005;47(9):592-7.

Varni JW, Burwinkle TM, Seid M, Skarr D. The PedsQ™ 4.0 as a pediatric population health measure: feasibility, reliability, and validity. *Ambul Pediatr*. 2003;3(6):329-41.

Virella D, Folha T, Andrada MG, Cadete A, Gouveia R, Alvarelhão J, Calado E. *Vigilância Nacional da Paralisia Cerebral aos 5 anos de Idade - Crianças Nascidas entre 2001 e 2007*. Federação das Associações Portuguesas de Paralisia Cerebral. Gráfica Comercial. 2017.

Uvebrant P. Hemiplegic cerebral palsy. Aetiology and outcome. *Acta Paediatr Scand Suppl*. 1988;345:1-100.

Vaughan BL, Davis JC, O'Connor JC. *Dynamics of Human Gait*, 2 nd ed. Kiboho Publisher, Cape Town, South Africa, 1992.

Wang X, Wang Y. Gait analysis of children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Neural Regen Res*. 2012 Jul 15;7(20):1578-84

Winters TF Jr, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(3):437-41.

Woollacott M, Assaiante C. Developmental changes in compensatory responses to unexpected resistance of leg lift during gait initiation. *Exp Brain Res*. 2002;144(3):385-96.

Wolf S, Simon J, Patikas D, Schuster W, Armbrust P, Döderlein L. Foot motion in children shoes: a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait Posture*. 2008;27(1):51-9.

Yokochi K, Yokochi M, Kodama K. Motor function of infants with spastic hemiplegia. *Brain Dev*. 1995;17(1):42-8.

Zonta M, Júnior A, Camargo R, Dias F, Santos L. Two-dimensional analysis of gait asymmetry in spastic hemiplegia. *Einstein (Sao Paulo)*. 2010;8(3):343-9.

ANEXOS E APÊNDICES

ANEXO 1 - Autorização do Comité de Ética do Centro de Medicina de Reabilitação do Alcoitão.

OFÍCIO

Santa Casa da Misericórdia de Lisboa
Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão

Exma. Senhora
Dra. Maria Elisabete Gomes da Silva
Doutoranda em Motricidade Humana
Faculdade de Motricidade Humana –
Universidade de Lisboa

V/ Ref.	S/ Comunicação	N/ Ref.	Data
		0208	11.02.2015

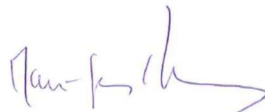
Assunto: Pedido de realização de Projeto de Investigação sobre “Efeitos imediatos do *Therasuit* no Controlo Postural de Crianças com Paralisia Cerebral” no âmbito de um Doutoramento em Motricidade Humana na especialidade de Comportamento Motor pela Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa

Exma. Senhora,

Em resposta ao Seu pedido, referido em assunto, e que foi objeto de Reunião de Conselho Diretivo, informo V. Exa. que o mesmo foi avaliado pela Comissão de Ética para a Saúde do CMRA com o seguinte parecer, a citar:

“A Comissão considerou cumpridos, os requisitos para a realização deste estudo”.

Com os melhores cumprimentos,



Maria de Jesus Rodrigues
Diretora Clínica

Rua Conde Barão - Alcoitão 2649-506 Alcabideche
Tel. 21 460 83 00 Fax: 21 460 83 88 Email: cmra@scml.pt

APÊNDICE 1 - Consentimento Informado

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial, a International Ethical Guidelines for Biomedical Research Involving Human Subjects e os Padrões de Prática da Fisioterapia da Associação Portuguesa de Fisioterapeutas (2005)

Designação do Estudo

Análise dos efeitos imediatos do *Therasuit* no Controlo Postural
da Criança com Paralisia Cerebral

Eu, abaixo-assinado, (nome completo) -----

-----, **responsável por (nome completo do menor)** -----

-----, compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do estudo que se tenciona realizar. Tomei conhecimento de toda a informação ou explicação que me foi prestada versou os objetivos, os benefícios previstos e de que os métodos de recolha de dados não são invasivos, nem dolorosos para o meu filho(a). Tive a oportunidade de colocar todas as questões e as respostas esclareceram todas as minhas dúvidas.

Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de recusar a todo o momento a participação no estudo do menor à minha responsabilidade, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que lhe é prestada.

Aceito / não aceito (riscar a opção que não se aplica) que as imagens recolhidas durante a realização deste estudo possam ser utilizadas para efeitos de divulgação do estudo.

Aceito voluntariamente que o meu filho(a) participe neste estudo. Foi-me dada uma cópia deste documento.

Lisboa, ____ de _____ de 2016

Assinatura dos Pais/cuidadores

Assinatura da Fisioterapeuta Doutoranda
