

Renata
Viveiros

2013

Comportamento Motor do Tronco e Membro Superior, num Sistema de
Posicionamento Rígido e Dinâmico, durante Atividade

ESTSP | POLITÉCNICO
DO PORTO

ESTSP | POLITÉCNICO
DO PORTO

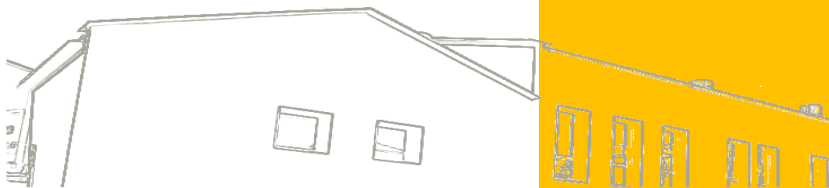
Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Renata Viveiros

Comportamento Motor do Tronco e Membro Superior, num Sistema de Posicionamento Rígido e Dinâmico, durante Atividade

Mestrado em
Terapia Ocupacional

Junho de 2013



ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE
DO PORTO
INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

Renata Viveiros

COMPORTAMENTO MOTOR DO
TRONCO E MEMBRO SUPERIOR, NUM
SISTEMA DE POSICIONAMENTO
RÍGIDO E DINÂMICO, DURANTE
ATIVIDADE

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Terapia Ocupacional, área de especialização em Crianças e Jovens, realizada sob a orientação científica de Professor Joaquim Faias (Professor Adjunto na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto e coorientação científica de professor Doutor Rubim Santos (Professor Coordenador na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto)

J u n h o , 2 0 1 3

RESUMO

A funcionalidade dos indivíduos com Paralisia Cerebral está muitas vezes comprometida devido às alterações do movimento e do controlo postural. Dadas estas alterações, a posição de sentado oferece uma maior estabilidade sendo muitas das atividades de vida diária desempenhadas nesta posição. O objetivo mais importante de intervenção é obter o máximo de funcionalidade na posição de sentado, particularmente do membro superior. Este objectivo, na maioria das vezes, só pode ser atingido com o uso de sistemas de posicionamento que tentam colmatar as alterações posturais e do movimento.

Assim, o objetivo deste estudo de caso é verificar se existem diferenças no comportamento motor do tronco e do membro superior, com um sistema de posicionamento rígido e com um sistema de posicionamento dinâmico, numa jovem com Paralisia Cerebral, aquando da ativação manual de um *switch*. Foi realizado um estudo de caso único em que foi feita uma análise cinemática do movimento do tronco e membro superior na ativação de um *switch BigMack*, em três posições de teste com distâncias diferentes. Simultaneamente mediu-se a distribuição do peso durante o movimento, através do mapa de pressão e foi registada, bilateralmente a atividade dos músculos trapézio (porção média), longuíssimo, recto abdominal e oblíquo externo. Os resultados obtidos apontam, neste caso em particular, para uma melhoria na qualidade do movimento e da distribuição de peso, com o sistema de posicionamento dinâmico, sem diferenças entre os dois sistemas relativamente à ativação muscular.

Palavras Chave: Sistemas de posicionamento; Paralisia Cerebral; Membro superior; Tronco; Alcançar.

ABSTRACT

The functionality of individuals with Cerebral Palsy is often disturbed due to impaired postural control and movement. As the result of these impairments many individuals with cerebral palsy have problems in maintaining the stance, therefore the sitting position offers more stability allowing the performance of daily activities in this position. A primary goal of intervention is to obtain the maximum degree of function when sitting, particularly of the arms. This goal can only be achieved, in many cases, with the use of positioning systems that improve postural control and movement.

Therefore, the aim of this study is to verify the differences in the trunk's and upper limb's motor behaviour, with a rigid positioning system and with a dynamic positioning system, in a young individual with cerebral palsy, while manually activating a *switch*. A single case study was conducted with kinematics analysis of the arm activating the *switch BigMack*, in three test positions with different distances. Simultaneously the weight distribution during movement was measured, using a pressure map and the activity of the muscles trapezius (middle portion), longissimus, rectus abdominis and external abdominal oblique was recorded. The results indicate, in this particular case, an improvement in the quality of movement and weight distribution with the use of a dynamic positioning system. The degree of activation of muscles was not different between the two systems.

Palavras Chave: Seating systems; Cerebral Palsy; Upper limb; Trunk; Reach

ÍNDICE

Introdução	1
Capítulo I - Revisão Bibliográfica	3
Controlo Motor	3
Controlo Postural.....	5
Paralisia Cerebral.....	8
Controlo Postural e Movimento na Paralisia Cerebral.....	11
Sistemas de Posicionamento.....	14
Capítulo II - Métodos	17
Amostra.....	18
Instrumentos.....	18
Procedimentos.....	20
Análise dos Dados.....	22
Capítulo III - Resultados	25
Cinemática.....	25
Eletromiografia.....	29
Distribuição da Pressão.....	32
Capítulo IV - Discussão	34
Conclusão	42
Bibliografia	43

ÍNDICE DE ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

SCPE	Surveillance of Cerebral Palsy in Europe
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
CEMAH	Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana
APPC	Associação do Porto de Paralisia Cerebral
ICM	Índice de curvatura do movimento
UM	Unidade de movimento
tFrag	Tempo fragmentado
tTotal	Tempo total do movimento
Vmax	Velocidade máxima do punho
Desloc	Deslocamento do punho
D. viaj.	distância viajada do punho
Flex.	Flexão
Ext.	Extensão
Abd.	Abdução
Ad.	Adução
Drt.	direito
Esq.	esquerdo
Trap.	Musculo trapézio, porção média
Long.	Musculo longuíssimo
Rect.	Musculo recto abdominal
Oblq.	Musculo obliquo externo
Max.	Máximo da distribuição da pressão
dp	Desvio padrão

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1:	Caraterização do movimento com o <i>switch</i> a 60% do comprimento do membro superior, na direção da linha média	26
Tabela 2:	Caraterização do movimento com o <i>switch</i> a 100% do comprimento do membro superior, na direção da linha média	26
Tabela 3:	Caraterização do movimento com o <i>switch</i> a 60% do comprimento do membro superior, na direção do membro contralateral	27
Tabela 4:	Deslocamentos angulares com o <i>switch</i> a 60% do comprimento do membro superior, na direção da linha média	28
Tabela 5:	Deslocamentos angulares com o <i>switch</i> a 100% do comprimento do membro superior, na direção da linha média	28
Tabela 6:	Deslocamentos angulares com o <i>switch</i> a 60% do comprimento do membro superior, na direção do membro contralateral	29
Tabela 7:	Diferenças entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação dos músculos, com o <i>switch</i> a 60% do comprimento do membro superior, na direção da linha média	30
Tabela 8:	Diferenças entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação dos músculos, com o <i>switch</i> a 100% do comprimento do membro superior, na direção da linha média	31
Tabela 9:	Diferenças entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação dos músculos, com o <i>switch</i> a 60% do comprimento do membro superior, na direção do membro contralateral	31
Tabela 10:	Resultados do valor máximo, média e desvio padrão da pressão, para as três posições de teste	32

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Centros atratores descrevem a variabilidade num padrão de movimento preferencial. A – centro atrator superficial; B – centro atrator fundo.	4
Figura 2: Sistema de Posicionamento Rígido (SPR)	25
Figura 3: Sistema de Posicionamento Dinâmico (SPD)	25

INTRODUÇÃO

A funcionalidade e consequente desempenho ocupacional¹ dos indivíduos com Paralisia Cerebral estão muitas vezes comprometidos devido às alterações do movimento e do controlo postural. Contudo, este comprometimento da participação ocupacional está também relacionado com recursos ambientais que podem facilitar o desempenho e compensar as funções alteradas. Como forma de compensar o pobre controlo postural em indivíduos utilizadores de cadeira de rodas, são utilizados sistemas de posicionamento que promovem o alinhamento de estruturas biomecânicas e o adequado suporte da cabeça, tronco e pélvis, melhorando o posicionamento e a funcionalidade dos sujeitos (Stanger & Oresic, 2003). O desafio está em identificar sistemas de posicionamento que facilitem o equilíbrio de forças e o controlo postural, sem comprometer o potencial de deslocação dos segmentos do corpo (Engstrom, 2002).

Os sistemas de posicionamento podem ser distinguidos entre rígidos, constituídos por materiais inflexíveis e não deformáveis, e dinâmicos, constituídos por materiais deformáveis que correspondem aos desafios dos ajustes posturais (Engstrom, 2002; Siekman, 2000). Todavia, não é conhecido o impacto destes sistemas no desempenho de atividades funcionais em indivíduos com Paralisia Cerebral. Assim, este estudo tem por objetivo verificar se existem diferenças no comportamento motor do tronco e membro superior, com um sistema de posicionamento rígido e com um sistema de posicionamento dinâmico, numa jovem com Paralisia Cerebral, aquando da ativação manual de um *switch*.

O estudo encontra-se organizado em quatro capítulos, sendo que o primeiro se refere ao enquadramento teórico. Neste capítulo pretende-se explicar e relacionar as principais considerações e conceitos inerentes ao controlo motor, controlo postural, Paralisia Cerebral e sistemas de posicionamento. A metodologia utilizada no estudo surge no segundo capítulo, onde é caracterizada a natureza do estudo, o processo de

¹ Segundo o Enquadramento da Prática da Terapia Ocupacional, desempenho ocupacional é definido como o “ato de fazer ou concretizar uma atividade ou ocupação selecionada, que resulta de uma transação dinâmica entre o cliente, o contexto e a atividade.”(AOTA, 2008).

seleção da amostra e os instrumentos utilizados. São também descritos os procedimentos da recolha e análise dos dados. No terceiro capítulo são expostos os resultados obtidos a nível da cinemática, da eletromiografia e da distribuição da pressão. O quarto capítulo diz respeito à discussão, onde os resultados obtidos são relacionados com a literatura. Finalizados os quatro capítulos surge a conclusão, onde são expostas as ilações gerais do estudo, bem como as suas limitações e sugestões de estudos futuros e por fim na bibliografia são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas ao longo do estudo.

Saliente-se ainda que este trabalho foi escrito segundo as regras do novo acordo ortográfico.

CAPÍTULO I - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Controlo Motor

A participação em ocupações envolve o desempenho de um conjunto de atividades e tarefas, através da realização de ações propositadas. Estas ações que constroem o desempenho ocupacional são referidas como competências que, na literatura da Terapia Ocupacional, definem-se como ações observáveis e objetivas, utilizadas durante o desempenho (AOTA, 2008; Kielhofner, 2008). O movimento² é uma importante componente dessas ações que surge da cooperação de várias estruturas cerebrais e processos inerentes a essas estruturas, como os relacionados com a ação, percepção e cognição (Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Por detrás da componente observável do movimento há todo um conjunto de mecanismos neuronais que organizam e regulam a ação motora, desde o estímulo e seu processamento, à intenção e à resposta (Gallahve & Ozman, 2006; Godinho, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Existem, no entanto, várias teorias que procuram descrever esses mecanismo de controlo motor, sendo a Teoria dos Sistemas Dinâmicos a que, atualmente, se considera mais completa (Davids, Glazier, Araujo, & Bartlett, 2003; Kamm, Thelen, & Jensen, 1990; Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Washington, Deitz, White, & Schwartz, 2002).

Esta teoria baseia-se no conceito de auto-organização o que significa que, quando um sistema de partes individuais se junta, os seus elementos comportam-se, coletivamente, de uma forma ordenada. A auto-organização manifesta-se através de transições entre diferentes estados organizacionais, que surgem devido a condições internas e externas que pressionam as componentes do sistema a se modificarem (Davids et al., 2003). Quando aplicada ao estudo do movimento humano a Teoria dos Sistemas Dinâmicos baseia-se no trabalho de Bernstein e utiliza conceitos das teorias sinérgica e dinâmica não linear (Kamm et al., 1990). Na coordenação do movimento humano, o conceito de auto-organização refere-se ao aparecimento de um padrão de

² No âmbito do campo científico do controlo e aprendizagem motora, o movimento é descrito como as características comportamentais de um membro específico ou combinações de membros que constituem uma acção, e surge da interacção de factores inerentes ao indivíduo, à tarefa e ao ambiente (Godinho, 2002; Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

movimento específico dos membros, quando uma situação reúne certas características específicas. Assim, o padrão de movimento coordenado auto-organiza-se segundo as características do indivíduo, do ambiente e da própria tarefa (Davids et al., 2003; Kamm et al., 1990; Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Analisando esta abordagem, verifica-se que o comportamento do sistema resulta da convergência das componentes funcionalmente relacionadas, em que cada componente pode inicialmente variar, resultando em vários graus de liberdade a serem controlados. O comportamento representa a compressão dos graus de liberdade enquanto o sistema constrói um padrão funcional. A maioria das tarefas funcionais podem ser desempenhadas com uma variedade de padrões de movimento, mas o indivíduo tem a tendência a usar o que requer menor energia e que é mais eficiente na combinação das várias partes envolvidas. Este padrão é designado de atrator porque o sistema segue facilmente esse padrão e volta ao mesmo, até quando é perturbado. Um atrator é uma configuração preferencial do sistema mas não obrigatória. Estes atratores podem ser descritos como tendo centros atratores relativamente fundos ou superficiais, baseados na facilidade com que o sistema volta ao atrator, ou em quão difícil é ao sistema afastar-se do centro atrator. Assim, um centro superficial dá ao sistema um comportamento preferencial mas flexível, enquanto que um centro fundo resulta num comportamento limitado e estereotipado (fig. 1). Este fenómeno também pode ser explicado pelo estado dos outros subsistemas como por exemplo, os inerentes ao ambiente, à tarefa e ao indivíduo. Estes subsistemas são aqueles que se podem usar, manipular e modificar durante o processo terapêutico (Kamm et al., 1990; Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

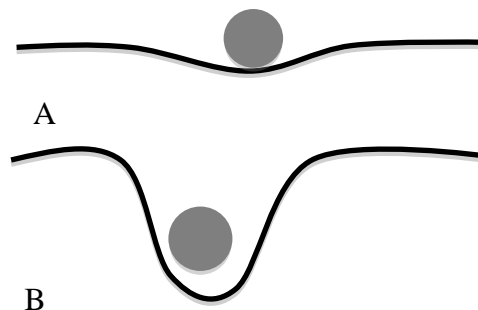


Fig.1: Centros atratores descrevem a variabilidade num padrão de movimento preferencial. A – centro atrator superficial; B – centro atrator fundo.

Controlo Postural

No entanto, os movimentos necessitam de uma base na qual são organizados e executados, um conjunto de mecanismos que permite o controlo da posição do corpo no espaço, com o objetivo de alcançar estabilidade e orientação, designado de controlo postural (Alexander, Boehme, & Cupps, 1993; Brogren, Hadders-Algra, & Forssberg, 1998; Gallahve & Ozman, 2006; Massion, 1998; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

A estabilidade postural, também referida como equilíbrio, é a capacidade para controlar o centro de massa na relação com a base de sustentação, fornecendo o suporte mecânico necessário à execução do movimento. (Brogren et al., 1998; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Assim, o controlo postural requer uma complexa interação entre o sistema músculo-esquelético e o sistema nervoso. Os componentes músculo-esqueléticos incluem a amplitude de movimento das articulações, as propriedades musculares e as relações biomecânicas entre segmentos corporais. Por outro lado, os componentes do sistema nervoso, essenciais ao controlo postural, incluem processos como a organização dos músculos em sinergias neuromusculares, processos sensório-perceptivos que envolvem a organização e integração dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial e, por fim, processos de nível superior essenciais na organização da informação sensorial para a ação e para assegurar aspetos antecipatórios e adaptativos do controlo postural (Bigongiari et al., 2011; Brogren et al., 1998; Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van der Heide, Otten, van Eykern, & Hadders-Algra, 2003).

O controlo postural pode ser organizado em dois níveis funcionais (Brogren et al., 1998; de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; van der Heide et al., 2004). O primeiro nível envolve a especificidade da direção que significa que, quando há alterações no equilíbrio que induzem uma oscilação no sentido anterior, como o alcançar um objecto, são ativados os músculos na face dorsal do corpo, enquanto perturbações que levam a uma oscilação no sentido posterior ativam os músculos na face ventral (Brogren et al., 1998; de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; Hadders-Algra et al., 2007). O segundo nível de controlo está envolvido na sincronização da direção específica da reação postural, com base na informação multissensorial dos sistemas somatossensorial, visual e vestibular. Esta modulação

pode ser alcançada de várias formas, como por exemplo, mudando a ordem na qual os músculos agonistas são recrutados (isto é, num sentido de distal para proximal ou ao contrário), modificando o grau de contração dos músculos ou alterando o grau de ativação dos antagonistas (Brogren et al., 1998; de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; Hadders-Algra et al., 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van der Heide et al., 2004).

A forma como cada atividade postural é modulada depende muito do tipo de desafio postural e da idade do indivíduo. Assim, ao longo do desenvolvimento, a atividade postural no desempenho de competências motoras não é linear, uma vez que variam os músculos que participam na reação postural (variação no padrão de resposta), varia a sequência de recrutamento dos músculos e varia o grau de contração muscular. Contudo, é possível distinguir sequências de desenvolvimento no amadurecimento das reações posturais (van der Fits, Klip, van Eykern, & Hadders-Algra, 1999; Van der Fits, Otten, Klip, Van Eykern, & Hadders-Algra, 1999; van der Heide et al., 2003).

A capacidade para manter uma postura e estabilizar movimentos num contexto dependente da gravidade, desenvolve-se ao longo do tempo. No entanto, a criança nasce com mecanismos que permitem algum controlo nos primeiros meses de vida (Hedberg, Forssberg, & Hadders-Algra, 2004). A criança, com desenvolvimento normal, entre o primeiro e o segundo mês de vida é capaz de, momentaneamente, segurar a cabeça com suporte do tronco, notando-se já o desenvolvimento da especificidade da direção, característica das reações posturais. Entre o terceiro e quinto mês desenvolvem-se as reações posturais da cabeça e a criança apresenta um controlo funcional deste segmento, em todas as direções. Denotam-se também reações posturais quando sofre perturbações do equilíbrio no sentido posterior e anterior. Focando a análise na posição de sentado e no movimento de alcançar³, verifica-se que a partir deste período, a competência motora de alcançar é acompanhada por

³ O alcançar é um componente motor básico e importante do membro superior no desempenho de tarefas na alimentação, na higiene, e outras como abrir uma porta, manipular um *switch* etc. Este movimento tem sido definido como o posicionamento voluntário da mão num local desejado, para que possa interagir com o ambiente (Chang, Wu, Wu, & Su, 2005).

reações posturais com direção específica, ou seja, a partir do momento em que surge o alcançar eficaz. Neste período, há também uma diminuição gradual da necessidade de suporte na posição de sentado e a partir do sexto ou sétimo mês a criança começa a ser capaz de sentar-se de forma independente. A capacidade para modular a especificidade da direção das reações posturais surge entre os 8 e os 10 meses de vida e é consistente a partir dos 2 anos de idade, durante o alcançar na posição de sentado (Brogren et al., 1998; de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van der Heide et al., 2004; van der Heide et al., 2003).

Nos primeiros meses de vida a atividade postural da criança é variável mas nota-se a dominância de um padrão em bloco (Hedberg et al., 2004). A partir dos 3 ou 4 meses esse padrão é mais frequente, ainda que os padrões de recrutamento muscular continuem variáveis, e a partir dos 6 meses esse aumento é reforçado. No movimento de alcançar, a partir dos 15 meses verifica-se também, a prevalência do padrão em bloco. Contudo, esse padrão desaparece no movimento de alcançar, na posição de sentado, entre os 18 e os 24 meses e aquando de perturbações externas na posição de sentado entre os 2 anos e meio e os 3 (van der Heide et al., 2003).

Também o desenvolvimento da ordem de recrutamento muscular é caracterizado por variações (de Graaf-Peters, Bakker, van Eykern, Otten, & Hadders-Algra, 2007). A partir dos 4 a 6 meses, denota-se um preferência por um recrutamento no sentido proximal para distal, durante o alcançar. Mas, a partir dos 8 a 10 meses, sobressai nas crianças que se sentam de forma independente, uma maior preferência por uma ordem de recrutamento no sentido distal para proximal. A partir da idade pré-escolar a ordem de recrutamento no alcançar e durante perturbações externas, volta a variar mas, é só depois da puberdade que se verifica a dominância do padrão de recrutamento proximal-distal, durante o alcançar (Brogren et al., 1998; van der Heide et al., 2003).

A atividade dos músculos antagonistas, pode-se começar a observar a partir dos 6 meses durante perturbações exteriores, que induzem o desvio posterior do corpo e nos músculos do pescoço durante o alcançar (van der Fits, Klip, et al., 1999; van der Heide et al., 2003).

A capacidade para modular o grau de contração muscular é evidente a partir dos 9 a 10 meses, com a criança a ser capaz de adaptar a atividade muscular à velocidade do movimento do membro superior, durante o alcançar, e ao grau de rotação anterior e posterior da pélvis, na posição de sentado (van der Fits, Klip, et al., 1999; Van der Fits, Otten, et al., 1999). As crianças em idade pré-escolar e escolar, não são consistentes na modulação do grau de contração dos músculos específicos na direção, durante o alcançar na posição de sentado. Só depois da puberdade se verifica que a modulação do grau de contração dos músculos centra-se, gradualmente, nos músculos do pescoço (de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; van der Heide et al., 2004; van der Heide et al., 2003).

Paralisia Cerebral

Por tudo isto, facilmente se entende que um controlo postural deficiente irá afetar o desempenho do indivíduo, limitando a sua funcionalidade, como no caso dos indivíduos com Paralisia Cerebral. De um modo geral, a Paralisia Cerebral descreve um grupo de perturbações permanentes no desenvolvimento do movimento e postura, causando limitações da atividade, que são atribuídas a distúrbios não progressivos que ocorreram no cérebro em desenvolvimento do feto ou da criança. As perturbações motoras na Paralisia Cerebral são, muitas vezes, acompanhadas por perturbações sensoriais, perceptivas, cognitivas, comunicativas e comportamentais, por epilepsia e por problemas músculo-esqueléticos secundários (Rosenbaum et al., 2007).

As classificações da Paralisia Cerebral consideram o tipo, distribuição e severidade das disfunções motoras bem como disfunções associadas. As características de cada fator variam muito, pelo que, a combinação de características encontradas num indivíduo pode ser única (Blair & Watson, 2006). Embora não haja consenso entre as várias classificações que têm sido propostas, todas elas incluem a categoria de espasticidade, disquinésia e ataxia, sendo que também são tidas em conta formas mistas. As classificações diferem, principalmente, no número de subgrupos reconhecidos com disquinésia ou sintomas extrapiramidais e na terminologia usada para descrever a distribuição topográfica dos indivíduos com espasticidade (Petersen, Kube, & Palmer, 1998).

Atualmente, é defendida pelos investigadores e clínicos, a classificação sugerida pela *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* (SCPE). Com base em trabalhos publicados, a SCPE classificou a Paralisia Cerebral em três grupos principais: a espástica, a atáxica e as disquinéticas. (O'Shea, 2008; SCPE)

A Paralisia Cerebral espástica é caracterizada por pelo menos duas das seguintes características: padrão anormal de postura e/ou movimento; aumento do tónus (não necessariamente constante); reflexos patológicos (hiper-reflexia ou sinais piramidais, por exemplo reflexo de Babinski). Pode ser unilateral (hemiplegia) ou bilateral (SCPE). Para se classificar a Paralisia Cerebral de atáxica, consideram-se um padrão anormal de postura e/ou movimento bem como a perda da ordem de contração dos músculos, de forma que os movimentos são produzidos com força, ritmo e precisão anormais (SCPE). A Paralisia Cerebral disquinética também inclui um padrão anormal de movimento e/ou postura e por outro lado, movimentos involuntários recorrentes, ocasionalmente estereotipados, das partes do corpo envolvidas. Dentro das disquinésias distinguem-se ainda a distonia, caracterizada por hipoquinésia (diminuição do movimento/atividade) e hipertonia dominantes, e a coreo-atetose, caracterizada por hiperquinésia (aumento do movimento/atividade) e hipotonia dominantes (SCPE).

Na Paralisia Cerebral, considerando que cada indivíduo é único e que, a própria lesão difere entre indivíduos, sabe-se que as estruturas cerebrais lesadas relacionadas com o controlo motor são os gânglios da base e o córtex motor (Morton, 2001).

Existem quatro áreas corticais especialmente envolvidas no controlo do movimento. O córtex motor primário é particularmente importante para o início do movimento e na coordenação de movimentos de motricidade fina (Gallahve & Ozman, 2006; Magill, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007) e está também envolvido no controlo da coordenação postural. A área pré-motora controla a organização dos movimentos antes de serem iniciados e a coordenação rítmica durante o movimento, permitindo assim, a transição entre movimentos numa competência motora que envolva sequências de movimentos. A área motora suplementar tem um papel importante no controlo de movimentos sequenciais e na preparação e organização do movimento (Gallahve & Ozman, 2006; Magill, 2007;

Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Por último, o lobo parietal surgiu nos últimos anos como uma área cortical importante, envolvida no controlo do movimento voluntário. Uma das funções atribuídas a esta estrutura é a integração dos processos de preparação e execução do movimento pela interação com o córtex pré-motor, córtex motor primário e área motora suplementar, antes e durante o movimento (Magill, 2007).

Os gânglios da base são uma componente subcortical importante no controlo do movimento. Recebem informação do córtex cerebral e do tronco cerebral. Têm um papel importante no controlo do movimento, principalmente no planeamento e iniciar do movimento, no controlo de músculos antagonistas durante o movimento e no controlo da força (Magill, 2007).

Perturbações nestas estruturas cerebrais traduzem-se em alterações a nível da coordenação e a nível do tónus muscular, o que vai limitar a funcionalidade dos indivíduos com Paralisia Cerebral (Hadders-Algra et al., 2007; Rosenbaum et al., 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van der Heide, Fock, Otten, Stremmelaar, & Hadders-Algra, 2005).

As alterações na coordenação manifestam-se através de padrões de movimento anormais, modificações na cocontração muscular, problemas em iniciar o movimento e o aumento do tempo do mesmo (Hadders-Algra et al., 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van der Heide et al., 2004; van der Heide et al., 2005). Os padrões anormais de movimento são padrões estereotipados, que dificilmente podem ser mudados ou adaptados às mudanças nos requisitos da tarefa e do ambiente. Refletem a pobre habilidade de mover uma única articulação, sem gerar movimento de outras. Uma cocontração inapropriada, caracterizada pela excessiva cocontração dos músculos agonistas e antagonistas, é um dos factores que contribuem para os problemas de controlo motor nestes indivíduos. A dificuldade em iniciar o movimento pode ser devido à incapacidade para controlar os músculos antagonistas ou devido ao controlo postural anormal, mais especificamente à incapacidade para estabilizar o corpo, caso ocorram movimentos desestabilizadores (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van der Heide et al., 2004; van der Heide et al., 2005).

As alterações do tónus traduzem-se no aumento ou diminuição contínua do tónus muscular. A alteração mais comum na Paralisia Cerebral é a espasticidade, que se caracteriza por um aumento do tónus, dependente da velocidade. A espasticidade resulta de uma alteração das vias descendentes (vias motoras) que leva ao aumento da atividade do neurónio motor alfa (O'Shea, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Controlo Postural e Movimento na Paralisia Cerebral

Têm sido realizados vários estudos que focam a problemática do controlo postural na população com Paralisia Cerebral, procurando demonstrar e explicar os mecanismos posturais nestes indivíduos.

Alguns estudos sobre a posição de sentado e movimento de alcançar indicam que, ao contrário das crianças com desenvolvimento normal, as crianças com Paralisia Cerebral unilateral espástica apresentam reações posturais específicas na direção, a partir dos 15 meses de idade, não evidenciando um declínio na variação do padrão ou atividade postural antecipatória entre os 15 e os 18 meses de idade. Também não mostram capacidade para modular a contração muscular à velocidade do braço ou à posição inicial da pélvis (Hadders-Algra, van der Fits, Stremmelaar, & Touwen, 1999; van der Heide et al., 2004). Num estudo de van der Heide *et al* (2004) sobre o controlo postural durante o alcançar em crianças pré termo com Paralisia Cerebral, concluiu-se que crianças entre os 2 e os 11 anos apresentavam, em geral, reações posturais durante o alcançar, específicas na direção. Apenas as crianças com Paralisia Cerebral severa demonstraram alguns problemas neste parâmetro do controlo postural. Para além disto, o estudo revelou que as crianças com Paralisia Cerebral se distinguem das crianças com desenvolvimento normal, por mostrarem preferência por um recrutamento no sentido proximal para distal dos músculos posturais dorsais e por revelarem uma capacidade limitada para ajustar a atividade postural às circunstâncias específicas da atividade. Estas dificuldades foram mais pronunciadas nas crianças com Paralisia Cerebral bilateral espástica do que nas com Paralisia Cerebral unilateral espástica (van der Heide et al., 2004). A preferência por uma ordem de recrutamento no sentido proximal para distal pode significar por um lado uma disfunção no controlo motor ou por outro lado, pode refletir uma estratégia da criança para lidar com um controlo postural deficiente (van der Heide et al., 2004).

Outra característica evidenciada pelas crianças com Paralisia Cerebral é a sua reduzida capacidade para modular a contração dos músculos posturais, baseada em informação da configuração inicial do corpo, isto é, na informação sensorial na posição de sentado (de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; van der Heide et al., 2004).

Os músculos do tronco desempenham um papel importante na estabilização da coluna vertebral, essencial para movimentos livres e seletivos da cabeça e extremidades (Saavedra, Joshi, Woollacott, & van Donkelaar, 2009; Saavedra, Woollacott, & van Donkelaar, 2009; Saether & Jorgensen, 2010). Até à atualidade, a investigação sobre o controlo do tronco tem recebido pouca atenção (Saether & Jorgensen, 2010). No entanto, esses estudos analisam a posição de sentado com e sem suporte externo, e verificam o efeito do controlo postural do tronco nos movimentos ativos do membro superior e cabeça. Por exemplo, num estudo realizado sobre o efeito da visão e suporte do tronco na estabilidade da cabeça na posição de sentado, em crianças com paralisia cerebral (Saavedra, Woollacott, et al., 2009) verificou-se que o suporte pélvico mantinha o tronco bem alinhado verticalmente, facilitando a avaliação do controlo postural, sem comprometer os graus de liberdade dos segmentos. Outro estudo sobre coordenação óculo-manual em crianças com paralisia cerebral (Saavedra, Joshi, et al., 2009) refere que o suporte postural externo tem diferentes efeitos nas crianças com hemiplegia e nas crianças com diplegia. Nas primeiras notou-se que são influenciadas, primeiramente, pelo alinhamento do tronco e as segundas são mais afectadas pelas exigências ao controlo postural do tronco. Outros estudos têm mostrado que nos indivíduos com paralisia cerebral existe uma utilização excessiva do tronco nos movimentos do membro superior (Steenbergen, Van Thiel, Hulstijn, & Meulenbroek, 2000; van Roon, Steenbergen, & Meulenbroek, 2004), contudo a investigação indica que esse uso pode ser, em parte, uma estratégia para compensar a pouca coordenação dos movimentos do membro superior e não só um efeito secundário da perturbação neuromotora (van Roon, Steenbergen, & Meulenbroek, 2005).

O movimento de alcançar exige a adoção da postura adequada à tarefa a ser desempenhada e o grau de envolvimento de todo o corpo depende da duração, direção e velocidade do movimento requerido e do objecto da tarefa. Os movimentos

antecipatórios fazem parte do planeamento motor das atividades que envolvem o alcançar e são desempenhados de forma automática. Também podem estar presentes movimentos compensatórios ao longo da ação, como por exemplo, para manter a mão firme ao transportar um copo com água (Tyldesley & Grieve, 2002). É assumido que a qualidade do alcançar depende da adequação do controlo postural. Esta ligação tem uma profunda base neurofisiológica uma vez que o controlo destes dois tipos de comportamento é, primariamente, mediado pelos sistemas descendentes do tronco cerebral. Este vínculo é refletido pela presença de ajustes posturais que acompanham os movimentos de alcançar (van der Heide et al., 2005).

Outros estudos revelam que os movimentos de alcançar em crianças com Paralisia Cerebral, na posição de sentado, decorrem num período de tempo superior aos de uma criança com desenvolvimento normal (Ju, You, & Cherng, 2010; Ronnqvist & Rosblad, 2007). Tanto os défices sensoriais como os motores irão contribuir para a alteração dos movimentos de alcançar. Por um lado, tem-se as alterações neuro-músculo-esqueléticas como a perda de força, a espasticidade, as sinergias anormais, o desequilíbrio muscular e a descoordenação. Por outro lado, os problemas sensoriais incluem a alteração da estereognosia, da discriminação de dois pontos e do sentido de posição (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Para além da maior duração do movimento salienta-se que as crianças com Paralisia Cerebral apresentam mais de uma unidade de movimento durante o alcançar. As unidades de movimento são determinadas com base nos picos de velocidade dos movimentos da mão. Correspondem a uma aceleração positiva e a uma aceleração negativa da velocidade. Os movimentos de alcançar que consistem numa unidade de movimento indicam um adequado planeamento por processo de *feedforward* (Chang et al., 2005; Hadders-Algra et al., 2007; Ronnqvist & Rosblad, 2007).

Um dos fatores que parece estar associado ao alcançar na posição de sentado é a inclinação do assento. Num estudo realizado por Hadders-Algra *et al* (2007) nenhuma das 3 posições de sentado testadas em crianças com desenvolvimento normal pôde ser classificada como melhor. Uma inclinação anterior do assento teve pouca influência sobre a postura e sobre o alcançar, enquanto uma inclinação posterior estava associada a melhor qualidade do movimento de alcançar mas com um aumento do esforço postural. As crianças com Paralisia Cerebral unilateral beneficiaram, em termos de menor esforço postural, melhor qualidade do movimento

de alcançar e melhor estabilidade postural durante o alcançar, de uma posição com inclinação anterior do assento enquanto as crianças com Paralisia Cerebral bilateral beneficiaram de uma posição horizontal (sem inclinação do assento) (Hadders-Algra et al., 2007; van der Heide et al., 2005). Assim, melhor qualidade do movimento de alcançar ou do controlo postural parece estar associado a uma posição mais reclinada da pélvis, no início do movimento de alcançar, a uma maior estabilidade da cabeça e pélvis e a uma maior mobilidade do tronco durante o alcançar (Hadders-Algra et al., 2007).

Sistemas de Posicionamento

Cerca de um terço dos indivíduos com Paralisia Cerebral passam grandes períodos de tempo na posição de sentado ou deitado ("Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe," 2002), nomeadamente os indivíduos com as classificações IV e V da *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) que dependem de ajuda externa para a locomoção, bem como para manter posturas antigravitacionais (Brogren, Forssberg, & Hadders-Algra, 2001; Palisano et al., 1997). No que diz respeito à posição de sentado, as tecnologias de apoio têm sofrido grandes mudanças nos últimos anos (Cook & Hussey, 2002). O sentar e o controlo postural podem ser integrados num sistema designado sistema de posicionamento, que incorpora a superfície de assento com o sistema estático ou dinâmico com o qual está ligado, isto é integra todos os componentes que dão suporte ao indivíduo, incluindo a cadeira de rodas, almofadas de posicionamento, cintos etc. (Engstrom, 2002; Healy, Ramsey, & Sexsmith, 1997). O objetivo destes sistemas é potenciar a mobilidade, a interação com o ambiente, as competências funcionais e a socialização (McDonald & Surtees, 2007; Nwaobi & Smith, 1986; Ostensjo, Carlberg, & Vollestad, 2005; Redstone & West, 2004; Rigby, Ryan, & Campbell, 2009). Promovem o alinhamento de estruturas biomecânicas e o adequado suporte da cabeça, tronco e pélvis, melhorando o posicionamento e a funcionalidade dos sujeitos (Cook & Hussey, 2002; Farley et al., 2003; Healy et al., 1997; Stanger & Oresic, 2003).

A literatura atual distingue dois tipos de sistemas de posicionamento, os estáticos e os dinâmicos (Cimolin et al., 2009; Hahn, SimKins, Gardner, & Kaushik, 2009). Os primeiros são constituídos por materiais inflexíveis e não deformáveis cujo objetivo é manter a estabilidade dos segmentos corporais (Engstrom, 2002), como por

exemplo, assentos moldados. Os sistemas dinâmicos são constituídos por materiais deformáveis que correspondem aos desafios dos ajustes posturais e que permitem ao indivíduo alcançar o seu equilíbrio funcional (Siekman, 2000). Outra característica destes sistemas é que são constituídos por componentes que se movem em resposta aos movimentos de elevadas forças realizados pelo seu utilizador (Blundell, Shepherd, Dean, Adams, & Cahill, 2003).

Num estudo de Washington *et al* (2002) foi avaliado o efeito de um assento moldado em 4 crianças com perturbações neurológicas. Os resultados mostraram melhorias no alinhamento postural em todos os sujeitos. No entanto, outros autores criticam o fato de estes assentos limitarem o crescimento do indivíduo, a dificuldade nas transferências e a falta de propriedades dinâmicas, uma vez que, o indivíduo está fixo numa posição (Cook & Hussey, 2002). No que diz respeito aos sistemas de posicionamento dinâmico, são ainda escassos os estudos realizados e pouco conclusivos. Num estudo de Hanh *et al* (2009), em que se procurou determinar os efeitos de um sistema de posicionamento dinâmico, em crianças com paralisia cerebral, não foram observadas diferenças significativas. Foram testados dois sistemas, um em cada grupo experimental, cuja diferença residia nas componentes, as dinâmicas que permitiam movimento dentro dos limites da cadeira, e as estáticas que imobilizam a pélvis e o joelho. A amplitude do movimento aumentou consideravelmente e a espasticidade a nível do joelho diminuiu nos dois grupos sem diferenças significativas. Os autores explicam os resultados com o reduzido número e heterogeneidade da amostra.

Cimolin *et al* (2009) avaliaram um sistema rígido e um sistema dinâmico em crianças com paralisia cerebral, com distonia. Participaram 10 crianças com tetraparesia espástica e distónica e foram recolhidos dados da distribuição da pressão e dados cinemáticos (cabeça, tronco e membro superior) de cada criança nos dois sistemas. Este estudo mostrou que o sistema rígido limita o colapso do tronco o que se reflete numa maior estabilidade do tronco ao longo do tempo. Com o sistema dinâmico observou-se uma maior coordenação do movimento durante o padrão de extensão. Relativamente à distribuição da pressão o sistema dinâmico reduziu as forças exercidas no encosto da cadeira, o que está diretamente relacionado com a

redução da intensidade do movimento, conduzindo à diminuição de dor e à melhoria na manutenção da posição ao longo do tempo.

Apesar dos estudos referidos, existem ainda poucas evidências científicas que permitam sugerir que tipo de sistema de posicionamento pode melhorar a postura e função. (McDonald & Surtees, 2007). Alguns autores referem que um sistema de posicionamento adequado deverá reduzir reflexos, facilitar o movimento normal, manter o alinhamento postural, prevenir úlceras de pressão, diminuir a fadiga, potenciar a função fisiológica e maximizar a estabilidade (Cook & Hussey, 2002; McDonald & Surtees, 2007). O desafio está em identificar sistemas de posicionamento que facilitem o equilíbrio de forças e o controlo postural, sem comprometer o potencial de deslocação dos segmentos do corpo (Engstrom, 2002). Assim, propõe-se a realização de um estudo cujo objetivo é verificar se existem diferenças no comportamento motor do tronco e membro superior, com um sistema de posicionamento rígido e com um sistema de posicionamento dinâmico, numa jovem com paralisia cerebral, aquando da ativação manual de um *switch*.

CAPÍTULO II - MÉTODOS

Para a concretização do objetivo apresentado, propõe-se um estudo de carácter pré-experimental, mais propriamente um estudo de caso único, em que serão exploradas as seguintes hipóteses:

- o comportamento motor do tronco e membro superior, aquando a ativação manual de um *switch*, melhora com o sistema de posicionamento rígido (SPR);
- o comportamento motor do tronco e membro superior, aquando a ativação manual de um *switch*, melhora com o sistema de posicionamento dinâmico (SPD);

Pretende-se descrever as possíveis relações entre o comportamento motor do tronco e membro superior e os dois sistemas de posicionamento. Embora não permita estabelecer relações de causalidade entre variáveis como nos estudos experimentais, há por outro lado, a possibilidade de descrição e exploração das relações entre as variáveis (De Poy & Gitlin, 1998). Assim, a variável independente é introduzida (sistema de posicionamento) e a variável dependente (comportamento motor do tronco e membro superior) é avaliada num único indivíduo (De Poy & Gitlin, 1998).

A realização desta investigação contou com a colaboração do Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) da ESTSP e com a empresa de ajudas técnicas Boavista Solutions®. O CEMAH integra as áreas de Neurofisiologia, Cardiopneumologia, Audiologia, Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Ciências Funcionais, Física, Terapia da Fala e ciências Morfológicas. Tem como objetivos promover a qualificação de alto nível de profissionais de saúde, estimulando a produção e difusão de conhecimento específico de cada área, num quadro de referência internacional; estimular a formação científico-tecnológica dos seus investigadores, docentes e estudantes; desenvolver atividades de ligação à sociedade, em particular na produção, difusão e transferência de conhecimento, numa perspetiva de valorização económica do conhecimento científico ("CEMAH ", 2008). A Boavista Solutions® é uma empresa que tem como objectivo a implementação de ajudas técnicas, promovendo a inovação de produtos e serviços na área da reabilitação física ("Missão," 2009). Esta empresa facultou o mapa de pressão, o kit de avaliação de posicionamento e apoio técnico.

Amostra

O processo de seleção da amostra foi o de conveniência, dos clientes do Centro de Atividades Ocupacionais da Villa Urbana de Valbom, da Associação do Porto de Paralisia Cerebral (APPC). Para fazerem parte da amostra os critérios foram: ser capaz de compreender ordens simples e capaz de acionar um *switch* com pelo menos um dos membros superiores. Foram excluídos os indivíduos que possuíam já um sistema de posicionamento dinâmico.

Dada a diversidade de quadros motores na Paralisia Cerebral entende-se a dificuldade de selecionar uma amostra homogénea, no que respeita às suas características de controlo motor. Partindo do pressuposto que o individuo adulto já adquiriu uma forma de fazer que o torna único dadas as suas características volitivas, os seus padrões de desempenho e a sua competência subjetiva, desenvolvidas num ambiente particular, que terão influenciado a sua predisposição para a ação, justifica-se a realização de um estudo de caso cujos resultados apenas podem ser úteis para este caso em particular.

A amostra é constituída por uma jovem de 25 anos, com diagnóstico de paralisia cerebral e com função motora global de nível IV. Utiliza cadeira de rodas na maior parte dos contextos e necessita de assento adaptado para controlo pélvico e de tronco inferior. Utiliza um sistema de posicionamento constituído por uma cadeira de rodas manual standard e por um assento moldado em material termo-moldável até à região dorsal. O seu membro superior dominante é o esquerdo e apresenta uma subluxação das articulações coxo-femorais. Na cadeira assume uma postura cifótica, com adução dos membros inferiores e com ligeira rotação de tronco sobre o hemicorpo direito, o que lhe permite libertar o membro superior esquerdo para a ação.

Instrumentos

Com base no objetivo do estudo, a recolha dos dados foi efetuada com recurso ao sistema de análise cinemática, ao electromiograma e ao mapa de pressões.

Os dados cinemáticos foram recolhidos e tratados pelo sistema Qualisys (Qualisys Motion Capture Systems, Suécia), constituído por 4 câmaras Oqus capazes de calcular as posições de marcadores cinemáticos com grande precisão e por um

software com capacidade de analisar os dados em 3D. Este sistema utiliza apenas a posição dos marcadores cinemáticos e constrói um modelo dos segmentos em movimento. A análise cinemática tem sido utilizada nos vários estudos na população com Paralisia Cerebral, sobre o controlo postural e movimento do membro superior com o intuito de caracterizar e avaliar a qualidade e eficácia do movimento (Chang et al., 2005; Mackey, Miller, Walt, Waugh, & Stott, 2008; Petuskey, Bagley, Abdala, James, & Rab, 2007; Ronnqvist & Rosblad, 2007; Schneiberg, McKinley, Gisel, Sveistrup, & Levin, 2010; van der Heide et al., 2005).

Por sua vez, para a recolha dos dados eletromiográficos foram utilizados dois sistemas BiosignalsPlux (Wireless Biosignals S.A, Portugal), cada um constituído por um dispositivo com 8 canais, software e sensores. Os impulsos eléctricos foram registados através de pequenos eléctrodos bipolares com a forma de discos aplicados sobre a pele do músculo examinado. Estes eléctrodos encontravam-se ligados ao dispositivo que amplifica as diferenças de potencial entre os distintos eléctrodos, traduzindo-as em curvas. (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004). Nos vários estudos na população com Paralisia Cerebral utilizadores ou não de cadeira de rodas, a eletromiografia tem se revelado um instrumento poderoso no conhecimento da atividade muscular e controlo postural nestes indivíduos (Bigongiari et al., 2011; Hadders-Algra et al., 2007; Prosser, Lee, Barbe, VanSant, & Lauer, 2010; van der Heide et al., 2004; van der Heide et al., 2003; van Roon et al., 2005).

Por último, do dados da distribuição da pressão foram recolhidos com o mapa de pressões FSA 4.0 (Vista Medical, Canadá), constituído por uma tela com vários sensores, um controlador electrónico, que tem acesso de forma sequencial aos vários sensores para obter a medição da pressão, e por um revestimento que protege os sensores da humidade e os dados são recolhidos a uma frequência de 50Hz. O software controla o processo de medição, guia o utilizador na calibração e apresenta um perfil da distribuição da pressão. Este perfil facilita a identificação de áreas específicas de grande pressão (Cook & Hussey, 2002). Num estudo que compara a plataforma de forças com o mapa de pressões, na avaliação do controlo postural em crianças, Lacoste *et al* (2006) mostraram que o mapa de pressões é tão eficaz como a plataforma de forças, e é mais fácil de utilizar em cadeiras de rodas porque se adapta à superfície do assento e /ou encosto. É eficaz nas medições no sentido antero-posterior

e é capaz de detetar o deslocamento do centro de gravidade na posição de sentado apesar da menor precisão no sentido medio-lateral, relativamente à plataforma de forças (Lacoste et al., 2006).

Procedimentos

A tarefa analisada neste estudo foi o acionar um *Switch BigMack*, para ouvir uma mensagem. O indivíduo partia de uma posição inicial com o cotovelo sobre o apoio de braço e com a cadeira o mais próximo da mesa, a uma distância confortável para a participante. Esta tarefa foi escolhida uma vez que muitos indivíduos com Paralisia Cerebral necessitam de um interface para auxiliar a comunicação ou a realização de tarefas significativas, durante o seu dia a dia. Envolve o movimento de alcançar e serve um objetivo concreto o que aumenta a motivação para a ação.

O cenário para a recolha dos dados foi constituído por uma mesa, e quatro câmaras de filmar Oqus, dispostas anterior, posterior e lateralmente à mesa a uma distância de cerca de 2 metros da mesa. Na superfície da mesa marcaram-se as três posições do *switch*, correspondentes às três posições de teste. A primeira posição correspondia à colocação do switch na direção linha média do indivíduo e a uma distância que equivale a 60% do comprimento do braço ($0,6 \times 59 = 35,4\text{cm}$). A segunda, também na linha média mas uma distância equivalente a 100% do comprimento do braço (59cm). Por último a terceira posição foi marcada na direção do membro contra-lateral a 60% do comprimento do braço (35,4cm) (Dean, Shepherd, & Adams, 1999).

Para a análise cinemática foram colocados ao todo sete marcadores (refletores) a nível do tronco, membro superior e cabeça, nas seguintes referências anatómicas:

- Ombro – Acrómio direito e esquerdo;
- Cotovelo – epicôndilo lateral do membro superior esquerdo
- Punho – ponto médio entre cubito e rádio do membro superior esquerdo
- Cabeça – ponto médio no frontal
- Pélvis – Espinha ilíaca anterior esquerda
- Esterno (Hadders-Algra et al., 2007).

Com estes marcadores os dados recolhidos com o sistema Qualisys permitiram calcular a velocidade, deslocamento e amplitudes angulares do tronco e do membro superior. Por meio de electromiografia registou-se, bilateralmente, a atividade eléctrica dos músculos, designadamente do longuíssimo (a nível da L3), do recto abdominal, do oblíquo externo e da porção média do trapézio (Bigongiari et al., 2011; Hadders-Algra et al., 2007; Prosser et al., 2010). Utilizaram-se sensores bipolares, colocados paralelamente às fibras musculares, com uma distância de 2cm entre sensores. Previamente foram removidos os pelos e a pele foi cuidadosamente limpa, eliminando células mortas e oleosidade, aumentando também a afluência sanguínea na pele naquele local (Konrad, 2005; Robertson et al., 2004).

Os eléctrodos foram colocados segundo o protocolo descrito por Cram (Criswell, 2011). Na porção média do trapézio os eléctrodos foram colocados na horizontal, a meio da distância entre T3 e o bordo medial da omoplata. Para o longuíssimo foram colocados paralelos à espinha, 2 cm lateralmente a nível da L3. Para o recto abdominal os eléctrodos foram aplicados a cerca de 2 cm lateralmente ao umbigo, contudo no indivíduo em estudo o músculo era mais ativo a nível superior, pelo que foi colocado tendo em conta o ventre mais ativo. Por último, para o músculo oblíquo externo os eléctrodos foram colocados lateralmente ao recto abdominal e acima da espinha ilíaca antero-superior lateral, entre a crista e as costelas, num ângulo oblíquo ligeiro, de forma a ficarem paralelos às fibras.

O mapa de pressões foi colocado no assento de cada sistema de posicionamento, para se obter dados sobre o centro de pressão, na direção antero-posterior e medio-lateral, nomeadamente, desvio padrão, máximo e média da distribuição da pressão (Bigongiari et al., 2011).

Após se explicar à participante os procedimentos do estudo e se colocar os eléctrodos e marcadores cinemáticos, deu-se início à recolha de dados. Para facilitar a posterior análise dos dados, os instrumentos foram sincronizados, assim, quando o instrumento Qualisys começava a recolha emitia simultaneamente um sinal (trigger) para um dos dispositivos de eletromiografia. Este por sua vez, enviava um sinal para o outro dispositivo da biosignalflux, para marcar o início da recolha. Seguidamente, para sincronizar o mapa de pressões pressionava-se um ponto no tapete de pressão, com um sensor de pressão da bioplux, para marcar o início da recolha na

eletromiografia e no mapa de pressão, só depois se dava a ordem verbal para a jovem iniciar a tarefa.

Num primeiro momento a recolha foi efectuada com o SPR que a jovem utiliza no seu dia-a-dia. Foi pedido à participante que ao seu ritmo, após comando verbal ativasse o *switch*, para ouvir uma mensagem gravada. Em simultâneo, o mapa de pressões, a electromiografia e o sistema de análise cinemática, registaram os dados daquele ensaio. Para cada posição de teste foram realizados em média dois ensaios. Posteriormente, num pequeno intervalo de tempo, procedeu-se ao ajuste do SPD. Este era constituído por uma cadeira de rodas que permitia regular a inclinação da plataforma do assento e a altura e inclinação dos patins, por uma almofada que permitia regular a sua pressão de ar e por dois apoios laterais em forma de cunha. A plataforma do assento da cadeira de rodas foi mantida na posição horizontal e o patim direito foi elevado para estabilizar a pélvis e foi ligeiramente inclinado no sentido anterior. Os pés não foram presos aos patins para que o indivíduo pudesse ajustar a postura durante o movimento. Os apoios laterais foram ajustados de forma a darem apoio e não suportar o tronco. Posto isto, realizaram-se os mesmos procedimentos que no sistema anterior.

Análise dos Dados

A tarefa foi dividida em três pontos chave, nomeadamente, t_0 que corresponde ao início do movimento, t_1 que indica o momento da ativação do *switch* e t_2 que equivale ao fim do movimento. Primeiramente foram analisados os dados cinemáticos através do software Qualisys. Foi analisado apenas um ensaio de cada fase, escolhido segundo a qualidade dos dados. O processo passava por primeiramente identificar na imagem (modelo em 3D dos segmentos) as referências anatómicas e os três momentos do movimento e de seguida eram extraídos diretamente os dados referentes à duração do movimento, velocidade máxima e distância viajada, estes últimos referentes ao punho. Foram também obtidos os valores para o deslocamento do punho para cada ensaio, isto é, a distância da linha reta entre a posição inicial e posição final do movimento, utilizando as coordenadas x,y,z, consoante o plano do movimento, com a fórmula vetorial:

$$\text{II d II} = \sqrt{(x_f - x_i)^2 + (y_f - y_i)^2 + (z_f - z_i)^2}$$

Outro parâmetro calculado foi o índice de curvatura do movimento (ICM) que indica o quão direto ou alinhado é o movimento, pelo que é definido como o rácio entre a distância percorrida no movimento e o deslocamento. Quando o valor do índice é 1 indica um movimento em linha reta ou alinhado e quando realizado em semicírculo o valor é de 1,57 (Schneiberg et al., 2010). Assim o ICM foi obtido através do seguinte cociente:

$$\text{ICM} = \frac{\text{d viajada}}{\text{II d II}}$$

Para caracterizar a suavidade/harmonia do movimento quantificou-se o número de unidades de movimento (UM), que corresponde a uma aceleração e desaceleração na velocidade do punho, cujo aumento da velocidade excedia 10% do valor máximo da velocidade (Chang et al., 2005; Hadders-Algra et al., 2007; Ju et al., 2010; Ronnqvist & Rosblad, 2007; van der Heide et al., 2005).

Para além destas medidas foram também determinadas os deslocamentos angulares do tronco, ombro e cotovelo (Blair & Watson, 2006; Chang et al., 2005; Hadders-Algra et al., 2007; Schneiberg et al., 2010). Para o ombro foi calculada a flexão-extensão e abdução-adição nas 3 posições de teste, tendo por referência o esterno e o cotovelo com o fulcro no acrómio esquerdo. Para a extensão e flexão do cotovelo, igualmente nas 3 posições de teste, foram utilizados os pontos do acrómio esquerdo e punho com fulcro no epicôndilo lateral esquerdo. Relativamente ao tronco foram determinados os graus de flexão e extensão nas 3 posições, com os pontos do acrómio esquerdo e *switch* e foram obtidos os graus de rotação do tronco tendo por referência o segmento esterno-acrómio e o ponto do *switch*.

Os dados eletromiográficos foram tratados com o software Acknowledge 3.9. O primeiro passo foi calibrar os canais, um a um, através da expressão:

$$\frac{(\text{Número do canal} - 2048)}{(4096 \times 5)}$$

De seguida foi necessário analisar a existência de ruído em cada canal, o que se verificou entre os 50 e os 500 Hz, em grande parte devido à interferência do mapa de pressões, pelo que se aplicaram filtros entre essas frequências. O próximo passo foi aplicar a técnica root mean square, baseada no cálculo da raiz quadrada, que reflete o poder médio do sinal (Konrad, 2005). Posto isto, foram determinados os tempos de ativação para cada músculo através do cálculo do limiar de ativação. Este era obtido através da expressão

$$\text{Média} + (3 \times \text{desvio padrão})$$

A média e o desvio padrão foram medidos num intervalo de 0,05s, imediatamente 0,5s antes do tempo do início do movimento (t_0). Quando, a partir de 0,2s antes de t_0 , esse limiar era ultrapassado durante pelo menos 0,02 s, considerava-se que o músculo tinha ativado. Posteriormente verificou-se que músculos tinham pré ativado, através da diferença entre o tempo do início do movimento (t_0) e o tempo de ativação do músculo, e registou-se a fase do movimento em que ativavam os músculos que não iniciavam atividade antes de t_0 .

Por último, foram tratados os dados do mapa de pressões com o software FSA. Este extraiu diretamente os valores relativos à média, desvio padrão e máximos de pressão, de cada *frame* dos dados recolhidos. Com uma frequência de 50 Hz cada 5 *frames* equivaliam a 1 segundo do movimento, pelo que foi necessário fazer corresponder o tempo do movimento entre os 3 instrumentos, utilizando os *trigger* como referência. Assim foi possível corresponder os momentos t_0 , t_1 e t_2 às respetivas *frames* e registados os valores dos parâmetros média, desvio padrão e máximo de pressão, dos três momentos da tarefa.

CAPÍTULO III - RESULTADOS

As diferenças observadas entre os dois sistemas começam pela posição que o indivíduo assume em cada sistema antes do início da tarefa. Com o SPD (fig. 3) a participante adota uma postura com maior alinhamento entre cabeça, cintura escapular e pélvis, menor flexão do cotovelo e com diminuição da posteriorização da pélvis, enquanto que com o SPR (fig. 2) verifica-se uma cifose mais acentuada, um tronco mais colapsado, uma pélvis mais reclinada e maior flexão do cotovelo. Por outro lado, verifica-se uma diferença na altura dos assentos dos sistemas, com o SPR mais baixo em relação ao SPD, o que também influenciou o movimento.



Fig. 2 Sistema de Posicionamento Rígido (SPR)

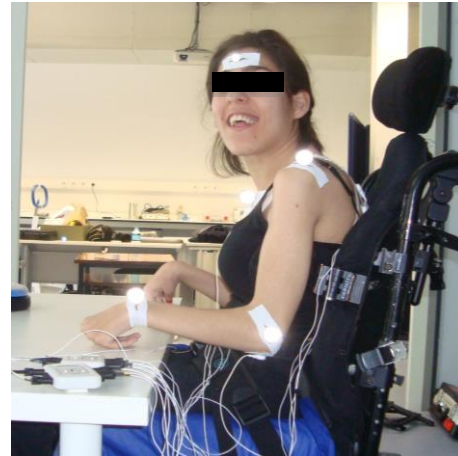


Fig. 3 Sistema de Posicionamento Dinâmico (SPD)

Cinemática

Os quadros 1, 2 e 3 mostram os resultados dos vários parâmetros analisados, para as três posições de teste, com diferenças entre os dois sistemas em todos os parâmetros. No que diz respeito ao tempo total, o SPD regista menor duração do movimento. É igualmente com este sistema que se verificam valores máximos de velocidade superiores. Porém, verificam-se algumas diferenças entre as duas fases de movimento (t_0-t_1 e t_1-t_2) nos dois sistemas. Na primeira e segunda posição de teste (*switch* a 60% do comprimento do braço e *switch* a 100% do comprimento do braço, respetivamente) o valor da velocidade máxima na primeira fase do movimento (t_0-t_1) é maior no SPD no entanto, na segunda fase (t_1-t_2) é com o SPR que se verifica um

valor máximo de velocidade mais elevado. A mesma diferença se verifica relativamente à duração de cada fase, embora na segunda posição de teste a diferença do tempo na segunda fase seja mínima entre os dois sistemas.

Tabela 1 – Caracterização do movimento com o *switch* a 60% do comprimento do membro superior, na direção da linha média

Parâmetro	Rígido		Dinâmico	
	t0-t1	t1-t2	t0-t1	t1-t2
tFrag (s)	7,84	4,07	5,38	5,17
tTotal (s)	11,91		10,55	
UM	3	3	2	1
Vmax.(mm/s)	236,2	311,3	461,8	301,7
Desloc.(mm)	378,63	330,046	361,6	355,99
D.viaj.(mm)	676,3	416,4	887,4	436,9
ICM	1,79	1,26	0,41	0,81

Na terceira posição de teste (*switch* a 60% do comprimento do braço, na direção do membro contralateral), tanto na primeira como na segunda fase do movimento os valores da velocidade máxima são superiores no SPD, o que corresponde igualmente à menor duração do movimento nas duas fases.

Tabela 2 – Caracterização do movimento com o *switch* a 100% do comprimento do membro superior, na direção da linha média

Parâmetro	Rígido		Dinâmico	
	t0-t1	t1-t2	t0-t1	t1-t2
tFrag (s)	9,62	4,82	8,32	4,86
tTotal (s)	14,44		13,8	
UM	8	6	2	5
Vmax.(mm/s)	239,11	329,38	464,9	194,3
Desloc.(mm)	431,61	385,04	421,24	367,48
D.viaj.(mm)	942,11	478,83	619,9	441,6
ICM	0,46	0,8	0,68	0,8

O número de Unidades de Movimento (UM) também difere entre os dois sistemas, sendo o SPD o que revela menos unidades, na três posições de teste. Com o SPR na terceira posição de teste verificam-se os valores mais elevados, chegando a 8 UM nas duas fases.

Quadro 3 – Caracterização do movimento com o switch a 60% do comprimento do membro superior, na direção do membro contralateral

Parâmetro	Rígido		Dinâmico	
	t0-t1	t1-t2	t0-t1	t1-t2
tFrag (s)	9,11	4,11	4,8	3,59
tTotal (s)	13,22		8,39	
UM	8	8	5	5
Vmax.(mm/s)	154,2	318,3	540,02	449,32
Desloc.(mm)	430,43	412,15	460,94	465,69
D.viaj.(mm)	620,2	517,3	1524,1	582,44
ICM	0,69	0,8	0,3	0,8

Relativamente ao ICM na primeira posição de teste o SPD apresenta, nas duas fases um valor mais próximo de 1, que indica um movimento mais direto entre o ponto de partida e o ponto de chegada. O mesmo acontece para a segunda posição de teste, no entanto na segunda fase do movimento o ICM é igual nos dois sistemas de posicionamento. Já na terceira posição de teste é com o SPR que se verificam valores do ICM mais próximos de 1 na primeira fase e valores semelhantes nos dois sistemas na segunda fase do movimento.

Outro parâmetro analisado foi o deslocamento angular referente ao membro superior e tronco, cujos resultados estão dispostos nos quadros 4, 5 e 6, que correspondem à primeira, segunda e terceira posição de teste, respetivamente. Para a flexão-extensão do ombro e tronco, os valores negativos correspondem aos movimentos de extensão e os positivos aos de flexão. O contrário se aplica para a articulação do cotovelo. No caso da abdução-adução da articulação do ombro a adução assume valores negativos e a abdução valores positivos. Para a rotação do tronco, os valores positivos correspondem a uma rotação no sentido da posição de partida para o *switch* e os valores negativos no sentido oposto.

Tabela 4 – Deslocamentos angulares com o *switch* a 60% do comprimento do membro superior, na direção da linha média

Articulação/Segmento	Movimento	Rígido		Dinâmico	
		t0-t1	t1-t2	t0-t1	t1-t2
Ombro	Flex-Ext	18	-21,1	41,83	-9,36
	Abd-Ad	-51,5	26,3	-33,14	50,58
Cotovelo	Flex-Ext	42,1	-50,2	52,1	-46,3
Tronco	Flex-Ext	-1,32	2,2	-3,66	3,13
	Rotação	2,92	-2,12	41,48	-41,91

Na primeira posição de teste (quadro 4) verifica-se que, para a articulação do ombro, na primeira fase do movimento o maior deslocamento referente à flexão é obtido com o SPD, e na segunda fase o deslocamento angular para a extensão é maior com o SPR. Isto mostra por um lado um maior grau de liberdade do ombro com o SPD e por lado, uma maior dificuldade em retificar a posição na segunda fase do movimento, com este sistema. Os deslocamentos referentes à abdução-adiução do ombro revelam que com o SPR na primeira fase do movimento a participante utilizou maior amplitude de adução do que com o SPD, provavelmente para compensar a pobre rotação do tronco com este sistema (2,92° com o SPR e 41,48° com o SPD). Relativamente à articulação do cotovelo com o SPD o deslocamento angular referente à extensão é maior e a de flexão é menor do que com o SPR. Para a flexão-extensão do tronco os valores indicam uma maior amplitude com o SPD.

Tabela 5 - Deslocamentos angulares com o *switch* a 100% do comprimento do membro superior, na direção da linha média

Articulação/Segmento	Movimento	Rígido		Dinâmico	
		t0-t1	t1-t2	t0-t1	t1-t2
Ombro	Flex-Ext	72,17	-76,21	56,3	-68,1
	Abd-Ad	-81,81	59,07	-49,3	55,3
Cotovelo	Flex-Ext	33,19	-43,5	45,8	-28,6
Tronco	Flex-Ext	-16,95	16,37	-9,42	8,98
	rotação	37,31	-36,84	35,11	-35,42

Na segunda posição de teste, com o SPR encontram-se valores de deslocamentos angulares de flexão-extensão do ombro superiores, bem como de abdução-adução. No entanto, não se verificam grandes diferenças entre os valores de rotação do tronco nos dois sistemas. Para a articulação do cotovelo a diferença dos deslocamentos é semelhante à da primeira posição de teste. No que diz respeito à flexão-extensão do tronco os valores do deslocamento são igualmente superiores com o SPR.

Tabela 6 – Deslocamentos angulares com o *switch* a 60% do comprimento do membro superior, na direção do membro contralateral

Articulação/Segmento	Movimento	Rígido		Dinâmico	
		t0-t1	t1-t2	t0-t1	t1-t2
Ombro	Flex-Ext	71,5	-10,3	62,87	-58,54
	Abd-Ad	-85,3	28	-71,41	75,63
Cotovelo	Flex-Ext	38,6	-51,7	42,86	-46,24
Tronco	Flex-Ext	-4,58	5,36	-24,71	24,18
	Rotação	48,08	-47,46	48,72	-49,32

Por último, na terceira posição de teste o valor para flexão do ombro é mais elevado com o SPR e o de extensão com o SPD. Com o primeiro sistema verifica-se maior deslocamento referente à adução e menor de abdução. Em termos de rotação de tronco não existem grandes diferenças entre os dois sistemas, mas em relação á flexão e extensão observam-se valores superiores com o SPD.

Eletromiografia

Nem todos os músculos analisados revelam sinal eletromiográfico, como consequência do ruído electrónico provocado pelos outros instrumentos, em especial o mapa de pressões que estava mais próximo dos aparelhos de eletromiografia. O ruído levou a aplicação de vários filtros o que pode ter corrompido o sinal elétrico do músculo (Konrad, 2005). Por outro lado, a colocação dos elérodos pode igualmente ter influenciado o sinal uma vez que não foi possível realizar um teste ativo do músculo dadas as características da participante e não terem sido encontrado um protocolo para a colocação de elérodos em músculos patológicos.

Contudo foi possível registar a atividade de alguns músculos em todas as posições de teste, nos dois sistemas. Os quadros 7, 8 e 9 mostram os dados da diferença entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação do músculo, relativamente a cada posição de teste, em que os valores positivos indicam pré ativação do músculo, isto é, quando o músculo ativa antes do início do movimento.

Tabela 7 – Diferenças entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação dos músculos, com o *switch* a 60% do comprimento do membro superior, na direção da linha média

Músculos	Diferenças		
	Rígido	Dinâmico	
Trap Drt	-2,11	-5,19	
Trap Esq	-0,63	-0,73	
Long Drt	-1,09	0,53	
Long Esq	sem sinal	-7,48	
Rect Drt	-2,57	sem sinal	
Rect Esq	0,3	sem sinal	
Oblq Drt	sem sinal	sem sinal	
Oblq Esq	-6,2	-0,13	
tFrag (s)	t0-t1	7,84	5,38
	t1-t2	4,07	5,17

Na primeira posição de teste verifica-se que com o SPR apenas o músculo recto esquerdo foi ativado antes do movimento e com o SPD somente o longuíssimo direito. Com o SPR os músculos foram ativados no início do movimento com exceção dos músculos longuíssimo esquerdo e oblíquo direito que não apresentaram sinal. Com o SPD apenas os músculos trapézio esquerdo, longuíssimo direito e oblíquo esquerdo ativaram no início do movimento. Contudo, com os dois sistemas verifica-se que os músculos ativaram na primeira fase do movimento, com exceção do longuíssimo esquerdo no SPD. De salientar que o músculo oblíquo esquerdo no SPD foi ativado logo no início do movimento (0,13s) enquanto que com o SPR só no final da primeira fase do movimento (6,2s) o músculo é ativado.

Quadro 8 – Diferenças entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação dos músculos, com o *switch* a 100% do comprimento do membro superior, na direção da linha média

Músculos	Diferenças		
	Rígido	Dinâmico	
Trap Drt	-3,93	-0,2	
Trap Esq	sem sinal	-0,81	
Long Drt	-0,14	0,34	
Long Esq	-3,6	-2,37	
Rect Drt	0,32	sem sinal	
Rect Esq	-4,92	-0,62	
Oblq Drt	-0,32	0,2	
Oblq Esq	sem sinal	sem sinal	
tFrag (s)	t0-t1	9,62	8,32
	t1-t2	4,82	4,86

Na segunda posição de teste apenas o músculo recto direito pré ativou com o SPR enquanto que com o SPD pré ativaram os músculos oblíquo e longuíssimo direito. Com os dois sistemas todos os músculos ativaram na primeira fase do movimento, sendo que com o SPD ativaram mais cedo comparativamente com os do SPR.

Quadro 9 – Diferenças entre o tempo do início do movimento e o tempo de ativação dos músculos, com o *switch* a 60% do comprimento do membro superior, na direção do membro contralateral

Músculos	Diferenças		
	Rígido	Dinâmico	
Trap Drt	-6,55	-1,23	
Trap Esq	0,23	0,26	
Long Drt	Sem sinal	-0,67	
Long Esq	Sem sinal	-1,55	
Rect Drt	Sem sinal	Sem sinal	
Rect Esq	Sem sinal	0,26	
Oblq Drt	-2,19	-3,62	
Oblq Esq	-2,63	-1,11	
tFrag (s)	t0-t1	9,11	4,8
	t1-t2	4,11	3,59

Com o *switch* a 60% do comprimento do braço na direção contralateral em ambos os sistemas verificou-se a pré ativação do músculo trapézio esquerdo e para além desse, com o SPD observou-se a pré ativação do recto esquerdo. Igualmente

com os dois sistemas as ativações dos músculos ocorrem na primeira fase do movimento.

Distribuição da Pressão

Os resultados obtidos com o mapa de pressões (tabela 10) mostram diferenças entre os dois sistemas, em todas as posições de teste, sendo que o SPD revela valores mais baixos nos três parâmetros (valor máximo de pressão, média de pressão em todos os sensores e desvio padrão).

Relativamente ao valor máximo de pressão verificou-se que com o SPR esse valor (200mmHg) mantém-se constante nos três momentos (t0, t1 e t2), em todas as posições de teste, indicando um ponto de pressão mantido ao longo do movimento. Com o SPD verifica-se a mesma situação apenas na terceira posição de teste, cujo valor máximo é também de 200 mmHg nos três momentos. Na primeira posição de teste, o valor máximo é mais elevado no início do movimento e é menor no final. Para a posição com o *switch* a 100% do comprimento do braço, na direção da linha média, registou-se o mesmo valor máximo de pressão (200 mmHg) nos momentos t1 e t2 enquanto que no início do movimento esse valor é mais baixo (160,08 mmHg)

Quadro 10 – Resultados do valor máximo, média e desvio padrão da pressão, para as três posições de teste

		Rígido			Dinâmico		
		t0	t1	t2	t0	t1	t2
60%	MAX	200	200	200	140,61	132,69	126,22
	Media	15,14	12,28	14,45	9,83	9,92	9,53
	dp	29,86	26,56	29,95	21,59	21,25	19,84
100%	MAX	200	200	200	160,08	200	200
	Media	14,52	13,04	14,24	11,33	11,41	10,87
	dp	30,08	28,08	32,52	24,52	27,87	26,39
60% ctr	MAX	200	200	200	200	200	200
	Media	15,54	11,69	12,53	12,56	12	12,08
	dp	31,26	29,27	29,7	28,11	28,55	27,5

Com o SPR verifica-se um padrão na distribuição dos valores mais baixos da média e desvio padrão, sendo que, nas três posições de teste, esses valores são registados no momento da ativação do *switch* (momento t1). Porém com o SPD os valores mais baixos desses parâmetros foram observados no momento inicial e final do movimentos, com exceção da última posição de teste, cujo valor mais baixo da média foi registado no momento da ativação do *switch*. Por outro lado, enquanto que com o SPR tanto o menor valor da média como o do desvio padrão ocorreram no mesmo momento, com o SPD esse fenómeno não aconteceu na segunda e terceira posição de teste. Ou seja, com este sistema de posicionamento um valor mais baixo da média, nem sempre corresponde a um menor valor de desvio padrão.

CAPÍTULO IV – DISCUSSÃO

Apesar de os sistemas de posicionamento serem largamente utilizados na prática clínica, pouco é sabido sobre os seus efeitos no desempenho de atividades, na população com Paralisia Cerebral (McDonald & Surtees, 2007). Mais escassos são os estudos que fazem a distinção entre sistemas de posicionamento rígidos e dinâmicos, pelo que não há termo de comparação direta com o este estudo (Cimolin et al., 2009; Hahn et al., 2009). Por outro lado, os estudos encontrados neste campo, que fazem uma avaliação do impacto do sistema de posicionamento nas atividades funcionais, não utilizam informação sobre a qualidade do movimento e ativação muscular para avaliarem e/ou caracterizarem o desempenho. Os que analisam a distribuição da pressão focam-se noutras componentes do sistema que não o assento (Cimolin et al., 2009; McDonald & Surtees, 2007).

Neste estudo, em particular, foram observadas diferenças entre um SPR e um SPD durante o desempenho da tarefa de acionar um *switch BigMack*, com melhoria na qualidade do movimento e na distribuição da pressão com o SPD. Em relação à ativação muscular, não se observaram grandes diferenças entre os dois sistemas. Para além destas diferenças, na mudança do SPR para o SPD, foi imediatamente visível uma melhoria na postura da participante, com um maior alinhamento entre a cabeça, a cintura escapular e a pélvis. Esta mudança na postura permitiu um maior grau de liberdade da articulação do ombro, menor de grau de flexão do cotovelo e diminuição da posteriorização da pélvis, na posição de partida. A postura inicial está relacionada com a qualidade do movimento na tarefa, de acordo com o estudo realizado por van der Heide *et al.* (2005), cujo objetivo era verificar se nas crianças com Paralisia Cerebral as características cinemáticas do controlo postural estavam relacionadas com a qualidade cinemática do movimento de alcançar. Com uma amostra de 58 crianças pré-termo com Paralisia Cerebral (unilateral e bilateral) e 29 crianças com desenvolvimento normal, com idades entre os 2 e os 11 anos, os investigadores concluíram que a posição inicial durante o alcançar diferia entre os dois grupos e que o controlo postural e a qualidade do alcançar estava relacionado com a severidade da Paralisia Cerebral e lesão cerebral, bem como com o grau de espasticidade. Verificaram que as crianças com Paralisia Cerebral assumiam uma posição inicial

com uma pélvis mais reclinada e um tronco colapsado, especialmente as crianças com Paralisia Cerebral bilateral. Segundo Brogren *et al.* (2001) esta posição poderá ser uma estratégia da criança para lidar com a instabilidade postural, uma vez que, com uma pélvis mais reclinada a criança consegue mais facilmente adaptar a atividade muscular às condições do meio. Por outro lado, van der Heide *et al.* (2005) defendem que a maior estabilidade da cabeça e pélvis e maior mobilidade do tronco estão relacionadas com um melhor desempenho. Relativamente à posição inicial com sistemas de posicionamento o estudo de Washington *et al.* (2002) procurou saber os efeitos de um assento moldado (SPR) no alinhamento postural em 4 crianças (9 a 18 meses de idade) com perturbações neurológicas. Os resultados mostraram melhorias no alinhamento postural em todos os sujeitos com o assento moldado em comparação com nenhuma adaptação. No entanto, este estudo utilizou uma amostra pequena, muito jovem e heterogénea, em que apenas dois dos participantes tinham diagnóstico de Paralisia Cerebral. Ainda assim, este estudo mostra que o posicionamento da pélvis é determinante para o alinhamento postural. Outros autores (McDonald & Surtees, 2007) investigaram sistemas de posicionamento que utilizavam apoio de joelhos e apoio lombar para controlar a pélvis, em 23 crianças com Paralisia Cerebral (espástica e distónica) com nível V na classificação GMFCS. Todavia a utilização destes componentes não foi significativa na melhoria da postura, ainda que e se tenha verificado melhoria na posição da pélvis. Estes investigadores verificaram que o apoio dos joelhos estava a ser utilizado como suporte e não como uma intervenção ativa, sugerindo que os sujeitos se tenham acomodado à sua posição com os apoios.

Para a prática da Terapia Ocupacional, no que diz respeito à avaliação de sistemas de posicionamento é importante perceber o impacto destes no desempenho das atividades funcionais, pelo que neste estudo foi analisada uma tarefa que envolve a componente de alcançar, que é transversal a muitas atividades do dia a dia. Essa análise incidiu também como já foi referido, na qualidade do movimento do membro superior e do tronco. Neste parâmetro o estudo mostra que com o SPD o indivíduo aumentou a velocidade do movimento e diminuiu o número de unidades motoras, bem como o tempo total do movimento. De acordo com estudos recentes (Chang *et al.*, 2005; Ronnqvist & Rosblad, 2007) com crianças com Paralisia Cerebral durante uma tarefa de alcançar, estas evidenciam um tempo total de movimento mais longo, velocidades máximas mais baixas e um movimento mais segmentado, em relação a

crianças com desenvolvimento normal. Deste modo, pode-se dizer que os resultados obtidos neste estudo aproximam o movimento no SPD de um padrão mais normalizado, uma vez que é esperado que indivíduos com desenvolvimento normal apresentem valores máximos de velocidade mais elevados, menor duração do movimento e menos unidades de movimento (Chang et al., 2005; Hadders-Algra et al., 2007; Ju et al., 2010; Ronnqvist & Rosblad, 2007).

Todavia, registam-se algumas diferenças entre as posições de teste, com os dois sistemas de posicionamento, relativamente aos parâmetros tempo parcial e ICM. Em relação ao tempo parcial, isto é, a duração de cada fase do movimento, registou-se que com o SPD o tempo na segunda fase de movimento (t_1-t_2) foi superior e a velocidade máxima inferior à fase correspondente com o SPR, para a primeira posição de teste. Esta diferença foi também relatada no estudo de Ju *et al.* (2010) em que, em três tarefas de alcançar em diferentes direções que envolviam igualmente duas fases de movimento (alcançar e voltar a posição inicial), as crianças com desenvolvimento normal demonstraram velocidades máximas inferiores e tempo de movimento superior na fase de retorno à posição inicial. Por outro lado, e uma vez que se trata de uma mudança praticamente instantânea de um sistema para o outro, a jovem não teve tempo de adaptar os seus padrões motores ao novo sistema. Assim, esta diferença pode igualmente dever-se à dificuldade em ajustar a posição depois de um movimento mais exigente em termos posturais, em que o tronco está mais livre para o movimento, como sugerem as diferenças nos valores do deslocamento angular para a flexão-extensão e rotação do tronco, com valores superiores com o SPD. Ainda na primeira posição de teste o ICM foi mais próximo de 1 nas duas fases com o SPD, indicando um movimento mais direto e eficiente (Hadders-Algra et al., 2007; Ronnqvist & Rosblad, 2007; van der Heide et al., 2005).

Na segunda e terceira posição de teste registou-se, na primeira fase do movimento, velocidades máximas superiores e menor tempo de movimento com o SPD enquanto que, na segunda fase a velocidade máxima foi superior com o SPD mas a diferença entre os dois sistemas para o parâmetro tempo de movimento foi mínima. Esta semelhança entre os tempos na segunda fase pode ser devido à elevada exigência em termos posturais (Ju et al., 2010), visto que na segunda posição de teste o *switch* se encontra a uma distância que corresponde ao comprimento do membro superior e

na terceira posição o *switch* foi colocado na direção do membro contralateral. Ambas as posições implicam um maior deslocamento do centro de massa, no sentido anterior para a segunda posição e no sentido medial, com rotação do tronco para a terceira. Isto poderá também explicar a diferença do ICM na posição de teste contralateral que indica um movimento mais direto com SPR. O estudo de Ju et al. (2010) com oito crianças com Paralisia Cerebral (diplegia espástica) e dezasseis crianças com desenvolvimento normal, vem mostrar a relação entre a eficácia do movimento e os desafios ao controlo postural, em que as crianças com Paralisia Cerebral mostraram trajetórias do movimento de alcançar menos eficazes, quando realizados lateral e medialmente ao membro dominante, enquanto que nas crianças com desenvolvimento normal o movimento não foi afetado por essas condições da tarefa. Os autores sugerem que em situações de deslocamento do centro de massa no sentido medial e lateral, os indivíduos com Paralisia Cerebral necessitem sacrificar a eficácia da trajetória do movimento devido ao pobre controlo postural. Todavia, deve-se salientar que este estudo foi realizado com crianças que se sentavam de forma independente num banco, com os pés apoiados no chão e sem qualquer apoio a nível da coluna e membro superior.

A melhoria com o SPD, nos parâmetros acima descritos, é acompanhada por um aumento do deslocamento angular para a extensão do cotovelo, nas três posições de teste. Este parâmetro é apontado por Schneiberg *et al.* (2010) como um indicador fiável da mudança na qualidade do movimento, o que realça a melhoria imediata observada com o SPD. Na primeira posição de teste a jovem mostra maiores deslocamentos angulares do tronco (flexão-extensão e rotação) e menor adução do ombro com o SPD. Esta maior mobilidade do tronco permitiu reduzir a adução e aumentar a flexão do ombro, coincidindo com valores máximos de velocidade superiores e menor tempo de movimento. No entanto, com o *switch* a 100% do comprimento do membro superior, os valores do deslocamento angular com o SPD são inferiores para o ombro e tronco. Isto pode dever-se a dois fatores. O primeiro está relacionado com a distância do *switch* que implica um movimento mais desafiador em termos de controlo postural e a jovem pode não se ter sentido segura na realização da tarefa. Por outro lado, como a participante já tinha experienciado a tarefa com o SPR e não tinha sido capaz de alcançar o *switch*, pode não ter-se sentido capaz de o fazer com o SPD. Na terceira posição de teste verifica-se novamente que

com o SPD há maior mobilidade de tronco. Dos estudos encontrados sobre sistemas de posicionamento apenas dois avaliaram amplitudes de movimento. Hahn *et al.* (2009) determinaram os efeitos de um sistema de posicionamento dinâmico como uma intervenção terapêutica, em doze crianças com Paralisia Cerebral. Avaliaram se as amplitudes de movimento aumentavam a nível da flexão e extensão da articulação coxo-femoral, extensão do joelho e dorsiflexão da articulação tibiotársica. Para tal, o grupo experimental utilizou um sistema de posicionamento com uma configuração dinâmica, que permitia o movimento da anca e joelho dentro dos limites da cadeira enquanto que, no grupo controlo os componentes do sistema estavam bloqueados. Após três sessões de avaliação, separadas por 3 meses, não se verificaram diferenças significativas nos dois grupos. O estudo de Cimolin *et al.* (2009) procurou comparar um sistema de posicionamento dinâmico e rígido, em 10 crianças com Paralisia Cerebral, através de uma análise quantitativa do movimento. Contudo, essa análise referia-se ao movimento durante o padrão de extensão, característico dos indivíduos com distonia, e não a um movimento funcional como o analisado neste estudo. O sistema utilizado permitia uma configuração dinâmica que possibilitava o encosto da cadeira mover-se no sentido posterior, acompanhando o padrão de extensão, e uma configuração rígida sem possibilidade de movimento dessa componente. Os resultados mostraram, com o sistema dinâmico, um aumento do movimento na direção antero-posterior da cabeça e tronco, permitindo à metade superior do corpo inclinar no sentido posterior e depois no sentido anterior para a posição de partida. Por outro lado, o sistema rígido bloqueava o movimento dos participantes, mantendo a estabilidade postural. Para além disso, com o sistema dinâmico observou-se uma redução da transferência dos movimentos no membro superior e melhor coordenação durante o padrão de extensão. Todavia, os resultados obtidos no presente estudo referem-se a dois sistemas bem diferentes entre si em todas as suas componentes. Isto é, foram utilizadas duas cadeiras diferentes, com componentes específicos tanto a nível de materiais como configuração. Há ainda que salientar que neste estudo as mudanças observadas no deslocamento angular acontecerem na passagem imediata de um sistema para ou outro, e que apesar de não ter decorrido tempo suficiente para alterações de padrões de movimento, o maior alinhamento entre segmentos pode ter permitido a realização de movimentos ativos mais amplos e coordenados (Hadders-Algra *et al.*, 2007; van der Heide *et al.*, 2005).

No que diz respeito à ativação muscular e dentro das limitações encontradas neste estudo, não são observadas grandes diferenças entre os dois sistemas, salientando-se apenas que a maioria dos músculos ativaram mais cedo com o SPD. Dada a falta de sinal em alguns músculos nas três posições, não foi possível relacionar o tempo e a ordem de ativação muscular entre os dois sistemas de posicionamento, para se poder afirmar que existem diferenças entre os dois sistemas. Contudo, espera-se que, em indivíduos com Paralisia Cerebral seja observada, geralmente, uma ordem de recrutamento muscular no sentido cranial-caudal dos músculos posturais, durante uma tarefa de alcançar na posição de sentado (de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; Hadders-Algra et al., 2007; van der Heide et al., 2005). Outra característica mencionada na literatura é a pobre co-ativação dos músculos antagonistas durante o alcançar, na posição de sentado (van der Heide et al., 2004). Para além disso, é reconhecido que estes indivíduos têm dificuldades em utilizar a informação da posição inicial do corpo para adaptar a atividade postural durante o alcançar, sendo que nos indivíduos com Paralisia Cerebral bilateral espástica, esta capacidade pode estar ausente. Todavia, são capazes de utilizar a informação do membro superior no alcançar para ajustarem o grau de contração dos músculos posturais específicos na direção (de Graaf-Peters, Blauw-Hospers, et al., 2007; Hadders-Algra et al., 2007; van der Heide et al., 2004). Estas considerações devem ser tidas em conta quando é avaliado um sistema de posicionamento, na medida em que, a suas componentes devam permitir estes pequenos ajustes posturais sem comprometer a funcionalidade do indivíduo. Na pesquisa realizada para este estudo, não foi encontrada literatura sobre os padrões de ativação muscular durante a utilização de sistemas de posicionamento, pelo que é necessário um conhecimento mais aprofundado nesse campo para se poder inferir que tipo de sistema será mais vantajoso nesse sentido.

Por último, relativamente à distribuição da pressão, verifica-se que esta é mais homogénea igualmente com SPD, com valores máximos de pressão mais baixos, bem como média e desvio padrão, em relação ao SPR. Para além disto, a própria distribuição dos valores destes parâmetros pelas fases do movimento, indica que com o SPR a pressão só é aliviada quando a participante alcança o *switch*, isto é, quando há menor superfície de contato com o assento. Enquanto que com o SPD os valores mais baixos dos parâmetros avaliados na distribuição da pressão estão distribuídas pela posição inicial e final. A diferença entre os dois sistemas pode ser explicada pela

constituição dos seus componentes como mostra o estudo de Apatsidis, Solomonidis e Michael (2002). Estes avaliaram a eficácia de quatro materiais na redução do máximo de pressão e redistribuição desse máximo num assento moldado e verificaram que, em comparação com o material do próprio assento, qualquer um dos quatro materiais reduziram o máximo de pressão, destacando-se no entanto a espuma visco-elástica. Neste estudo, o SPR era constituído por um assento moldado em material termomoldável sem revestimento específico para reduzir a pressão, enquanto que o SPD tinha uma almofada constituída por espuma e uma câmara de ar regulável, ajustada à participante. A distribuição da pressão no assento é essencial para evitar lesões como úlceras de pressão e por outro lado, está relacionada com a posição da pélvis que por sua vez é determinante para o alinhamento postural. Na população com desenvolvimento normal alguns estudos mostram que, a cada 8 a 9 minutos os indivíduos mudam de posição, como forma de aliviar a pressão e oxigenar os tecidos. Estes investigadores defendem que os resultados podem servir de referência para sistemas de posicionamento dinâmicos ou intervenções relacionadas com o sentar, para prevenir a formação de úlceras em utilizadores de cadeiras de rodas (Linder-Ganz, Scheinowitz, Yizhar, Margulies, & Gefen, 2007; Reenalda et al., 2009). Relativamente aos estudos com sistemas de posicionamento, como já foi mencionado, estes referem-se à distribuição da pressão sobre outros componentes do sistema. Referindo novamente o estudo de Cimolin *et al.* (2009), onde foi avaliado um sistema de posicionamento rígido e dinâmico, durante o padrão de extensão exibido pelo participantes, os dados obtidos revelam uma diminuição da pressão no encosto do sistema dinâmico. Os autores sugerem que estes resultados estão diretamente relacionados com a redução da intensidade do movimento, que leva à diminuição da dor e a uma melhoria na manutenção da posição ao longo do tempo.

Como já foi referido, há ainda uma lacuna na investigação sobre o impacto dos sistemas de posicionamento nas atividades funcionais, o que compromete a avaliação dos sistemas de posicionamento com base em evidências científicas. Este estudo, tendo em conta que descreve apenas um caso específico, mostra no entanto uma mudança positiva com o SPD, com melhoria da qualidade do movimento e distribuição da pressão, durante atividade. A literatura reconhece todavia vantagens e desvantagens nos dois sistemas. O SPR tende a melhorar o alinhamento pélvico, aumentar a estabilidade postural e a melhorar o *feedback* somatosensorial para além

de ser de fácil fabricação e modificação, fácil de transportar e de possuir uma boa relação custo-eficiência (Washington et al., 2002). Por outro lado, um SPR pela sua configuração e/ou materiais constituintes, não distribui as forças exercidas pelo utilizador, limita o movimento e o crescimento e dificulta as transferências (Hahn et al., 2009; Washington et al., 2002). Por sua vez, os SPD melhoram a distribuição das forças e estabilidade do tronco ao longo do tempo. Não entanto, a sua contribuição para a melhoria do movimento ativo não foi ainda abordada e são equipamentos mais caros em relação aos SPR. Por outro lado, sabendo que os indivíduos com Paralisia Cerebral possuem uma capacidade limitada para modular os ajustes posturais e dadas as características dos sistemas rígidos este podem limitar ainda mais essa capacidade uma vez que não deixam espaço para o ligeiro deslocamento do tronco e membros superiores em relação á pélvis, o que compromete os graus de liberdade das articulações dos membros superiores. Em alternativa os sistemas dinâmicos constituídos por materiais deformáveis que correspondam aos desafios dos ajustes posturais e que permita ao indivíduo alcançar o seu equilíbrio funcional. O desafio está em identificar sistemas de posicionamento que facilitem o equilíbrio de forças e o controlo postural, sem comprometer o potencial de deslocação dos segmentos do corpo, como o dos membros superiores no movimento de alcançar.

Por fim, reconhecendo que nos indivíduos com Paralisia Cerebral o treino de equilíbrio resulta na melhoria da especificidade da direção do ajustes posturais, num recrutamento mais rápido e mais frequente no sentido caudal-cranial dos músculos posturais e na melhoria da capacidade de modulação do grau de contração muscular (Woollacott et al., 2005), faz sentido termos em conta o SPD como instrumento de intervenção. Dadas as suas propriedades o SPD oferece maior mobilidade do tronco, sem comprometer a estabilidade da pélvis, potenciando um movimento mais amplo do membro superior, como foi observado neste estudo. Todavia, no desempenho da participante nas posições de teste mais exigentes em termos posturais, verificaram-se algumas diferenças entre os sistemas que podem indicar maior dificuldade de controlo postural com o SPD. Pelo que seria interessante verificar se com a continua utilização desse sistema, o desempenho ao longo do tempo iria melhorar em termos de qualidade de movimento e controlo postural.

CONCLUSÃO

O estudo mostra que a mudança para o SPD proporcionou, de acordo com os parâmetros avaliados, uma melhoria da qualidade do movimento e na distribuição da pressão. Relativamente aos tempos e à ordem de ativação muscular não foram encontradas grandes diferenças entre os dois sistemas.

Os resultados obtidos em termos de ativação muscular podem dever-se a uma das limitações deste estudo, que diz respeito ao protocolo experimental. Neste não foi considerada a influência do ruído electrónico na eletromiografia, pelo que na análise dos dados foram aplicados vários filtros que podem ter comprometido o sinal eléctrico do músculo. Por outro lado, a colocação dos eléctrodos pode igualmente ter influenciado o sinal, uma vez que não foi possível realizar um teste ativo dos músculos, pelas características da participante, e não ter sido encontrado um protocolo para a colocação de eléctrodos em músculos patológicos. Outra limitação encontrada na realização deste estudo relacionada com o protocolo experimental, foi o fato da distância na segunda posição de teste (100% do comprimento do braço) não ser alcançável para a participante. A distância para esta posição foi pensada para analisar o tronco numa situação postural mais desafiadora. Mas o fato da jovem não ter sido capaz de acionar o *switch* com o SPR pode-a ter levado a não se sentir capaz de o fazer com o SPD, influenciando o seu desempenho.

Todavia, deve ser salientado que as mudanças positivas com o SPD referem-se a este caso em particular e foram observadas na passagem instantânea de um sistema para o outro. São ainda necessários estudos futuros nesta área, com amostras mais significativas que permitam a generalização de resultados. Por outro lado, seria igualmente importante avaliar o impacto do uso continuado do SPD na qualidade do movimento e controlo postural. Os resultados deste estudo são também importantes para evidenciar a necessidade de uma avaliação baseada na evidencia que sustente o terapeuta ocupacional na escolha de um sistema de posicionamento adequado às necessidades do cliente, equilibrando conforto e funcionalidade.

BIBLIOGRAFIA

- ALEXANDER, R., BOEHME, R., & CUPPS, B. (1993). *NORMAL DEVELOPMENT OF FUNCTIONAL MOTOR SKILLS*. USA: THERAPY SKILL BUILDERS.
- AOTA. (2008). OCCUPATIONAL THERAPY PRACTICE FRAMEWORK: DOMAIN AND PROCESS 2ND EDITION. *AMERICAN JOURNAL OF OCCUPATIONAL THERAPY*, 62(6), 625-683.
- APATSIDIS, D. P., SOLOMONIDIS, S. E., & MICHAEL, S. M. (2002). PRESSURE DISTRIBUTION AT THE SEATING INTERFACE OF CUSTOM-MOLDED WHEELCHAIR SEATS: EFFECT OF VARIOUS MATERIALS. [COMPARATIVE STUDY]. *ARCH PHYS MED REHABIL*, 83(8), 1151-1156.
- BIGONGIARI, A., DE ANDRADE E SOUZA, F., FRANCIULLI, P. M., NETO SEL, R., ARAUJO, R. C., & MOCHIZUKI, L. (2011). ANTICIPATORY AND COMPENSATORY POSTURAL ADJUSTMENTS IN SITTING IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *HUM MOV SCI*, 30(3), 648-657. DOI: 10.1016/J.HUMOV.2010.11.006
- BLAIR, E., & WATSON, L. (2006). EPIDEMIOLOGY OF CEREBRAL PALSY. [REVIEW]. *SEMIN FETAL NEONATAL MED*, 11(2), 117-125. DOI: 10.1016/J.SINY.2005.10.010
- BLUNDELL, S. W., SHEPHERD, R. B., DEAN, C. M., ADAMS, R. D., & CAHILL, B. M. (2003). FUNCTIONAL STRENGTH TRAINING IN CEREBRAL PALSY: A PILOT STUDY OF A GROUP CIRCUIT TRAINING CLASS FOR CHILDREN AGED 4-8 YEARS. [CLINICAL TRIAL]. *CLIN REHABIL*, 17(1), 48-57.
- BROGREN, E., FORSSBERG, H., & HADDERS-ALGRA, M. (2001). INFLUENCE OF TWO DIFFERENT SITTING POSITIONS ON POSTURAL ADJUSTMENTS IN CHILDREN WITH SPASTIC DIPLEGIA. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *DEV MED CHILD NEUROL*, 43(8), 534-546.
- BROGREN, E., HADDERS-ALGRA, M., & FORSSBERG, H. (1998). POSTURAL CONTROL IN SITTING CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T REVIEW]. *NEUROSCI BIOBEHAV REV*, 22(4), 591-596.
- . CEMAH (2008) CONSULTADO A 20/05, 2011, EM <http://www.estsp.ipp.pt/index.php/cemah>
- CHANG, J. J., WU, T. I., WU, W. L., & SU, F. C. (2005). KINEMATICAL MEASURE FOR SPASTIC REACHING IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. [CLINICAL TRIAL CONTROLLED CLINICAL TRIAL RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *CLIN BIOMECH (BRISTOL, AVON)*, 20(4), 381-388. DOI: 10.1016/J.CLINBIOMECH.2004.11.015
- CIMOLIN, V., PICCININI, L., AVELLIS, M., CAZZANIGA, A., TURCONI, A. C., CRIVELLINI, M., & GALLI, M. (2009). 3D-QUANTITATIVE EVALUATION OF A RIGID SEATING SYSTEM AND DYNAMIC SEATING SYSTEM USING 3D MOVEMENT ANALYSIS IN INDIVIDUALS WITH DYSTONIC TETRAPARESIS. [COMPARATIVE STUDY]. *DISABIL REHABIL ASSIST TECHNOL*, 4(6), 422-428. DOI: 10.3109/17483100903254553
- COOK, A., & HUSSEY, S. (2002). *ASSESTIVE TECHONOLOGIES: PRINCIPLES AND PRACTISE* (2ND ED.). USA: MOSBY.
- CRISWELL, E. (ED.). (2011). *CRAM'S INTRODUCTION TO SURFACE ELECTROMYOGRAPHY* (2ª ED.). EUA: JONES AND BARTLETT PUBLISHERS.
- DAVIDS, K., GLAZIER, P., ARAUJO, D., & BARTLETT, R. (2003). MOVEMENT SYSTEMS AS DYNAMICAL SYSTEMS, THE FUNCTIONAL ROLE OF VARIABILITY AND ITS IMPLICATIONS FOR SPORTS MEDICINE. *SPORTS MED*, 33(4), 245-260.
- DE GRAAF-PETERS, V. B., BAKKER, H., VAN EYKERN, L. A., OTTEN, B., & HADDERS-ALGRA, M. (2007). POSTURAL ADJUSTMENTS AND REACHING IN 4- AND 6-MONTH-OLD INFANTS: AN EMG AND KINEMATICAL STUDY. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *EXP BRAIN RES*, 181(4), 647-656. DOI: 10.1007/s00221-007-0964-6
- DE GRAAF-PETERS, V. B., BLAUW-HOSPERS, C. H., DIRKS, T., BAKKER, H., BOS, A. F., & HADDERS-ALGRA, M. (2007). DEVELOPMENT OF POSTURAL CONTROL IN TYPICALLY DEVELOPING CHILDREN AND CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: POSSIBILITIES FOR INTERVENTION? [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T REVIEW]. *NEUROSCI BIOBEHAV REV*, 31(8), 1191-1200. DOI: 10.1016/J.NEUBIOREV.2007.04.008
- DE POY, E., & GITLIN, L. (1998). *INTRODUCTION TO RESEARCH - UNDERSTANDING AND APPLYING STRATAGIES* (2ND ED.). USA: MOSBY.
- DEAN, C., SHEPHERD, R., & ADAMS, R. (1999). SITTING BALANCE I: TRUNK-ARM COORDINATION AND THE CONTRIBUTION OF THE LOWER LIMBS DURING SELF-PACED REACHING IN SITTING. [COMPARATIVE STUDY RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *GAIT POSTURE*, 10(2), 135-146.
- ENGSTROM, B. (2002). *ERGONOMIC SEATING A TRUE CHALLENGE - WHEN USING WHEELCHAIRS* (2ND ED.). GERMANY: MEDIO DUCK & LOGISTIC GMBH.

- FARLEY, R., CLARK, J., DAVIDSON, C., EVANS, G., MACLENNAN, K., MICHAEL, S., . . . THORPE, S. (2003). WHAT IS THE EVIDENCE FOR THE EFFECTIVENESS OF POSTURAL MANAGEMENT? *INTERNATIONAL JOURNAL OF THERAPY AND REHABILITATION*, 10(10), 449-455.
- GALLAHVE, D., & OZMAN, J. (2006). *UNDERSTANDING MOTOR DEVELOPMENT, INFANTS, CHILDREN, ADULTS*. (6TH ED.). SINGAPORE: MCGRAW-HILL INTERNATIONAL.
- GODINHO, M. (2002). *CONTROLO MOTOR E APRENDIZAGEM. FUNDAMENTOS E APLICAÇÕES*. (2ª ED.). LISBOA: FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA.
- HADDERS-ALGRA, M., VAN DER FITS, I. B., STREMMELAAR, E. F., & TOUWEN, B. C. (1999). DEVELOPMENT OF POSTURAL ADJUSTMENTS DURING REACHING IN INFANTS WITH CP. *DEV MED CHILD NEUROL*, 41(11), 766-776.
- HADDERS-ALGRA, M., VAN DER HEIDE, J. C., FOCK, J. M., STREMMELAAR, E., VAN EYKERN, L. A., & OTTEN, B. (2007). EFFECT OF SEAT SURFACE INCLINATION ON POSTURAL CONTROL DURING REACHING IN PRETERM CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *PHYS THER*, 87(7), 861-871.
- HAHN, E. M., SIMKINS, L. S., GARDNER, K. J., & KAUSHIK, G. (2009). A DYNAMIC SEATING SYSTEM FOR CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *JOURNAL OF MUSCULOSKELETAL RESEARCH*, 12(1), 21-30.
- HEALY, A., RAMSEY, C., & SEXSMITH, E. (1997). POSTURAL SUPPORT SYSTEMS: THEIR FABRICATION AND FUNCTIONAL USE. *DEV MED CHILD NEUROL*, 39(10), 706-710.
- HEDBERG, A., FORSSBERG, H., & HADDERS-ALGRA, M. (2004). POSTURAL ADJUSTMENTS DUE TO EXTERNAL PERTURBATIONS DURING SITTING IN 1-MONTH-OLD INFANTS: EVIDENCE FOR THE INNATE ORIGIN OF DIRECTION SPECIFICITY. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *EXP BRAIN RES*, 157(1), 10-17. DOI: 10.1007/s00221-003-1811-z
- JU, Y.-H., YOU, J.-Y., & CHERNG, R.-J. (2010). EFFECT OF TASK CONSTRAIN ON REACHING IN CHILDREN WITH SPASTIC DIPLEGIC CEREBRAL PALSY. *RESEARCH IN DEVELOPMENTAL DISABILITIES*, 31, 1076-1082.
- KAMM, K., THELEN, E., & JENSEN, J. L. (1990). A DYNAMICAL SYSTEMS APPROACH TO MOTOR DEVELOPMENT. *JOURNAL OF THE AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION*(70), 763-775.
- KIELHOFNER, G. (2008). *MODEL OF HUMAN OCCUPATION: THEORY AND APPLICATION* (4TH ED.). USA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.
- KONRAD, P. (2005). *ABC OF EMG A PRATICAL INTRODUCTION TO KINESIOLOGICAL ELECTROMYOGRAPHY*
- LACOSTE, M., THERRIEN, M., COTE, J. N., SHRIER, I., LABELLE, H., & PRINCE, F. (2006). ASSESSMENT OF SEATED POSTURAL CONTROL IN CHILDREN: COMPARISON OF A FORCE PLATFORM VERSUS A PRESSURE MAPPING SYSTEM. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T VALIDATION STUDIES]. *ARCH PHYS MED REHABIL*, 87(12), 1623-1629. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.08.344
- LINDER-GANZ, E., SCHEINOWITZ, M., YIZHAR, Z., MARGULIES, S. S., & GEFEN, A. (2007). HOW DO NORMALS MOVE DURING PROLONGED WHEELCHAIR-SITTING? [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *TECHNOL HEALTH CARE*, 15(3), 195-202.
- MACKEY, A. H., MILLER, F., WALT, S. E., WAUGH, M.-C., & STOTT, N. S. (2008). USE OF THREE-DIMENSIONAL KINEMATIC ANALYSIS FOLLOWING UPPER LIMB BOTULINUM TOXIN A FOR CHILDREN WITH HEMIPLEGIA. *EUROPEAN JOURNAL OF NEUROLOGY*, 15, 1191-1198.
- MAGILL, R. (2007). *MOTOR LEARNING AND CONTROL: CONCEPTS AND APPLIATIONS* (8TH ED.). USA: MCGRAW-HILL INTERNATIONAL EDITION.
- MASSION, J. (1998). POSTURAL CONTROL SYSTEMS IN DEVELOPMENTAL PERSPECTIVE. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T REVIEW]. *NEUROSCI BIOBEHAV REV*, 22(4), 465-472.
- MCDONALD, R. L., & SURTEES, R. (2007). LONGITUDINAL STUDY EVALUATING A SEATING SYSTEM USING A SACRAL PAD AND KNEEBLOCK FOR CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *DISABIL REHABIL*, 29(13), 1041-1047. DOI: 779966194 [pii] 10.1080/09638280600943087
- . MISSÃO. (2009) CONSULTADO A 20/05, 2011, EM <http://www.boavistasolutions.eu/pt/empresa/missao.html>
- MORTON, R. (2001). DIAGNOSIS AND CLASSIFICATION OF CEREBRAL PALSY. *CURRENT PAEDIATRICS*, (11), 64-67. RETRIEVED FROM <http://www.ideallibrary.com>
- NWAABI, O. M., & SMITH, P. D. (1986). EFFECT OF ADAPTIVE SEATING ON PULMONARY FUNCTION OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *DEV MED CHILD NEUROL*, 28(3), 351-354.
- O'SHEA, M. (2008). CEREBRAL PALSY. *SEMIN PERINATOL*, 32(1), 35-41.
- OSTENSJO, S., CARLBERG, E. B., & VOLLESTAD, N. K. (2005). THE USE AND IMPACT OF ASSISTIVE DEVICES AND OTHER ENVIRONMENTAL MODIFICATIONS ON EVERYDAY ACTIVITIES AND CARE IN

- YOUNG CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *DISABIL REHABIL*, 27(14), 849-861. doi: 10.1080/09638280400018619
- PALISANO, R., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL, D., WOOD, E., & GALUPPI, B. (1997). DEVELOPMENT AND RELIABILITY OF A SYSTEM TO CLASSIFY GROSS MOTOR FUNCTION IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T RESEARCH SUPPORT, U.S. GOV'T, P.H.S.]. *DEV MED CHILD NEUROL*, 39(4), 214-223.
- PETERSEN, M. C., KUBE, D. A., & PALMER, F. B. (1998). CLASSIFICATION OF DEVELOPMENTAL DELAYS. *SEMIN PEDIATR NEUROL*, 5(1), 2-14.
- PETUSKEY, K., BAGLEY, A., ABDALA, E., JAMES, M. A., & RAB, G. (2007). UPPER EXTREMITY KINEMATICS DURING FUNCTIONAL ACTIVITIES: THREE-DIMENSIONAL STUDIES IN A NORMAL PEDIATRIC POPULATION. *GAIT POSTURE*, 25(4), 573-579. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.06.006
- PREVALENCE AND CHARACTERISTICS OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY IN EUROPE. (2002). *DEV MED CHILD NEUROL*, 44(9), 633-640.
- PROSSER, L. A., LEE, S. C., BARBE, M. F., VANSANT, A. F., & LAUER, R. T. (2010). TRUNK AND HIP MUSCLE ACTIVITY IN EARLY WALKERS WITH AND WITHOUT CEREBRAL PALSY--A FREQUENCY ANALYSIS. [RESEARCH SUPPORT, N.I.H., EXTRAMURAL RESEARCH SUPPORT, N.I.H., INTRAMURAL]. *J ELECTROMYOGR KINESIOL*, 20(5), 851-859. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.04.005
- REDSTONE, F., & WEST, J. F. (2004). THE IMPORTANCE OF POSTURAL CONTROL FOR FEEDING. [REVIEW]. *PEDIATR NURS*, 30(2), 97-100.
- REENALDA, J., VAN GEFFEN, P., NEDERHAND, M., JANNINK, M., M, I. J., & RIETMAN, H. (2009). ANALYSIS OF HEALTHY SITTING BEHAVIOR: INTERFACE PRESSURE DISTRIBUTION AND SUBCUTANEOUS TISSUE OXYGENATION. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *J REHABIL RES DEV*, 46(5), 577-586.
- RIGBY, P. J., RYAN, S. E., & CAMPBELL, K. A. (2009). EFFECT OF ADAPTIVE SEATING DEVICES ON THE ACTIVITY PERFORMANCE OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *ARCH PHYS MED REHABIL*, 90(8), 1389-1395. doi: S0003-9993(09)00311-6 [pii] 10.1016/j.apmr.2009.02.013
- ROBERTSON, D., CALDWELL, G., HAMILL, J., KAMEN, G., & WHITTLESEY, S. (2004). *RESEARCH METHODS IN BIOMECHANICS*. USA: HUMAN KINETICS.
- RONNQVIST, L., & ROSBLAD, B. (2007). KINEMATIC ANALYSIS OF UNIMANUAL REACHING AND GRASPING MOVEMENTS IN CHILDREN WITH HEMIPLEGIC CEREBRAL PALSY. [RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *CLIN BIOMECH (BRISTOL, AVON)*, 22(2), 165-175. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.004
- ROSENBAUM, P., PANETH, N., LEVITON, A., GOLDSTEIN, M., BAX, M., DAMIANO, D., . . . JACOBSSON, B. (2007). A REPORT: THE DEFINITION AND CLASSIFICATION OF CEREBRAL PALSY APRIL 2006. *DEV MED CHILD NEUROL SUPPL*, 109, 8-14.
- SAAVEDRA, S., JOSHI, A., WOOLLACOTT, M., & VAN DONKELAAR, P. (2009). EYE HAND COORDINATION IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *EXP BRAIN RES*, 192(2), 155-165. doi: 10.1007/s00221-008-1549-8
- SAAVEDRA, S., WOOLLACOTT, M., & VAN DONKELAAR, P. (2009). HEAD STABILITY DURING QUIET SITTING IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: EFFECT OF VISION AND TRUNK SUPPORT. *EXP BRAIN RES*, 201(1), 13-23. doi: 10.1007/s00221-009-2001-4
- SAETHER, R., & JORGENSEN, L. (2010). INTRA- AND INTER-OBSERVER RELIABILITY OF THE TRUNK IMPAIRMENT SCALE FOR CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *RES DEV DISABIL*, 32(2), 727-739. doi: S0891-4222(10)00268-4 [pii] 10.1016/j.ridd.2010.11.007
- SCHNEIBERG, S., MCKINLEY, P., GISEL, E., SVEISTRUP, H., & LEVIN, M. F. (2010). RELIABILITY OF KINEMATIC MEASURES OF FUNCTIONAL REACHING IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. [EVALUATION STUDIES RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T]. *DEV MED CHILD NEUROL*, 52(7), e167-173. doi: 10.1111/j.1469-8749.2010.03635.x
- SCPE. SCPE CLASSIFICATION FOR CEREBRAL PALSY, BASED ON CLINICAL FEATURES CONSULTADO A 20 DE JUNHO, 2008, EM http://www-rheop.ujf-grenoble.fr/scpe2/site_scpe/index.php
- SHUMWAY-COOK, A., & WOOLLACOTT, M. (2007). *MOTOR CONTROL: TRANSLATING RESEARCH INTO CLINICAL PRACTISE* (3RD ED.). USA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.
- SIEKMAN, A. (2000). *DEVELOPMENT AND USE OF DYNAMIC SEATING FOR RECREATIONAL AND EVERYDAY USE*. PAPER PRESENTED AT THE TECHNOLOGY FOR THE NEW MILLENNIUM, ORLANDO, FLORIDA.

- STANGER, M., & ORESIC, S. (2003). REHABILITATION APPROACHES FOR CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: OVERVIEW. *J CHILD NEUROL*, 18 SUPPL 1, S79-88.
- STEENBERGEN, B., VAN THIEL, E., HULSTIJN, W., & MEULENBROEK, R. G. (2000). THE COORDINATION OF REACHING AND GRASPING IN SPASTIC HEMIPARESIS. *HUM MOV SCI*, 19, 75-105.
- TYLDESLEY, B., & GRIEVE, J. I. (2002). *MUSCLES, NERVES & MOVEMENT IN HUMAN OCCUPATION* (3RD ED.). USA: BLACKWELL PUBLISHING.
- VAN DER FITS, I. B., KLIP, A. W., VAN EYKERN, L. A., & HADDERS-ALGRA, M. (1999). POSTURAL ADJUSTMENTS DURING SPONTANEOUS AND GOAL-DIRECTED ARM MOVEMENTS IN THE FIRST HALF YEAR OF LIFE. [CLINICAL TRIAL]. *BEHAV BRAIN RES*, 106(1-2), 75-90.
- VAN DER FITS, I. B., OTTEN, E., KLIP, A. W., VAN EYKERN, L. A., & HADDERS-ALGRA, M. (1999). THE DEVELOPMENT OF POSTURAL ADJUSTMENTS DURING REACHING IN 6- TO 18-MONTH-OLD INFANTS. EVIDENCE FOR TWO TRANSITIONS. *EXP BRAIN RES*, 126(4), 517-528.
- VAN DER HEIDE, J. C., BEGEER, C., FOCK, J. M., OTTEN, B., STREMMELAAR, E., VAN EYKERN, L. A., & HADDERS-ALGRA, M. (2004). POSTURAL CONTROL DURING REACHING IN PRETERM CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *DEV MED CHILD NEUROL*, 46(4), 253-266.
- VAN DER HEIDE, J. C., FOCK, J. M., OTTEN, B., STREMMELAAR, E., & HADDERS-ALGRA, M. (2005). KINEMATIC CHARACTERISTICS OF POSTURAL CONTROL DURING REACHING IN PRETERM CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY. *PEDIATR RES*, 58(3), 586-593.
- VAN DER HEIDE, J. C., OTTEN, B., VAN EYKERN, L. A., & HADDERS-ALGRA, M. (2003). DEVELOPMENT OF POSTURAL ADJUSTMENTS DURING REACHING IN SITTING CHILDREN. *EXP BRAIN RES*, 151(1), 32-45.
- VAN ROON, D., STEENBERGEN, B., & MEULENBROEK, R. G. (2004). TRUNK RECRUITMENT DURING SPOON USE IN TETRAPARETIC CEREBRAL PALSY. *EXP BRAIN RES*, 155(2), 186-195. DOI: 10.1007/s00221-003-1716-x
- VAN ROON, D., STEENBERGEN, B., & MEULENBROEK, R. G. (2005). TRUNK USE AND CO-CONTRACTION IN CEREBRAL PALSY AS REGULATORY MECHANISMS FOR ACCURACY CONTROL. *NEUROPSYCHOLOGIA*, 43(4), 497-508. DOI: S0028-3932(04)00190-3 [pii] 10.1016/J.NEUROPSYCHOLOGIA.2004.07.014
- WASHINGTON, K., DEITZ, J. C., WHITE, O. R., & SCHWARTZ, I. S. (2002). THE EFFECTS OF A CONTOURED FOAM SEAT ON POSTURAL ALIGNMENT AND UPPER-EXTREMITY FUNCTION IN INFANTS WITH NEUROMOTOR IMPAIRMENTS. [CLINICAL TRIAL CONTROLLED CLINICAL TRIAL RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T RESEARCH SUPPORT, U.S. GOV'T, NON-P.H.S.]. *PHYS THER*, 82(11), 1064-1076.
- WOOLLACOTT, M., SHUMWAY-COOK, A., HUTCHINSON, S., CIOL, M., PRICE, R., & KARTIN, D. (2005). EFFECT OF BALANCE TRAINING ON MUSCLE ACTIVITY USED IN RECOVERY OF STABILITY IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: A PILOT STUDY. [CLINICAL TRIAL COMPARATIVE STUDY RESEARCH SUPPORT, N.I.H., EXTRAMURAL RESEARCH SUPPORT, NON-U.S. GOV'T RESEARCH SUPPORT, U.S. GOV'T, P.H.S.]. *DEV MED CHILD NEUROL*, 47(7), 455-461.