

Ana
Antunes



Efetividade do Biofeedback Cinemático Tridimensional no Desempenho
de Exercícios Escápulo-torácicos

Ana Donzília Neto
Antunes

**Efetividade do Biofeedback
Cinemático Tridimensional no
Desempenho de Exercícios
Escápulo-torácicos**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia
Relatório de Projeto de Investigação

Dezembro, 2013

2013

Relatório do Projeto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Ricardo Matias e co-orientação da Professora Doutora Maria Filomena Carnide.

DECLARAÇÕES

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

O candidato,

Setúbal, de de

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação se encontra em condições de ser apresentado a provas públicas.

O(A) orientador(a),

Setúbal, de de

“Não é o trabalho, mas o saber trabalhar, que é o segredo do êxito no trabalho. Saber trabalhar quer dizer: não fazer um esforço inútil, persistir no esforço até ao fim, e saber reconstruir uma orientação quando se verificou que ela era, ou se tornou, errada”.

(Fernando Pessoa)

AGRADECIMENTOS

A concretização deste projeto de investigação traduz um longo percurso de aprendizagem e desenvolvimento a nível pessoal e profissional, que apenas foi possível graças ao apoio de diversas pessoas, às quais dirijo os meus sinceros agradecimentos e distingo pela sua amizade.

Começo por agradecer às duas pessoas tão importantes na minha vida, a quem devo tudo o que alcancei até hoje. Foram as pessoas que me ensinaram a ser uma verdadeira lutadora. É com muito orgulho que me refiro aos meus queridos pais, Luís e Celeste, por quem nutro um enorme carinho e amor incondicional.

Agradeço também à minha irmã e cunhado pela força que me transmitiram e pelas palavras de incentivo, que muitas vezes me ajudaram a transpor alguns obstáculos. Aos meus avós, os meus segundos pais, por serem o meu exemplo de vida e me fazerem sorrir nos momentos necessários. Ao Luís André e família pelo apoio incondicional, por se mostrarem sempre compreensivos e disponíveis para ajudar.

É com grande prazer que também agradeço a toda a equipa de docentes desta edição de Mestrado, em especial ao Professor Doutor Ricardo Matias, que me ajudou a conquistar este desafio. Foi a pessoa que me incentivou a progredir e a crescer neste processo e por quem sustento uma enorme admiração. Obrigada pela sua paciência e dedicação. Ao Professor Doutor Eduardo Cruz e Mestre Isabel Bastos de Almeida, pela eterna simpatia, por mostrarem uma enorme disponibilidade e uma prática profissional exemplar.

Destaco igualmente a Professora Doutora Filomena Carnide e Professora Doutora Teresa Figueiredo, pela transmissão de conhecimentos e incansável disponibilidade.

Agradeço também aos meus colegas do Mestrado, que me mostraram como é bom trabalhar em equipa e o quanto podemos crescer com essa experiência, especialmente à Joana Rosa.

Não poderia jamais esquecer os meus amigos Rita Carrasqueira, Rita Machado, Ricardo Barbosa e Sérgio Nuno. É muito gratificante quando percebemos que temos amigos verdadeiros, que estão presentes em todos os momentos importantes.

Por fim, agradeço à Clínica São João de Deus, aos meus colegas e aos meus doentes, pela flexibilidade nos horários, apoio e compreensão nos momentos em que precisei de me ausentar. Agradeço também a todas as pessoas que fizeram parte da minha amostra, permitindo a realização deste estudo.

Esta é a homenagem que dedico a todas as pessoas que acreditaram em mim e me ajudaram a transformar os meus dias em conquistas. Agradecer foi a forma que encontrei de reconhecer o bem que vocês me fizeram. Por isso, agradeço-vos por tudo o que fizeram por mim.

Muito obrigada!

RESUMO

EFETIVIDADE DO BIOFEEDBACK CINEMÁTICO TRIDIMENSIONAL NO DESEMPENHO DE EXERCÍCIOS ESCÁPULO-TORÁDICOS

ANA ANTUNES & RICARDO MATIAS

PALAVRAS-CHAVE: Biofeedback, Estabilidade Escápulo-torácica, (Re)aprendizagem Motora, Fisioterapia.

Desenho do estudo: Estudo quantitativo, experimental, randomizado, controlado, prospetivo e com um desenho analítico. **Objetivos:** Avaliar a efetividade do Biofeedback Cinemático tridimensional na transferência de (re)aprendizagem e na melhoria da qualidade do movimento de exercícios focados na omoplata, durante a flexão simples do ombro e simulação da atividade de beber um copo de água. **Enquadramento:** O Biofeedback Cinemático tridimensional pode ajudar a identificar os distúrbios do movimento escapular e ajudar os sujeitos no processo de (re)aprendizagem motora, facilitando alterações nas funções fisiológicas e biomecânicas através do fornecimento em tempo real de informação de retorno extrínseca sobre o desempenho imediatamente após a execução de uma tarefa. Este torna-se um aspeto importante, uma vez que a eficácia dos seus efeitos irá facilitar o processo de tomada de decisão clínica e a quantificação do movimento humano no desempenho observado. **Métodos:** Trinta adultos saudáveis foram igualmente distribuídos de forma aleatória em dois grupos. Os sensores eletromagnéticos colocados na pele permitiram a reconstrução dos segmentos do tórax, omoplata e do úmero e a descrição tridimensional dos ângulos escápulo-torácicos após a reconstrução dos movimentos do membro superior, durante as duas atividades. O protocolo de recolha cinemática seguiu as recomendações da *International Society Biomechanics*. Foram recolhidos os ângulos de Euler de protração, rotação superior e báscula posterior da omoplata. Apenas o grupo experimental teve acesso a Biofeedback Cinemático. A eficácia da execução dos exercícios foi determinada pela distância ao percurso ideal e pela distância à posição alvo. **Resultados:** Verificou-se significância estatística no grupo experimental nos resultados da distância ao percurso ideal ($z = -2,22$, $p = 0,027$; $t = 2,305$, $p = 0,037$), quando comparados com as condições pré exercício. **Conclusão:** Os resultados deste estudo demonstraram que a qualidade de execução dos exercícios focados na omoplata aumentou com o uso de Biofeedback Cinemático tridimensional fornecido em tempo real e que ocorre transferência de (re)aprendizagem após uma intervenção específica de controlo motor.

ABSTRACT

EFFECTIVENESS OF TREE-DIMENSIONAL KINEMATIC BIOFEEDBACK ON THE PERFORMANCE OF SCAPULA-FOCUSED EXERCISES

ANA ANTUNES & RICARDO MATIAS

KEYWORDS: Biofeedback, Scapulothoracic Stability, Motor (Re)learning, Physiotherapy

Study Design: Quantitative, experimental, randomized, controlled and prospective study, with an analytical design. **Objectives:** This study assessed the effectiveness of three-dimensional Kinematic Biofeedback on motor (re)learning transfer and on the quality of the scapula-focused exercises execution, during shoulder flexion and mimic drinking a glass of water activity. **Background:** Three-dimensional Kinematic Biofeedback can help identify scapular movement disorders and assist the subjects' motor (re)learning process by facilitating changes in physiological and biomechanical function through real-time knowledge of performance immediately after a task execution. This becomes important to monitor to help subjects achieve rehabilitation motor (re)learning goals and improve rehabilitation decision-making process by quantifying human movement performance. **Material and Methods:** Thirty healthy adults were randomly and equally distributed into two groups. Skin-mounted sensors allowed tracking of the thorax, scapula and humerus, and scapulothoracic tree-dimensional angles were computed after reconstructing upper-extremity motions during the two activities. The protocol of kinematics data collection followed the International Society Biomechanics recommendations. Protraction, Superior rotation, and scapular posterior tilt Euler angles were recorded. Only the experimental group had access to Kinematic Biofeedback. The distance to the best path and the distance to the target position determined the effectiveness of the exercise execution. **Results:** It was found statistical significance differences within the experimental group on the distance to the best path results ($z = -2.22$; $p = 0.027$; $t = 2.305$; $p = 0.037$), when compared to the pre-exercise condition. **Conclusion:** The results of this study demonstrate that the execution quality of scapula-focused exercises benefits of real-time three-dimensional Kinematic Biofeedback and that transfer of (re)learning occurs with a specific motor training intervention.

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	4
2.1 Epidemiologia das Disfunções do Complexo Articular do Ombro	4
2.2 Estabilidade Dinâmica do Complexo Articular do Ombro	5
2.3 Descrição do Movimento do Complexo Articular do Ombro.....	11
2.4 Exercícios focados na Estabilidade Dinâmica Escápulo-torácica	14
2.5 (Re)aprendizagem e Controlo Motor	17
2.5.1 Informação de Retorno	21
2.5.2 Biofeedback Cinemático Tridimensional.....	23
2.5.3 Fatores que Influenciam a (Re)aprendizagem Motora	24
2.5.4 Fases de (Re)aprendizagem Motora	27
2.5.5 Teorias de (Re)aprendizagem e Controlo Motor.....	29
3 METODOLOGIA	33
3.1 Tipo de Estudo	33
3.2 Objetivos do Estudo.....	33
3.3 Variáveis Dependentes	33
3.4 Variáveis Independentes	35
3.5 Hipóteses de Investigação.....	35
3.6 População-Alvo e População Acessível	36
3.7 Critérios de Seleção da Amostra	36
3.8 Amostragem	37
3.9 Amostra.....	37
3.10 Reconstrução e Biofeedback do Movimento da Omoplata	37
3.11 Procedimentos Experimentais	41
3.12 Fontes de Erro	48
3.13 Considerações Éticas	50
3.14 Métodos de Análise dos Dados.....	51
4 RESULTADOS	53
5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	58
6 CONCLUSÃO.....	72
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
ÍNDICE DE APÊNDICES	97
LISTA DE FIGURAS.....	98
LISTA DE TABELAS.....	98

LISTA DE ABREVIATURAS

3D – Tridimensional

AVDex – Exercício de simulação da atividade de beber um copo de água

BCM – Instrumento Biofeedback Cinemático

CAO – Complexo articular do ombro

ET – Articulação escápulo-torácia

FLEXex – Flexão simples do ombro a 45°

GC – Grupo controlo

GE – Grupo experimental

GU – Articulação gleno-umeral

MS – Membro superior

MT-3Rot – Distância das três rotações da omoplata ao percurso ideal

MT-Prot – Distância da protração da omoplata ao percurso ideal

MT-RotPost – Distância da báscula posterior da omoplata ao percurso ideal

MT-RotSup – Distância da rotação superior da omoplata ao percurso ideal

PN – Posição neutra articular

PÓS – Após treino de estabilidade dinâmica

PRÉ – Pré treino de estabilidade dinâmica

ZN – Zona neutra

ZN-3Rot – Moda da distância Euclidiana da orientação 3D das três rotações da omoplata em relação à posição alvo

ZN-Prot – Distância da protração da omoplata em relação à posição alvo

ZN-RotPost – Distância da báscula posterior da omoplata em relação à posição alvo

ZN-RotSup – Distância da rotação superior da omoplata em relação à posição alvo

1 INTRODUÇÃO

Em Portugal, verifica-se um aumento da prevalência das disfunções do foro músculo-esquelético com taxas de incidência, em lesões clinicamente relevantes, na ordem dos 5,9% (Cunha-Miranda, Carnide, & Lopes, 2010). Considerando que estas lesões se traduzem num aumento da incapacidade funcional temporária e permanente dos indivíduos, estes dados revelam um impacto socioeconómico significativo (Woolf & Pfleger, 2003). Neste contexto, a dor e as disfunções do complexo articular do ombro (CAO) surgem como um dos principais motivos de procura pelos profissionais de reabilitação (Cunha-Miranda *et al.*, 2010; Swinkels *et al.*, 2008).

Embora seja um assunto que gera muita controvérsia na literatura, a manutenção de posturas incorretas parece ser uma das causas mais prováveis à ocorrência destas disfunções, conduzindo ao aumento do stress biomecânico pela alteração do alinhamento articular normal (Dutta, 2012; Kibler *et al.*, 2013). Não obstante ao mecanismo patológico de base, estes distúrbios sugerem a presença concomitante de alterações na cinemática da omoplata, frequentemente intituladas como “disfunções escapulares” (Kibler *et al.*, 2013). Estas alterações, tanto na posição de repouso, como durante os movimentos dinâmicos do CAO, têm sido atribuídas não só à alteração dos padrões de recrutamento e desempenho dos músculos estabilizadores locais da escápulo-torácica (ET), como à alteração dos mecanismos de controlo motor (Cools *et al.*, 2007; Ellenbecker & Cools, 2010; Ludewig & Cook, 2000; Michener, McClure, & Karduna, 2003).

O foco dos tratamentos conservadores tem sido o trabalho de estabilidade dinâmica ET (Hanratty *et al.*, 2012; Kibler *et al.*, 2013; Ludewig & Cook, 2000; Struyf *et al.*, 2013). Este conceito assenta no reconhecimento da posição neutra articular (PN) como um fator fundamental para a estabilização da omoplata, tendo em vista a reeducação do ritmo escápulo-umeral (Cools *et al.*, 2007; Ellenbecker & Cools, 2010; Ludewig & Cook, 2000; Roy, Moffet, McFadyen, & Lirette, 2009).

Neste sentido, tem sido muito estudada a capacidade do sistema nervoso central modelar, de forma eficiente, o controlo intersegmentar do membro superior (MS), o que requer um longo e complexo processo de (re)aprendizagem motora, tendo em vista a modificação e melhoria da qualidade do desempenho do indivíduo na execução dos movimentos pretendidos (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000; Magarey & Jones, 2003; Schmidt & Lee, 2005; Seegelke, Hughes, Schütz, & Schack, 2012; Worsley *et al.*, 2013).

A literatura releva muitas lacunas na identificação e classificação destas disfunções, o que dificulta o delineamento de estratégias eficazes no controlo postural dinâmico (Cunha-Miranda *et al.*, 2010; Kibler *et al.*, 2013).

Diversos estudos recorrem à análise cinemática tridimensional (3D) como uma forma de identificar as alterações do movimento, revelando resultados satisfatórios, em diversos contextos, através do uso de instrumentos como o Biofeedback Cinemático (BCM), que recorrem à informação extrínseca como uma forma de o sujeito modificar o desempenho de uma tarefa (Ersal & Sienko, 2013; Giggins, Persson, & Caulfield, 2013; Ludewig *et al.*, 2009; Phillips, Farrow, Ball, & Helmer, 2013; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010; Tate & Milner, 2010; Thikey, Grealy, van Wijck, Barber, & Rowe, 2012). É um instrumento que fornece, em tempo real, informação cinemática sobre o desempenho motor, facilitando o conhecimento e compreensão do sujeito quanto à sua capacidade de desempenhar uma tarefa, e ao sucesso em alcançar determinado resultado (Sturmberg, Marquez, Heneghan, Snodgrass, & van Vliet, 2013). Além disso, permite trabalhar a precisão de tarefas funcionais específicas tendo em vista a (re) aquisição e retenção de movimentos repetidos (Giggins *et al.*, 2013).

Tendo em conta os resultados destes estudos, considera-se essencial integrar esta ferramenta no contexto da prática clínica, permitindo corrigir os erros de execução associados ao movimento que está a ser executado e transformando os dados recolhidos em informações que melhorem as respetivas aptidões e capacidade funcional dos sujeitos (Worsley *et al.*, 2013).

Propusemo-nos investigar a efetividade do BCM 3D, enquanto informação de retorno extrínseca, na transferência de (re)aprendizagem e na melhoria da qualidade de execução do movimento da omoplata, em sujeitos assintomáticos, em duas atividades funcionais, após um período de treino focado na estabilidade dinâmica ET. Para o efeito foram delineadas duas variáveis, distância ao percurso ideal e distância à posição alvo, que forneceram a noção de desvio à PN ET.

A relevância do estudo prende-se pelo seu possível contributo para os sistemas de intervenção primária em saúde (Fayad *et al.*, 2008; Kibler *et al.*, 2013; Mey, Cagnie, Danneels, Cools, & Van de Velde, 2009; Roy *et al.*, 2009). Além disso, dada a sua aplicabilidade ao contexto diário, pensa-se que pode ser uma ferramenta útil para integrar uma estratégia de avaliação, prevenção e tratamento de lesões do foro músculo-esquelético, melhorando substancialmente a qualidade de vida dos sujeitos. Tendo em consideração que, atualmente, a informação extrínseca tem implicações na reabilitação, evidenciado efeitos positivos no aumento da funcionalidade do MS e da estabilidade dinâmica da omoplata (Comerford & Mottram, 2001; Schmidt & Lee, 2005), é essencial fundamentar os seus efeitos na prática (Phillips *et al.*, 2013; van Dijk, Jannink, & Hermens, 2005).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Epidemiologia das Disfunções do Complexo Articular do Ombro

As disfunções do foro músculo-esquelético são consideradas um problema de saúde pública mundial (Cunha-Miranda *et al.*, 2010; Hoe, Urquhart, Kelsall, & Sim, 2012; Hunter & Silverstein, 2013; Woolf & Pfleger, 2003). A dor e os distúrbios do CAO surgem como uma das principais causas de procura pelos profissionais de reabilitação (Cunha-Miranda *et al.*, 2010; Swinkels *et al.*, 2008). As pesquisas de comunidade revelam que são a terceira razão mais comum de consulta médica, com uma taxa de prevalência entre os 21% e os 34% (Fayad *et al.*, 2008). Em Portugal, 6 em cada 1000 pessoas da população ativa sofrem de disfunções do foro músculo-esquelético, das quais 5,9% correspondem a uma disfunção do CAO clinicamente relevante (Cunha-Miranda *et al.*, 2010).

As taxas de prevalência referidas na literatura podem não retratar a realidade, tendo em conta o processo normal de envelhecimento e o curso das doenças (Matias & Pascoal, 2006). Assim, estima-se que 30% dos indivíduos saudáveis, com idade acima de 65 anos, possui uma incapacidade relacionada com o CAO, associada a uma mobilidade reduzida (Fayad *et al.*, 2008); e que uma em cada três pessoas apresenta dor, que se mantém três anos depois em 54% dos casos (Chester, Smith, Hooper, & Dixon, 2010).

As disfunções da extremidade superior estão comumente relacionadas com atividades profissionais ou desportivas que envolvem o uso do MS acima ou ao nível do ombro (Ludewig & Reynolds, 2009), traduzindo uma alteração dos mecanismos de controlo motor e estabilidade dinâmica do CAO (Cools *et al.*, 2007; Ellenbecker & Cools, 2010; Ludewig & Cook, 2000; Michener *et al.*, 2003). Visto limitarem frequentemente a capacidade de realizar a maioria das atividades da vida diária (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Roy, Moffet, McFadyen, & MacDermid, 2010), estas disfunções têm um impacto socioeconómico significativo (Cunha-Miranda *et al.*, 2010; Hoe *et al.*, 2012; Hunter & Silverstein, 2013; Swinkels *et al.*, 2008; Woolf & Pfleger, 2003).

2.2 Estabilidade Dinâmica do Complexo Articular do Ombro

A capacidade funcional do MS, isto é, a função da mão no espaço, está intimamente dependente do equilíbrio entre a estabilidade e a mobilidade do CAO, uma vez que este desempenha o papel de fulcro entre o MS e o tronco, em todos os planos de elevação (Mottram, 1997; Myers & Lephart, 2000). Deste modo, podemos considerar que a capacidade do CAO detém um impacto funcional significativo na execução das atividades da vida diária e na qualidade de vida dos sujeitos (Cunha-Miranda *et al.*, 2010; Swinkels *et al.*, 2008).

O CAO é composto por um complexo conjunto de articulações, estruturas cápsulo-ligamentares e musculares, todos eles com um contributo e uma função importante ao movimento adequado do ombro (Kibler *et al.*, 2013). No entanto, a omoplata tem sido apontada como a componente mais importante deste complexo articular (Halder, Itoi, & An, 2000; Hess, 2000; Kibler *et al.*, 2013; Ogston & Ludewig, 2007; Voight & Thomson, 2000).

De acordo com Voight e Thomson (2000), a omoplata desempenha três funções essenciais: 1) manter a estabilidade dinâmica do CAO e o controlo da mobilidade da gleno-umeral (GU); 2) conferir uma base estável de origem à inserção muscular; 3) providenciar o centro de transferência de carga entre a extremidade proximal e distal do MS, permitindo o posicionamento adequado do CAO para otimizar a função.

Segundo o modelo de estabilidade desenvolvido por Panjabi (1992), que posteriormente foi aplicado ao ombro por Hess (2000), o equilíbrio do CAO depende de um controlo motor eficiente e assenta na existência de três subsistemas (passivo, ativo e controlo), que atuam coordenadamente para criar a estabilidade dinâmica durante os movimentos articulares (Hess, 2000; Panjabi, 1992).

Durante a execução de um movimento, as articulações envolvidas sofrem oscilações na transferência de carga (tensão), das quais resultam uma elevada flexibilidade em torno de uma posição articular intermédia, intitulada como a PN, e um

aumento progressivo da resistência na extremidade do movimento (Panjabi, 1992). Esta variação de carga, necessária ao funcionamento adequado do sistema articular, permite que os movimentos próximos da PN ocorram com um custo mínimo de energia, onde se verifica uma elevada deformação dos tecidos com cargas mínimas (Panjabi, 1992). Por outro lado, prevê que nos extremos das articulações exista uma resistência cápsulo-ligamentar significativa que restringe o movimento dentro da amplitude fisiológica, na qual a deformação elástica dos tecidos requer cargas progressivamente mais elevadas (Panjabi, 1992). Considerando a amplitude completa de um movimento articular podem, então, observar-se duas zonas essenciais: a ZN, a região de elevada flexibilidade em torno da PN; e a zona elástica, a região que proporciona maior resistência ao movimento (Panjabi, 1992).

Tendo por base estes conhecimentos, a PN ET tem sido definida no contexto clínico como a posição normal de repouso da omoplata, considerando-se que esta se encontra achatada contra o tórax; o seu bordo interno está paralelo à coluna vertebral e situado entre a 2ª e 7ª vértebras dorsais (Sahrmann, 2010), encontrando-se em média em 35.8° de protração; -3.3° de rotação superior e 8.9° de báscula posterior (Fayad *et al.*, 2006).

A evidência aponta que o controlo intersegmentar do CAO está dependente da posição efetiva da omoplata e do controlo da ZN da ET, o que permite manter a cabeça umeral centrada na cavidade glenoide, com um esforço mínimo e, conseqüentemente, um ritmo escapulo-umeral adequado (2:1) durante os movimentos de elevação (Goldstein, 2004; Kibler *et al.*, 2013; Lippitt & Matsen, 1993; Lippitt *et al.*, 1993; Panjabi, 1992; Schenkman & Cartaya, 1987; Schmidt & Lee, 2005; Worsley *et al.*, 2013).

Os estudos de análise cinemática ET revelam que durante a máxima elevação do úmero, na qual ocorre o movimento de flexão/abdução até 180° e cerca de 35° rotação externa da GU (Struyf *et al.*, 2012), a omoplata realiza cerca de 45° a 55° de rotação superior, 20° a 40° de báscula posterior e 15° a 35° de retração (Escamilla *et al.*, 2009). O contributo ET ocorre preferencialmente a partir dos 30° de elevação (Escamilla,

Yamashiro, Paulos, & Andrews, 2009; Halder *et al.*, 2000; Hallström & Kärrholm, 2006; Ludewig *et al.*, 2009; McClure, Bialker, Neff, Williams, & Karduna, 2004; Struyf *et al.*, 2012; Voight & Thomson, 2000).

Embora os dados acima referidos tenham sido corroborados por outros estudos que apresentam valores absolutos semelhantes, com a mesma orientação (Borstad & Ludewig, 2002; Meskers, Vermeulen, de Groot, van Der Helm, & Rozing, 1998), os estudos que medem a rotação da omoplata durante os movimentos de elevação do MS revelam alguma discrepância nestes valores (Borsa, Timmons, & Sauers, 2003).

Muitos investigadores têm discutido a chamada “setting phase” da omoplata, que designa o período no qual a rotação da omoplata é altamente variável entre os sujeitos (Borsa *et al.*, 2003). Durante esta fase tem sido reportado que a omoplata realiza abdução, adução, oscilação ou permanece fixa (Hart & Carmichael, 1985; Warner, Micheli, Arslanian, Kennedy, & Kennedy, 1992). Está descrito que esta “setting phase” parece ocorrer entre os 0º e os 60º de elevação da GU, após o qual se verifica um ritmo escápulo-umeral (aproximadamente de 2:1) entre a elevação do úmero e a rotação superior da omoplata ao longo da amplitude articular (Bagg & Forrest, 1988; Culham & Peat, 1993; Inman, Saunders, & Abbott, 1996).

Esta relação entre o movimento do úmero e da omoplata depende do ângulo de elevação da GU (Bagg & Forrest, 1988). Visto esta relação não ser linear, poderá ser mais apropriado observar e interpretar o ritmo escápulo-umeral em arcos de movimento isolados (Bagg & Forrest, 1988; McQuade, Dawson, & Smidt, 1998). Os rácios do ritmo escápulo-umeral mostraram ser elevados nas fases iniciais do movimento de elevação, incluindo a “setting phase”, os quais diminuem à medida que o ângulo do úmero aumenta no arco de movimento (Borsa *et al.*, 2003). Um rácio escápulo-umeral elevado representa um menor contributo da omoplata considerando a totalidade do movimento de elevação do CAO (Borsa *et al.*, 2003).

A maioria dos investigadores tem medido as diferenças do ritmo escapulo-umeral no plano de elevação da omoplata e no plano sagital (Borsa *et al.*, 2003). De acordo com o estudo de Borsa e colaboradores (2003), embora possa haver variações na magnitude das rotações da omoplata, os padrões de posicionamento da omoplata não parecem variar significativamente com as direções de elevação do úmero e plano do movimento, quando comparados os planos sagital e o plano da omoplata (Borsa *et al.*, 2003).

Dadas as características morfológicas da articulação ET e reduzida participação das respetivas estruturas passivas para a estabilidade dinâmica articular, o movimento de elevação do MS, está essencialmente dependente do desempenho de estruturas musculares específicas que garantam o controlo motor eficiente e a produção do movimento pretendido (Burkhart, 1994; Goldstein, 2004; Halder *et al.*, 2000; Kapandji, 1982; Levangie & Norkin, 2005; Mottram, 1997; Poppen & Walker, 1978; Saha, 1971; Schenkman & Cartaya, 1987; Soderberg, 1986; Worsley *et al.*, 2013).

A manutenção deste equilíbrio implica a co-ativação do sistema muscular local (referente a músculos profundos e mono-articulares), e o recrutamento de padrões coordenados do sistema muscular global (no que diz respeito aos músculos superficiais e multi-articulares) (Cowan, Bennell, Hodges, Crossley, & McConnell, 2003; Kapandji, 1982; Kibler, Ludewig, McClure, Uhl, & Sciascia, 2009). Destaca-se na ET o trabalho coordenado dos músculos trapézio inferior, com o grande dentado e na GU o contributo das ações sinérgicas dos músculos subescapular, com o infra-espinhoso e pequeno redondo (David *et al.*, 2000; Hirashima, Kadota, Sakurai, Kudo, & Ohtsuki, 2002; Johnson, Bogduk, Nowitzke, & House, 1994; Ludewig *et al.*, 2009; Magarey & Jones, 2003).

Alguns estudos têm demonstrado que a eficácia do controlo dinâmico do CAO é influenciado pelo recrutamento prévio dos músculos estabilizadores ET, em relação aos mobilizadores GU, assumindo uma ação antecipatória pré-programada como um ajuste postural, que é modulado pelo sistema nervoso central e está presente nos movimentos

de elevação do MS (David *et al.*, 2000; Hirashima *et al.*, 2002; Johnson *et al.*, 1994; Magarey & Jones, 2003; Myers & Lephart, 2000).

As modificações do equilíbrio deste mecanismo podem levar a movimentos de translação anormais da cabeça umeral nos movimentos ativos, predispondo a uma situação de disfunção escapular (Hess, 2000; Magarey & Jones, 2003).

Neste sentido considerou-se relevante fazer um breve apontamento sobre as disfunções escapulo-torácicas, o qual é apresentado de seguida.

Disfunção Escápulo-torácica

Todas as condições que afetam a estabilidade dinâmica ET, denominadas disfunções escapulares, são definidas como as alterações da cinemática normal da omoplata (Kibler *et al.*, 2009). No contexto clínico podem ser identificadas pela proeminência de qualquer porção do bordo interno e ângulo inferior da omoplata (omoplata alada); ou pela alteração do ritmo escapulo-umeral, através de um movimento prematuro, excessivo, ou descontínuo da omoplata durante a elevação e extensão do MS (Kibler *et al.*, 2013).

Alguns estudos revelam que na presença de disfunção escapular, durante os movimentos de elevação do MS, há um défice de rotação superior, défice de bácia posterior e um aumento da protração da omoplata (Barden, Balyk, Raso, Moreau, & Bagnall, 2005; Borstad & Ludewig, 2005; Cools *et al.*, 2007; Illyés & Kiss, 2006; Morris, Kemp, & Frostick, 2004). O pressuposto é que estas alterações promovem um aumento da área de contacto do úmero com a face pósterio-superior da glenoide e levam à ocorrência de patologias como o síndrome do conflito subacromial e a instabilidade da articulação GU, associadas ao surgimento de dor no ombro (Gibson, Growse, Korda, Wray, & MacDermid, 2004; Hayes, Callanan, Walton, Paxinos, & Murrell, 2002; Karduna, McClure, Michener, & Sennett, 2001; Ludewig & Cook, 2000; Michener *et al.*, 2003; Scibek, Carpenter, & Hughes, 2009).

Outros estudos, reportam alterações cinemáticas escapulares opostas às descritas anteriormente, que surgem para aumentar o espaço subacromial, como forma de compensação (McClure, Michener, & Karduna, 2006; Nawoczenski, Riek, Greco, Staiti, & Ludewig, 2012).

Não é ainda evidente se a disfunção escapular ocorre como uma consequência da alteração dos padrões de recrutamento motor por compensar a limitação da GU, ou se precede a disfunção da GU pela alteração da sua posição inicial (Fayad *et al.*, 2008; Hallström & Kärholm, 2006; Ludewig & Cook, 2000; McClure *et al.*, 2004; Ogston & Ludewig, 2007; Warner *et al.*, 1992).

Embora a identificação e classificação das disfunções ET sejam um tópico que gera controvérsia na comunidade científica (Timmons *et al.*, 2012), é de senso comum que o movimento e a função normal do ombro estão intimamente dependentes da capacidade funcional da omoplata (Kibler *et al.*, 2013; Levangie & Norkin, 2005; Magarey & Jones, 2003; Mousavi *et al.*, 2008), e por isso têm sido estabelecidas diversas associações entre as disfunções escapulares e as disfunções do CAO (Illyés & Kiss, 2006; Ludewig & Reynolds, 2009; Mihata *et al.*, 2012; Ogston & Ludewig, 2007).

A maioria dos estudos centrados na avaliação e classificação das disfunções do CAO defendem que um dos fatores que distingue um sujeito com e sem disfunção é a magnitude das diferenças cinemáticas da omoplata (Ludewig & Reynolds, 2009). Com efeito, a evidência reporta a existência de diferenças significativas em pelo menos uma das rotações ET com alterações na ordem dos 4º a 6º (Ludewig & Cook, 2000).

A ocorrência de disfunção escapular não diagnostica a presença ou ausência de dor no ombro, uma vez que esta pode estar presente em indivíduos saudáveis (Morais & Pascoal, 2013; Oyama, Myers, Wassinger, Daniel Ricci, & Lephart, 2008; Uhl, Kibler, Gecewich, & Tripp, 2009; Wright, Wassinger, Frank, Michener, & Hegedus, 2013). No entanto, a sua caracterização e associação com a capacidade funcional do ombro pode

ser útil na optimização dos resultados de intervenção e no diagnóstico das disfunções do CAO de etiologia desconhecida (Kibler *et al.*, 2013).

Em síntese, a capacidade funcional e a qualidade de execução das atividades dinâmicas do CAO estão muito dependentes da estabilidade dinâmica ET, isto é, da capacidade do sistema nervoso central controlar e orientar de forma eficiente a posição da omoplata, o que depende sobretudo do padrão de ativação e recrutamento dos músculos estabilizadores ET durante essas atividades, por forma a obter um ritmo escapulo-umeral adequado ao longo do movimento (Ludewig *et al.*, 2009).

2.3 Descrição do Movimento do Complexo Articular do Ombro

A evidência atual sugere que a descrição do movimento do CAO deve incidir sobretudo na análise do movimento ET (Karduna *et al.*, 2001; Kibler *et al.*, 2013; Koslow, Prosser, Strony, Suchecki, & Mattingly, 2003; Tate, McClure, Kareha, Irwin, & Barbe, 2009).

A avaliação clínica do movimento ET é especialmente desafiante devido à natureza 3D do movimento da omoplata e ao facto de esta se mover debaixo da pele, considerando que os tecidos moles peri-articulares podem distorcer o real posicionamento dos segmentos articulares (Karduna *et al.*, 2001; Kibler *et al.*, 2013).

Com bases nestes pressupostos, os testes de disfunção escapular dinâmicos e estáticos bidimensionais têm sido considerados como insuficientes, sendo reportada frequentemente a ocorrência de erros de medição causadas por imprecisões instrumentais (Karduna *et al.*, 2001; Kibler *et al.*, 2013).

A análise cinemática 3D parece ser uma solução adequada à descrição do movimento da omoplata, permitindo um acesso completo a todos os movimentos do CAO (Karduna *et al.*, 2001; Kibler *et al.*, 2013; Koslow *et al.*, 2003; Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014; Tate *et al.*, 2009).

Existem diversos métodos de análise cinemática 3D que reportam elevada precisão na medição dos movimentos ET, nomeadamente as ressonâncias magnéticas abertas ou os métodos de *bone pinning* (Karduna *et al.*, 2001). Contudo, o uso de métodos que expõem os sujeitos a constante radiação (ressonâncias); e de sistemas invasivos que preveem a inserção de sensores diretamente nos ossos (*bone pinning*), além de terem elevados custos associados, têm uma aplicação limitada no contexto da prática clínica e podem constituir uma desvantagem à recolha cinemática (Karduna *et al.*, 2001; Matsuki *et al.*, 2012; Ludewig *et al.*, 2009).

De acordo com a literatura, o uso de sistemas de varrimento eletromagnético tem sido uma das abordagens mais utilizadas pelos investigadores (Karduna *et al.*, 2001). Estes recorrem ao uso de sensores de superfície para realizar a reconstrução do movimento da omoplata e envolvem a digitalização de referências anatómicas que podem ser identificadas por palpação (Karduna *et al.*, 2001).

O uso de sensores de superfície na pele leva alguns autores a questionar a precisão das medições efetuadas na ET, não só pela forma anatómica da omoplata e densidade dos tecidos moles peri-articulares, como também pela elevada mobilidade dos tecidos subcutâneos, frequentemente denominados como os artefactos dos tecidos moles (Karduna *et al.*, 2001).

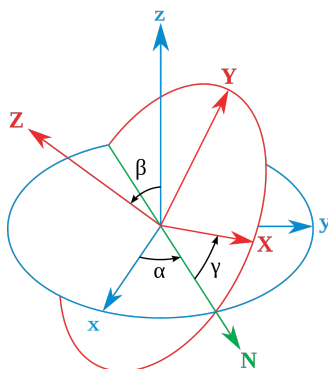
Não obstante ao método utilizado para fazer a recolha, na tentativa de uniformizar a análise cinemática do CAO, o *Standardization and Terminology Committee*, em parceria com a *International Society Biomechanics* (ISB), desenvolveu um protocolo de procedimentos para os estudos do movimento do MS (Wu *et al.*, 2005).

Este protocolo definiu linhas orientadoras para a recolha e análise dos dados, encorajando os vários autores a recorrer não só aos mesmos pontos de referências anatómicas, como também ao mesmo sistema de coordenadas local e sequências de Euler para descrever as rotações entre os segmentos (Wu *et al.*, 2005).

Os ângulos de Euler (Figura 1) são frequentemente utilizados para determinar a orientação de um sistema de coordenadas relativamente a outro (Robertson *et al.*, 2014).

Figura 1: Ângulos de Euler.

(Adaptado de Wikipédia: http://pt.wikipedia.org/wiki/Ângulos_de_Euler).



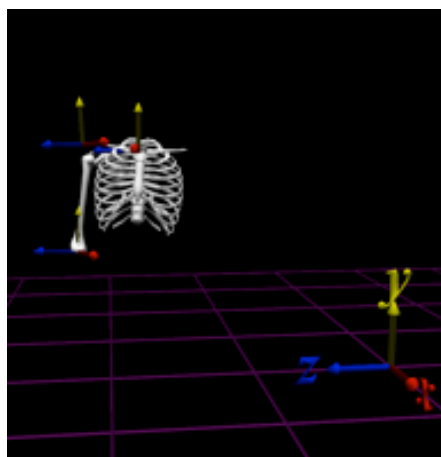
Considerando um sistema de coordenadas no espaço, este pode ser determinado segundo um conjunto de três rotações que são estabelecidas numa ordem específica, da qual podem resultar 12 sequências (Robertson *et al.*, 2014). A primeira rotação ocorre num eixo de coordenadas (X, Y ou Z); a segunda num eixo que se modifica de acordo com a orientação do primeiro e terceiro eixo; e a terceira rotação ocorre num eixo fixo no sistema de coordenadas em causa (X, Y ou Z) (Robertson *et al.*, 2014). Seis destas 12 sequências têm o eixo terminal idêntico ao primeiro eixo de rotação e são consideradas as rotações de Euler, e os ângulos que as definem são os chamados ângulos de Euler (Robertson *et al.*, 2014).

Para dar início aos procedimentos da análise cinemática 3D é necessário previamente definir o sistema de coordenadas global e local (Figura 2) (Robertson *et al.*, 2014). O sistema de coordenadas global é estabelecido através de um conjunto de eixos com uma origem fixa, externa ao corpo do sujeito (neste estudo foi o laboratório), em torno do qual serão posteriormente definidos e orientados os eixos ortogonais das referências locais dos segmentos ósseos que permitem descrever o movimento (Robertson *et al.*, 2014). O sistema de coordenadas local encontra-se fixo num

segmento móvel e geralmente a sua origem encontra-se localizada no centro de massa do respetivo segmento (Robertson *et al.*, 2014).

Para o efeito do presente estudo, utilizou-se um sistema de varrimento eletromagnético (TrackSTAR, Ascension Technology Corporation, Burlington, Vermont), que permitiu fazer a recolha dos ângulos de Euler e assim determinar o grau das rotações ET através do protocolo da ISB (Wu *et al.*, 2005). Considerou-se como protração/retração o movimento no eixo das ordenadas; rotação superior/inferior o movimento no eixo das abcissas; e báscula anterior/posterior o movimento no eixo das cotas (Figura 2).

Figura 2: Sistema de coordenadas para o complexo articular do ombro.



2.4 Exercícios focados na Estabilidade Dinâmica Escápulo-torácica

Diversos estudos têm sugerido que a reabilitação das disfunções do CAO deve assentar na aplicação de exercícios direcionados à melhoria do controlo motor ET e correção dos respetivos padrões cinemáticos incorretos (Başkurt, Başkurt, Gelecek, & Özkan, 2011; Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003; Edwards *et al.*, 2010; Ellenbecker & Cools, 2010; Huang *et al.*, 2013; Ludewig & Cook, 2000; Østerås, Torstensen, & Østerås, 2010; Struyf *et al.*, 2013).

Considerando que a articulação ET depende quase exclusivamente da atividade muscular para manter a sua estabilidade funcional, enfatiza-se a importância de restaurar os padrões e sequência de ativação muscular da omoplata (Magarey & Jones, 2003; Mey *et al.*, 2009), a fim de evitar o surgimento de alterações posturais compensatórias (Başkurt *et al.*, 2011; Cools *et al.*, 2003; Ellenbecker & Cools, 2010; Struyf *et al.*, 2013).

Embora persista uma falta de consenso quanto aos músculos específicos que devem ser trabalhados durante o processo de reabilitação (Chester *et al.*, 2010), é postulado que uma ativação precoce dos músculos estabilizadores ET, em relação à pré-ativação motora dos músculos da GU, é importante para manter a estabilidade dinâmica do CAO (Chester *et al.*, 2010; Hess, 2000; Magarey & Jones, 2003).

Assim, enfatiza-se a necessidade de estimular a ativação do músculo trapézio inferior e do grande dentado e simultaneamente reduzir a hiperatividade do músculo trapézio superior, pequeno peitoral e grande dorsal (Cools *et al.*, 2003; Huang, Lin, Guo, Wang, & Chen, 2013; Kibler *et al.*, 2013; Ludewig & Cook, 2000; McClure *et al.*, 2006; Worsley *et al.*, 2013). A ativação precoce do grande dentado, bem como a relação entre o grande dentado e trapézio inferior é determinante no controlo da rotação superior da omoplata, evitando o surgimento de conflito (Huang *et al.*, 2013; Ludewig & Cook, 2000; McClure *et al.*, 2006). A normalização da ativação excessiva do trapézio inferior também é importante, pois desta resulta a elevação excessiva da clavícula e o aumento excessivo da bacia anterior da omoplata, que podem contribuir para a progressão de patologias como o síndrome do conflito subacromial (Ludewig e Cook, 2000; Kibler *et al.*, 2013; Worsley *et al.*, 2013).

Recomenda-se que o planeamento do treino tenha em conta as atividades funcionais que simulam a elevação do MS e reproduzam o padrão de movimento consistente na maioria das atividades da vida diária dos indivíduos (Fayad *et al.*, 2008; Kibler *et al.*, 2013; Mey, Danneels, Cagnie, & Cools, 2011). Com efeito, é protelado que a ativação muscular é máxima quando os músculos são ativados em padrões funcionais, em comparação com a ativação isolada dos mesmos (Mey *et al.*, 2011)

A integração dos exercícios no treino deve ser feita visando as três fases do treino de estabilidade dinâmica ET (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000).

A **primeira fase** do treino corresponde à fase de **consciencialização da ZN e de co-ativação dos músculos estabilizadores locais** – trapézio inferior e grande dentado, dissociada dos músculos globais – trapézio superior e deltoide anterior (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000). Nesta fase pretende-se que o sujeito consiga reconhecer a ZN, mantendo-na através da contração dos músculos estabilizadores locais ET (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000).

A **segunda fase do treino** é a **fase associativa**, na qual o sujeito além de assumir a ZN ET, deve ser capaz de sustentar essa posição em 2 séries de contrações (30 segundos cada), dissociadas da respiração, sem esforço e em diferentes posições (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000).

A **terceira fase** é a **fase autónoma**, onde o sujeito deve revelar um controlo dinâmico efetivo da omoplata, com a manutenção dos níveis de contração dos músculos estabilizadores ET, em diferentes atividades, no contexto diário, laboral ou desportivo (Hess, 2000).

Este trabalho de controlo dinâmico ET requer um longo período de (re)aprendizagem e assenta no reconhecimento da PN como o fator fundamental para a estabilização da omoplata, tendo em vista a reeducação do ritmo escapulo-umeral (Cools *et al.*, 2007; Comerford & Mottram, 2001; Ellenbecker & Cools, 2010; Ludewig & Cook, 2000; Roy *et al.*, 2009). Neste sentido, têm sido reportados os efeitos benéficos do uso de instrumentos que fornecem, em tempo real, informação extrínseca cinemática sobre o desempenho, ajudando a corrigir os erros associados à execução dos movimentos (Egner & Gruzelier, 2003; Markovska-Simoska, Pop-Jordanova, & Georgiev, 2008; Pop-Jordanova & Chakalaroska, 2008; Raymond, Sajid, Parkinson, & Gruzelier, 2005; Schmidt & Lee, 2005; Winstein & Stewart, 2006).

2.5 (Re)aprendizagem e Controlo Motor

A (re)aprendizagem é considerada um processo de adaptação crónica que traduz uma modificação estrutural do comportamento como efeito da prática do sujeito (Latash, Levin, Scholz, & Schoner, 2010; Latash, Scholz, & Schöner, 2002; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Simonet, 1985).

Embora teoricamente este conceito deva ser empregue na análise do movimento normal em oposição ao conceito de recuperação da função, visto implicarem processos semelhantes, esta separação pode ser inadequada (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Assim, o termo de (re)aprendizagem motora abrange tanto a aquisição como a (re)aquisição do movimento (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Este processo de (re)aprendizagem motora traduz a capacidade de produzir uma nova ação, o que implica uma fase de aquisição, de retenção e de transferência da competência adquirida (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Numa fase inicial, na **fase de aquisição** da tarefa, o sujeito é exposto a um período de treino durante o qual realiza um determinado número de ensaios, num contexto específico (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005). Nesta fase, o seu nível de desempenho depende do efeito imediato e temporário da prática, o que não implica necessariamente que tenha ocorrido retenção e (re)aprendizagem dessa tarefa (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Embora se estabeleça frequentemente uma relação linear entre (re)aprendizagem e desempenho, o desempenho resulta da interação complexa entre diversas variáveis como a fadiga, ansiedade (estado emocional do indivíduo), motivação, experiência anterior, e de fatores ocasionais ligados à eficiência muscular ou energética que alteram a qualidade ou a expressão da resposta (Latash, 1998; Schmidt & Lee, 1988; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Assim, surge a necessidade de fazer a distinção entre as alterações temporariamente permanentes do comportamento que são observadas durante as sessões de prática, alterações a curto prazo – desempenho; daquelas que são persistentes no tempo - (re)aprendizagem (Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Com base nestes pressupostos, a (re)aprendizagem não pode ser medida diretamente durante a prática, devendo ser inferida através das alterações comportamentais durante os testes de transferência ou retenção, onde o nível de desempenho constitui um indicador da mesma (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

O teste de **retenção** avalia o resultado do treino durante a fase de aquisição, ou seja, a capacidade do sujeito preservar determinada competência após um período de tempo sem a prática da tarefa executada *à priori* (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005). Note-se que é frequente haver uma diminuição do desempenho entre a fase de aquisição e de retenção causada pelo esquecimento dos efeitos temporários da prática efetuada (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

No teste de **transferência**, avalia-se a capacidade do sujeito transferir o movimento adquirido para uma situação nova, na qual o movimento, apesar de semelhante ao anterior, apresenta algumas características distintas (Amitay, Zhang, Jones, & Moore, 2013; Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Summers & Anson, 2009). Nesta fase, o desempenho do sujeito é proporcional à transferência de (re)aprendizagem entre a fase de aquisição e a fase de retenção (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Wolpert, Diedrichsen, & Flanagan, 2011).

Esta capacidade de transferência resulta da combinação das habilidades ou das componentes anteriormente aprendidas, estando dependente da integração e reorganização de elementos básicos ou sub-rotinas semelhantes que foram previamente adquiridos (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

Assim, torna-se mais correto presumir que as competências (re)aprendidas não são verdadeiramente novas, mas sim novas combinações de movimentos ou de diversos componentes outrora adquiridos, que integram o processo de (re)aprendizagem motora (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

A transferência pode ter um efeito positivo, quando a prática de uma determinada tarefa facilita a (re)aprendizagem de outra tarefa; negativo, quando a prática da tarefa anterior interfere negativamente com a (re)aprendizagem da nova tarefa; ou nulo, quando não se verificam os efeitos da prática entre as duas tarefas em causa (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

Considerando os principais tipos de transferência de (re)aprendizagem, pode ocorrer uma transferência inter-tarefa, que dita a influência da prática entre duas tarefas motoras; transferência intra-tarefa, que corresponde à influência das condições de prática nessa mesma tarefa num contexto diferente; ou transferência bilateral, com base na influência do treino da mesma tarefa, mas executada pelo membro oposto (Iosa, Morone, Ragolini, Fusco, & Paolucci, 2013; Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

Alguns autores definiram que o sucesso da transferência depende da semelhança entre as tarefas em causa ou dos contextos de execução das mesmas (Amitay *et al.*, 2013; Benjamin, Belle, Etnyre, & Polk, 2008; Latash *et al.*, 2002).

Um dos aspectos críticos da (re)aprendizagem assenta na forma efetiva de treinar este processo de transferência (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). No contexto da reabilitação, torna-se pertinente refletir na probabilidade da tarefa (re)aprendida no contexto de laboratório ou no contexto clínico ser transferida para um outro mais prático como a atividade laboral ou as atividades da vida diária (Benjamin, Belle, Etnyre, & Polk, 2008; Phillips *et al.*, 2013; Ronsse *et al.*, 2011).

Aplicando estes conceitos aos distúrbios do CAO e tendo em conta as fases do treino de estabilidade dinâmica ET anteriormente mencionadas (subcapítulo 2.4 Exercícios focados na Estabilidade Dinâmica Escápulo-torácica), parece pertinente a integração de instrumentos na prática clínica que esclareçam o sujeito quanto à sua capacidade de alcançar a PN e traduzam o sucesso do treino ET, sobretudo numa fase de aquisição da tarefa, onde é expectável que exista um maior erro de execução associado ao movimento (Amitay *et al.*, 2013).

O processo de (re)aprendizagem motora pode, então, ser descrito como a procura pela realização de uma tarefa, de acordo com a capacidade do sujeito ler e compreender o meio envolvente (Schmidt & Lee, 2005), o que irá traduzir novas estratégias de percepção e ação (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), e consequentemente ditar uma resposta adequada, que pode ou não incluir uma vertente motora baseada em posturas ou movimentos específicos (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

Todo este processo é regulado e organizado por um mecanismo de controlo motor que é definido como o estudo da natureza e causa do movimento, responsável pela organização dos diversos elementos que contribuem para o movimento (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Tendo em conta que movimento é organizado de acordo com os objetivos comportamentais, os múltiplos sistemas são organizados de acordo com os requisitos inerentes à tarefa a ser desempenhada (meio envolvente) (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), logo o controlo motor ET deve ser trabalhado no sentido das tarefas funcionais identificáveis, tendo por base dois aspetos fundamentais: o controlo postural e o controlo dinâmico (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Quando observamos o comportamento referimo-nos ao processo de controlo motor e quando abordamos o comportamento na perspetiva da sua transformação ao longo do tempo, por efeito da prática, referimo-nos a (re)aprendizagem (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

2.5.1 Informação de Retorno

A informação de retorno ou *feedback*, diz respeito ao mecanismo de retroação, obrigatório que permite ao indivíduo avaliar a capacidade de ter atingido o objetivo a que se propôs (Tamagnone, Casadio, & Sanguineti, 2013; Schmidt & Lee, 2005). Pode ser considerado como o sistema de (re)afêrência de toda a informação sensorial que está disponível sobre o movimento produzido (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Durante a execução de uma tarefa, este mecanismo torna possível determinar o grau de erro (desvio) entre o valor estabelecido numa fase de representação antecipativa (organização prévia da ação) e o valor da resposta efetivamente produzida (Knudson & Morrison, 2002; Tamagnone *et al.*, 2013). Nos casos em que é detetado um erro, o *feedback* (re)ajusta o sistema no sentido da sua correção - **função de correção**, que pode ocorrer ou não em tempo útil (Tamagnone *et al.*, 2013; Todorov & Jordan, 2002). Caso não seja detetado nenhum erro, o *feedback* irá confirmar a adequação da ação realizada - **função de reforço** (Tamagnone *et al.*, 2013; Todorov & Jordan, 2002). As capacidades de *feedback* ajudam o indivíduo a modificar e planear o movimento seguinte no processo de prática e (re)aprendizagem motora (Knudson & Morrison, 2002).

Tendo em conta que o *feedback* influencia temporariamente a capacidade do sujeito desempenhar uma tarefa, este também deve ser considerado como uma variável de desempenho (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Por conseguinte, deve providenciar uma atitude positiva sobre o mesmo, com ênfase nos pontos fortes, contribuindo para a diminuição da frequência dos comportamentos inadequados (Knudson & Morrison, 2002).

O *feedback* pode evoluir em função de diversos fatores, entre os quais se destacam o significado a que cada sujeito atribui ao estímulo motor, e a sua capacidade de processamento da informação, dependente do tempo de exposição, quantidade e precisão da informação de *feedback* a que o indivíduo foi sujeito; e da qualidade da representação antecipativa do movimento (Schmidt & Wrisberg, 2000; Shumway-Cook

& Woollacott, 2007). Estes fatores podem estar susceptíveis a grandes alterações, em função do estadió da (re)aprendizagem e da idade do sujeito (Schmidt & Wrisberg, 2000; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

O *feedback* pode ocorrer sob diversas formas: verbal, visual ou manual (Knudson & Morrison, 2002). O *feedback* verbal deve ser limitado a uma frase específica, fornecida com o mínimo atraso (Knudson & Morrison, 2002); o *feedback* visual, deve ser fornecido com base em modelos observacionais efetivos para transmitir a informação (McCullagh & Little, 1990; Messier & Cirillo, 1989); e o *feedback* manual deve proporcionar a sensação de posição ou ação (Knudson & Morrison, 2002). Este último caso pode não ser tão efetivo, dada a transferência da nova sensação para a prática do movimento e o esquecimento da memória muscular antiga ou do programa motor incorreto (Knudson & Morrison, 2002).

Existem preferencialmente duas categorias de *feedback*: o *feedback* intrínseco e o *feedback* extrínseco (Knudson & Morrison, 2002; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

O ***feedback* intrínseco** provém do indivíduo através dos vários sistemas sensoriais, sendo uma informação que está disponível de imediato após o início da execução da tarefa (Knudson & Morrison, 2002; Schmidt & Lee, 2005). Inclui fatores como a informação visual, no que respeita à precisão do movimento, e informações somatossensoriais sobre a posição dos membros no espaço (Schmidt & Lee, 2005).

O ***feedback* extrínseco** provém de uma fonte externa, surgindo como uma informação complementar ao *feedback* intrínseco (Knudson & Morrison, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Pode ser fornecido simultaneamente com a tarefa e adicionalmente, no final da mesma (Knudson & Morrison, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Este tipo de *feedback* é o modo primário de intervenção na maioria das análises qualitativas do movimento (Knudson & Morrison, 2002), no qual se inclui o uso de instrumentos como o BCM.

Na análise cinemática 3D do presente estudo esta informação de retorno extrínseca foi fornecida sob forma de *feedback* visual cinemático sobre o desempenho do sujeito, durante a execução de exercícios focados na omoplata. As variáveis devolvidas refletiam em tempo real uma imagem bidimensional do movimento ET.

2.5.2 Biofeedback Cinemático Tridimensional

O BCM funciona através de um sistema de sensores eletromagnéticos como entrada para um ampla variedade de formas de *feedback* auditivos e visuais (Giggins *et al.*, 2013). Permite ao indivíduo avaliar em tempo real o seu desempenho, visto facilitar a consciência dos défices associados à execução do mesmo e identificar com segurança as disfunções do movimento (Sturmborg *et al.*, 2013).

O seu objetivo é auxiliar o indivíduo na (re)aprendizagem motora dos padrões de movimento, de modo a que estes sejam mantidos sem a necessidade de *feedback* (Tate & Milner, 2010; van Dijk *et al.*, 2005). Além disso, permite trabalhar a precisão de tarefas funcionais específicas pelo controlo de processos que anteriormente eram considerados uma resposta automática do sistema nervoso autónomo (Giggins *et al.*, 2013).

A evidência tem documentado a sua eficiência em diversos contextos, revelando resultados satisfatórios para a obtenção do máximo desempenho (Egner & Gruzelier, 2003; Markovska-Simoska *et al.*, 2008; Pop-Jordanova & Chakalaroska, 2008; Raymond *et al.*, 2005). Vários estudos têm reportado os seus efeitos positivos no treino do equilíbrio, na modificação dos padrões de movimento e na monitorização da atividade física, com resultados persistentes ao longo do tempo (Giggins *et al.*, 2013; Tate & Milner, 2010).

O seu uso foi considerado como muito adequado no contexto clínico diário, não só pelo seu pequeno tamanho e portabilidade, mas sobretudo por revelar resultados satisfatórios na análise dos movimentos e estabilidade dinâmica ET (Giggins *et al.*, 2013; Ludewig, Lawrence, & Braman, 2013; Tate *et al.*, 2009).

Para os investigadores torna-se uma ferramenta útil que fornece instruções aos utentes na forma de modificar os padrões de movimento (Basmajian, Kukulka, Narayan, & Takebe, 1975; Hunt, 2013; Phillips *et al.*, 2013; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010). Para os sujeitos é igualmente vantajosa, pois favorece uma (re)aprendizagem motora mais rápida e fácil, motivando o indivíduo no sentido de continuar a trabalhar para alcançar determinado objetivo e reduzindo a necessidade do contacto permanente com os profissionais de reabilitação (Sturmberg *et al.*, 2013).

Tendo por base estes princípios, considerou-se a aplicação do instrumento BCM como muito adequada na análise cinemática 3D ET pretendida para este estudo.

2.5.3 Fatores que Influenciam a (Re)aprendizagem Motora

A evidência revela que existem diversos fatores que influenciam a (re)aprendizagem motora, nomeadamente: o aquecimento, o processo de representação antecipativa, a motivação, a emoção e ansiedade, os fatores sociais e culturais, as características da tarefa, a repetição, a memorização, o reforço e a informação de retorno sobre o resultado (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Porém os que salientamos para o efeito deste estudo são: a instrução e demonstração, as condições de prática e a fadiga (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

A **instrução** fornece informações ao sujeito relativamente ao objetivo e forma de concretização da tarefa em causa, de modo a que o indivíduo fique familiarizado com as características da tarefa a ser aprendida (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). A **demonstração** pressupõe a ilustração da tarefa através da imagem mais alusiva à mesma, o que não implica, necessariamente, que seja a imagem mais detalhada (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005).

Pode considerar-se que estes dois fatores são complementares e potenciam a (re)aprendizagem sobretudo na fase de aquisição da tarefa, tornando-se pouco efetivos nas fases de retenção e de transferência (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

No que respeita às **condições de prática** é comum estabelecer-se uma relação diretamente proporcional entre o período de prática e o nível de (re)aprendizagem motora (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). No contexto terapêutico, contempla-se que o sujeito deve praticar o maior número de repetições possíveis durante uma sessão de prática (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Contudo, esta deve ser organizada de modo a evitar o surgimento de fadiga e simultaneamente maximizar a (re)aprendizagem do sujeito (Jones & French, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Na organização de uma sessão devem considerar-se os diversos tipos de prática:

Prática massiva *versus* prática distribuída

A prática massiva implica que, numa sessão, o período de descanso entre as repetições seja inferior ao tempo de prática, o que pode levar ao surgimento de fadiga (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Por sua vez, a prática distribuída caracteriza-se pela existência de períodos de repouso, entre repetições ou séries, iguais ou superiores aos afetados à prática motora (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005).

É descrito que, em tarefas contínuas, a prática distribuída promove mais benefícios na (re)aprendizagem de tarefas complexas (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007), nas quais a prática massiva (pelo efeito da fadiga) pode mascarar os verdadeiros efeitos da (re)aprendizagem, sobretudo nas tarefas de transferência (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Para tarefas mais simples, a evidência não é clara quanto ao melhor tipo de prática, pensando-se estar depende da tarefa em causa (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005).

Prática constante *versus* prática variada

A prática constante pressupõe que as condições de prática se mantenham iguais ao longo do tempo, enquanto a prática variada implica a repetição de variantes da mesma tarefa com alteração dos seus parâmetros (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Tipicamente, a variabilidade da prática aumenta a capacidade e adaptabilidade da (re)aprendizagem pelo reforço de esquemas de resposta mais genéricos (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Franklin, Wolpert, & Franklin, 2012; Schmidt & Lee, 2005). Esta permite ao indivíduo ter um desempenho superior nas novas variações da tarefa, produzindo efeitos positivos nas atividades de transferência, embora possa dificultar o desempenho durante a fase de aquisição (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Prática com interferência contextual

A prática com interferência contextual é uma forma de prática variada que implica a manipulação da sequência das repetições dos exercícios durante a fase de aquisição motora (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Este tipo de prática baseia-se no facto da (re)aprendizagem ser mais efetiva ao longo do tempo nos casos em que as tarefas são mais difíceis na fase inicial (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Assim, pode ser estabelecida uma prática variada por blocos, na qual há um conjunto de repetições da mesma tarefa, seguida de outra variante; uma prática com séries ordenadas, cada qual com diferentes características; ou uma prática aleatória, na qual se distribuem as variantes da tarefa ao acaso (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005). Apesar dos indivíduos sujeitos à prática aleatória revelarem resultados menos favoráveis numa fase de aquisição, em comparação com os da prática por blocos, verificou-se que a execução de diferentes tarefas, distribuídas de forma aleatória e em repetições consecutivas, favorece a retenção a longo prazo (Schmidt & Lee, 2005).

Prática global versus prática analítica

A prática global refere-se à (re)aprendizagem de uma habilidade na sua totalidade, enquanto que a prática analítica visa o treino isolado das diversas partes que constituem a tarefa (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Em tarefas mais simples e de elevado nível de organização, a prática global parece ser mais efetiva (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Por sua vez, a prática analítica é aconselhada para o treino de tarefas mais complexas e pouco organizadas (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

A **fadiga** é considerada como um fator prejudicial que não revela o nível de (re)aprendizagem do sujeito, uma vez que reduz a qualidade e o nível de desempenho do mesmo, podendo mesmo impedi-lo de reproduzir o que aprendeu anteriormente (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005). É um fator que está sobretudo dependente da organização da prática, tendo sido relatados melhores resultados com trabalhos descontínuos (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005).

2.5.4 Fases de (Re)aprendizagem Motora

O processo de (re)aprendizagem motora foi descrito por Fitts e Posner (1967), tendo em vista três fases distintas que descrevem o alcance do sujeito, em cada tarefa, nas diferentes fases da (re)aprendizagem.

Neste estudo, considera-se que esta análise se torna um fator relevante, uma vez que as fases da (re)aprendizagem coincidem com as três fases associadas ao conceito de estabilidade dinâmica aplicado ao CAO (Hess, 2000).

Na primeira fase da (re)aprendizagem, a **fase cognitiva**, o sujeito preocupa-se essencialmente em perceber o objetivo motor e com as componentes que constituem a tarefa (Fitts & Posner, 1967). É expectável observar uma elevada quantidade de erros no desempenho, sobretudo pela dificuldade do sujeito perceber o que deve corrigir na próxima execução, de modo a melhorar o seu desempenho (Fitts & Posner, 1967).

Esta fase é associada ao treino inicial de estabilidade dinâmica do CAO, fase de consciencialização, no qual a instrução, demonstração e as informações de retorno extrínseco, assumem um papel fundamental, ajudando o sujeito a identificar e corrigir os seus erros (Fitts & Posner, 1967).

Na segunda fase da (re)aprendizagem, a **fase associativa**, identifica-se um desempenho mais consistente entre as repetições, o que é um indicador de que ocorreu (re)aprendizagem (Fitts & Posner, 1967). Assim, os erros tornam-se cada vez menos frequentes pela melhoria dos mecanismos de correção da resposta (Fitts & Posner, 1967). O movimento torna-se mais harmonioso e estruturado, de acordo com as exigências do meio envolvente, o que traduz a capacidade de produzir novas ações com um *feedback* reduzido (Fitts & Posner, 1967).

Estabelecendo a relação com o conceito de estabilidade dinâmica, nesta fase, também denominada de fase associativa, a qualidade torna-se mais importante do que a quantidade de prática (Fitts & Posner, 1967). Não só o padrão de movimento é mais eficiente, como os custos energéticos necessários à realização da tarefa são menores (Fitts & Posner, 1967).

A terceira fase da (re)aprendizagem, a **fase autónoma**, caracteriza-se pela ausência de necessidade de atenção consciente relativamente à prestação motora, uma vez que há um controlo eficiente das estruturas inferiores e periféricas do sistema nervoso na organização da resposta motora (Fitts & Posner, 1967). Esta fase implica que o sujeito domine o movimento e o execute de forma automatizada, podendo, deste

modo, concentrar a sua atenção para a melhoria dos processos de antecipação de acordo com o estímulo recebido (Fitts & Posner, 1967).

Esta fase, também intitulada de autónoma no treino de estabilidade dinâmica, revela um desenvolvimento cognitivo superior na escolha da estratégia motora associada à tarefa (Simonet, 1985), o que traduz um controlo motor ET efetivo, inicialmente com um *feedback* mínimo e por fim, sem necessidade do mesmo (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000).

Não obstante às variações individuais, tendo em conta a elevada exigência de atenção por parte do sujeito, estas atividades podem ser demoradas no tempo. A primeira fase da (re)aprendizagem pode durar de alguns minutos a poucos dias, a segunda fase pode demorar semanas, e a terceira fase pode demorar até vários anos (Schmidt, 1991).

2.5.5 Teorias de (Re)aprendizagem e Controlo Motor

Diversas teorias têm produzido conhecimento no âmbito dos processos de controlo motor e (re)aprendizagem. Contudo, a análise dos mecanismos e fenómenos associados a este processo é, ainda, um fator que causa polémica entre os investigadores (Summers & Anson, 2009).

Quando refletirmos sobre a necessidade da existência de programas de controlo motor, apercebemo-nos que, independentemente da teoria ou modelo de base, este conceito justifica a rápida execução e precisão com que ocorrem os movimentos durante as atividades motoras, com o mínimo de atenção, isto é, com um reduzido custo informacional, devido a processos de controlo automático (Summers & Anson, 2009).

O desempenho rápido e preciso das tarefas é explicado pelas capacidades de representação antecipativa, das quais depende a forma como o sujeito inicia o movimento (Summers & Anson, 2009).

Por outro lado, através do estudo de Seegelke *et al.*, (2012), podemos inferir que durante a realização de uma tarefa de carácter mais lento, o sujeito tem a capacidade de adaptar os parâmetros de execução associados à mesma, de forma a otimizar o desempenho. Tudo indica que este processamento está dependente de níveis de processamento inferiores que permitem o êxito da ação e são seleccionados de acordo com as influências contextuais, ambientais e os parâmetros internos (Seegelke *et al.*, 2012).

Nesta perspectiva, os programas motores estão associados à capacidade funcional do sujeito, à prática e à adaptação eficiente do sistema à tarefa (Amitay *et al.*, 2013; Seegelke *et al.*, 2012; Summers & Anson, 2009; Wolpert *et al.*, 2011).

Tendo em conta estes pressupostos, o conceito de programa motor, tem sido alvo de debate entre as correntes comportamentais e cognitivistas (Summers & Anson, 2009). No contexto das teorias comportamentais, destaca-se a teoria do esquema desenvolvida por Schmidt (1975). Esta assume que o controlo dos movimentos lentos ocorre através de um circuito fechado, e que os movimentos rápidos são controlados por circuitos abertos (Schmidt, 2003).

Esta teoria apresenta, como um dos conceitos chave, o conceito de programa motor genérico como a estrutura abstrata da memória que assegura a reprodução de movimentos estruturalmente idênticos e surge pela capacidade limitada dos sujeitos reterem a informação de todos os movimentos possíveis (Schmidt, 2003). Assim, sustenta-se a existência de um programa motor genérico regulador de uma classe de movimentos semelhantes (Schmidt, 2003).

A teoria do esquema de Schmidt (1975), é consistente com a evidência encontrada sobre os efeitos positivos da variabilidade da prática (repetição de variações da mesma tarefa), que proveram contribuir para a construção e reforço do programa motor genérico, facilitando a retenção e a transferência da (re)aprendizagem para a tarefa pretendida (Amitay *et al.*, 2013; Schmidt, 2003). A teoria do esquema assume que

o programa motor genérico, que controla a sequência e o tempo de atividade muscular, foi adquirido pela prática anterior, formando um esquema intitulado de “*recall*”, que permite a parametrização correta do programa motor (Schmidt, 2003).

Neste contexto, é provável que a (re)aprendizagem de um movimento nunca praticado seja o resultado da integração e reorganização de elementos básicos ou sub-rotinas, mais ou menos similares, de movimentos anteriormente aprendidos (Ellis, 1965; Schmidt, 2003).

Alguns autores como Sherwood e Lee (2003), defendem uma perspetiva cognitiva do controlo motor, questionando alguns aspetos da teoria do esquema de Schmidt (1975), e assentam fundamentalmente no papel cognitivo da (re)aprendizagem motora.

De acordo com a teoria do esquema, cada repetição do movimento tem o mesmo impacto sobre o processo de (re)aprendizagem. Contudo, as pesquisas sobre o efeito da inferência contextual (variabilidade da prática) e sobre os diversos efeitos da informação de *feedback*, sugerem que cada repetição de um movimento tem uma influência específica neste processo (Sherwood & Lee, 2003).

O esforço cognitivo surge como o fator que parece acrescentar uma contribuição ponderada, em cada repetição, ao processo de (re)aprendizagem motora (Sherwood & Lee, 2003). Este resulta dos processos perceptivos e motores envolvidos no controlo do movimento, implicando a manipulação de variáveis envolvidas na prática como a observação, a informação de retorno sobre o resultado, e o tipo de prática, de modo a obter diferentes níveis de esforço cognitivo (Sherwood & Lee, 2003). A prática deve ser organizada de acordo com estes processos, prevendo-se que nas atividades em que existe um maior esforço cognitivo a (re)aprendizagem é mais eficaz (Sherwood & Lee, 2003).

Assim, estes autores sugerem que a precisão do movimento depende não só dos programas motores e esquemas de *recall*, mas também da organização da prática do treino, o que influencia o esforço cognitivo associado à tarefa. Quando realizamos uma análise das capacidades de coordenação motora, deve ter-se em atenção não só às capacidades de execução do movimento em causa, como também aos processos de tomada de decisão subjacentes ao comportamento motor (Sherwood & Lee, 2003).

Tendo em conta os dois pontos de vista, parece provável que, eventualmente, o controlo motor esteja dependente de ambos os sistemas de processamento, em diferentes níveis de organização hierárquicos (Seegelke *et al.*, 2012; Summers & Anson, 2009). Curiosamente, na discussão das perspetivas comportamentais *versus* cognitivistas, o termo de programa motor raramente é utilizado, com os defensores da perspectiva cognitiva argumentando que a principal fonte de constrangimento na coordenação bimanual é a forma como os objetivos da tarefa são estabelecidos, ao invés da forma dos movimentos serem programados (Oliveira & Ivry, 2008; Summers & Anson, 2009).

3 METODOLOGIA

3.1 Tipo de Estudo

Este estudo enquadra-se dentro dos estudos **quantitativos**, tendo por base uma realidade objetiva e determinável; **experimentais**, pelo controlo em laboratório das variáveis em estudo; **randomizados**, uma vez que a amostra foi determinada de forma aleatória; **controlados** porque foi utilizado um grupo de comparação em relação ao grupo experimental; **prospetivos**, por ter sido antecipadamente elaborada a questão em estudo; e com um desenho **analítico**, permitindo estabelecer relações entre as variáveis dependentes e independentes (Fortin, Côté, & Filion, 2009).

3.2 Objetivos do Estudo

Propusemo-nos investigar a **efetividade** do BCM 3D, enquanto informação de retorno extrínseca, na **transferência de (re)aprendizagem** e na melhoria da **qualidade de execução** do movimento da omoplata, em sujeitos assintomáticos, em duas atividades: flexão simples do ombro a 45° (FLEXex) e simulação da atividade de beber um copo de água (AVDex), após um período de treino focado na estabilidade dinâmica ET.

3.3 Variáveis Dependentes

A transferência de (re)aprendizagem e a qualidade de execução do movimento da omoplata foram avaliadas através das métricas **distância ao percurso ideal** e da **distância à posição alvo**.

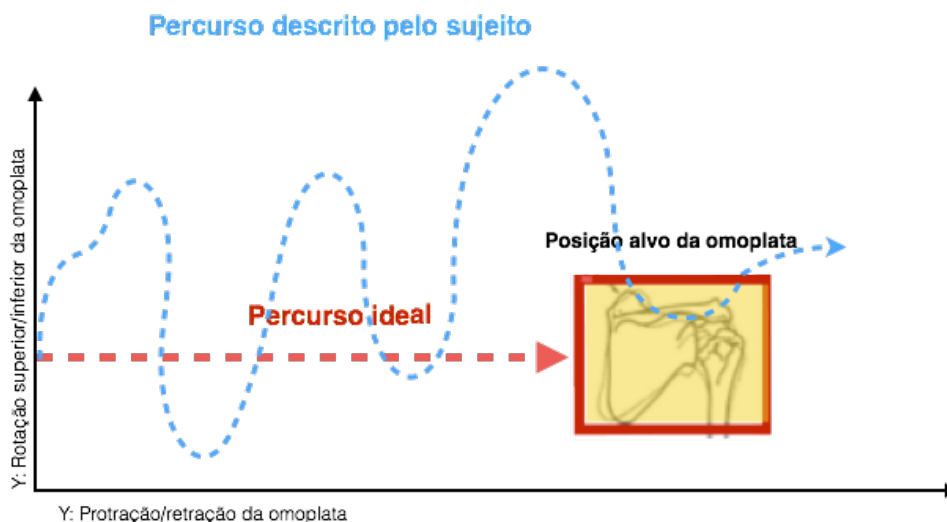
A **distância ao percurso ideal** mediu a distância Euclidiana da orientação da omoplata ao melhor percurso, em cada instante no tempo. Para o efeito foi definida uma reta da posição inicial (postura) até à posição alvo, traduzindo o percurso ideal para atingir a posição alvo (Figura 3). A noção de desvio ao percurso ideal foi obtida da seguinte forma: **(i)** para cada instante no tempo foi calculada a distância Euclidiana entre a orientação da omoplata e a sua projeção ortogonal ao percurso ideal; **(ii)** foi feita

a raiz quadrada da média do quadrado das distâncias obtidas em (i); **(iii)** e por fim, foi determinada a média dos valores de (ii) correspondentes às repetições realizadas pelo sujeito.

A **distância à posição alvo** mediu a moda da distância Euclidiana da orientação da omoplata à posição alvo, em cada instante no tempo. Foi calculada a distância da orientação da omoplata, em cada ponto do percurso descrito pelo sujeito, até à posição alvo (Figura 3). A noção de desvio à posição alvo foi obtida da seguinte forma: **(i)** para cada instante no tempo foi calculada a distância Euclidiana entre a orientação da omoplata e a posição alvo; **(ii)** foi feita a moda das distâncias obtidas em (i); **(iii)** e por fim, foi determinada a média dos valores de (ii) correspondentes às repetições realizadas pelo sujeito.

A primeira métrica foi aplicada individualmente a cada uma das rotações da omoplata, incluindo a protração (**MT-Prot**), rotação superior (**MT-RotSup**) e báscula posterior (**MT-RotPost**); e ao valor médio das três rotações da omoplata (**MT-3Rot**). A segunda métrica foi aplicada individualmente a cada uma das rotações da omoplata, incluindo a protração (**ZN-Prot**), rotação superior (**ZN-RotSup**) e báscula posterior (**ZN-RotPost**); e ao valor médio das três rotações da omoplata (**ZN-3Rot**).

Figura 3: Esquema representativo do percurso bidimensional, ideal e descrito pelo sujeito, até à posição alvo.



Neste estudo a posição alvo foi definida como a PN ET (ZN). O pressuposto é que a realização de exercícios mais próximos desta posição alvo indique um melhor controlo da omoplata em redor de uma melhor orientação 3D (Goldstein, 2004; Kibler *et al.*, 2013).

A transferência de (re)aprendizagem e a melhoria da qualidade de execução foram representadas pela percentagem de transferência de (re)aprendizagem, calculada através da fórmula genérica: $(GE - GC / GE + GC) \times 100$ (Raina, Ng, & Koller, 2006); e por valores inferiores das métricas acima descritas.

Estas foram consideradas as variáveis dependentes (*outcomes*), uma vez que estiveram sujeitas ao efeito produzido pelas variáveis independentes (Fortin *et al.*, 2009).

3.4 Variáveis Independentes

Na definição das variáveis independentes foi considerado o instrumento **BCM**, introduzido e manipulado durante a investigação com o intuito de exercer efeito sobre as variáveis dependentes (Fortin *et al.*, 2009).

3.5 Hipóteses de Investigação

Para o efeito do presente estudo foram definidas as seguintes hipóteses de investigação:

H0a - Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controlo e experimental no que respeita à variável distância ao percurso ideal.

H1a - Existem diferenças estatisticamente significativas a favor do grupo experimental no que respeita à variável distância ao percurso ideal.

H0b - Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controlo e experimental no que respeita à variável distância à posição alvo.

H1b - Existem diferenças estatisticamente significativas a favor do grupo experimental no que respeita à variável distância à posição alvo.

3.6 População-Alvo e População Acessível

O estudo dirigiu-se a todos os indivíduos sem história de dor e/ou disfunção do CAO (indivíduos assintomáticos). Neste contexto, a população acessível foram todos os indivíduos adultos, com mais de 18 anos, homens ou mulheres, alunos da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal.

3.7 Critérios de Seleção da Amostra

Os **critérios de inclusão** definidos consideraram sujeitos: adultos jovens, do género feminino ou masculino; com idade igual ou superior a 18 anos; sem de história de dor e/ou disfunção do CAO.

Os **critérios de exclusão** foram estabelecidos com base no estudo desenvolvido por Ludewig e colaboradores (2009), tendo sido considerado: a realização de fisioterapia ou qualquer outro tratamento durante o curso do estudo e/ou, nos últimos 12 meses; prática regular de atividade desportiva nos últimos 6 meses (frequência igual ou superior a 3x/semana); presença de radiculopatia cervical ou presença de alterações neurológicas; presença de dor de origem visceral e/ou dor sistémica; teste de *Thoracic Outlet syndrome* positivo; presença de doenças reumáticas; história anterior de cirurgia ao ombro, cervical e/ou coluna dorsal alta; e história/exame físico sugestivo de luxação, subluxação e/ou fractura do ombro.

3.8 Amostragem

O estudo foi aprovado pela comissão de ética da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal. Contém uma amostra não probabilística obtida através do método de amostra acidental ou de conveniência, até ao número desejado de participantes ter ser atingido (Fortin *et al.*, 2009).

Todos os sujeitos elegíveis foram convidados a participar. Para o efeito, foi elaborado um pedido de colaboração por escrito, via e-mail, a todos os alunos de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, solicitando a sua inscrição, numa plataforma *online* desenvolvida para o efeito (APÊNDICE 1). Este pedido também continha informações relevantes sobre o estudo em causa, nomeadamente os objetivos da investigação, os critérios de inclusão e exclusão da amostra e os procedimentos do estudo. Os sujeitos foram aconselhados a evitar o uso de creme no dia da recolha e a usar uma roupa prática para as mesmas. Foi igualmente explicado que a participação do sujeito implicava a sua autorização prévia para a utilização dos dados recolhidos, sendo referido que todos os sinais seriam codificados e posteriormente tratados de forma anónima e confidencial.

3.9 Amostra

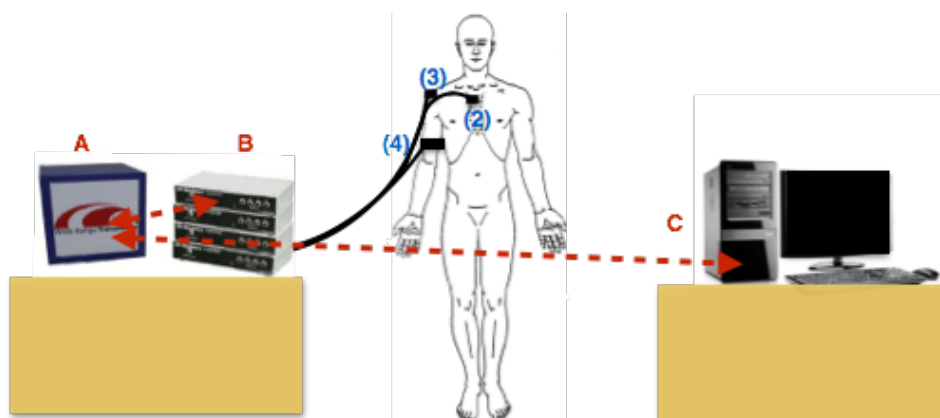
Obteve-se uma amostra com 34 sujeitos, dos quais 4 foram rejeitados por erros associados à recolha. Assim, considerou-se para este estudo uma amostra de 30 sujeitos (10 homens e 20 mulheres), sem história de dor e/ou disfunção do CAO, dos quais 26 eram destros e 4 eram esquerdinos. Tanto o grupo controlo (GC), como o grupo experimental (GE) continham 15 sujeitos, aleatoriamente distribuídos. A média de idades, peso e altura foi de 21.57 ± 4.14 anos, 63 ± 10.37 kg e 1.68 ± 0.08 m, respetivamente.

3.10 Reconstrução e Biofeedback do Movimento da Omoplata

A reconstrução 3D e o Biofeedback do movimento da omoplata foram realizados através do instrumento **BCM**, o qual integra o sistema de *hardware trackSTAR* (Ascension Technology Corporation, Burlington, Vermont), e o *software “The*

MotionMonitor” (Innovative Sports Training, Chicago, Illinois). Na figura 4 está representado o esquema do *setup* experimental do estudo.

Figura 4: Esquema ilustrativo do *setup* experimental. [A – transmissor eletromagnético; B - sensores de superfície; C – computador com o *software* “The Motion Monitor”; (2) – sensor do tórax; (3) – sensor da omoplata; (4) – sensor do úmero].



O trackSTAR é um sistema composto por um transmissor eletromagnético (Figura 4 – A) de longo alcance (2m), que foi utilizado para determinar a localização e orientação de 4 sensores de superfície (Figura 4 – B), localizados no tórax [Figura 4 – (2)]; omoplata [Figura 4 – (3)] e úmero [Figura 4 – (4)]. Os dados foram recolhidos com uma taxa de amostragem de 30Hz por sensor e uma precisão estática de 1,8mm e 0,5° (Milne, Chess, Johnson, & King, 1996).

A palpação, a digitalização das referências anatómicas e a descrição do movimento ET, seguiu o protocolo recomendado pela ISB para estudos do movimento do MS (Wu *et al.*, 2005). Através do *stylus* - sensor 1, montado num ponteiro acrílico, e com um volume de calibração inferior a 1mm (*root-mean-square error*), o *software* “The MotionMonitor” (Figura 4 – C), permitiu a digitalização das referências anatómicas (Tabela 1) e o cálculo dos sistemas de coordenadas locais (Tabela 2). Os sistemas de coordenadas locais forneceram os eixos sagital, frontal e horizontal (Figura 2), diretamente perpendiculares entre si, para cada um dos segmentos corporais do tronco, omoplata e úmero (Wu *et al.*, 2005).

Tabela 1: Referências anatómicas do tórax, omoplata e úmero.

SEGMENTOS	REFERÊNCIAS ANATÓMICAS
Tórax	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Apófise espinhosa da sétima vértebra cervical; ▪ Apófise espinhosa da oitava vértebra torácica; ▪ Apófise espinhosa da décima segunda vértebra torácica; ▪ Fúrcula esternal: ponto supraesternal; ▪ Apêndice xifoide esternal: ponto mais distal do esterno.
Omoplata	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Raiz da espinha da omoplata: o ponto médio da superfície triangular no bordo interno da omoplata em relação à coluna vertebral; ▪ Ângulo inferior: ponto mais distal da omoplata; ▪ Ângulo acromial: ponto mais pósterio-externo da omoplata.
Úmero	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Centro de rotação da GU: estimado pela captação de diversas posições articulares; ▪ Epicôndilo: ponto mais distal; ▪ Epitróclea: ponto mais distal.

Tabela 2: Coordenadas locais do tórax, omoplata e úmero.

	SISTEMA DE COORDENADAS DO TÓRAX	SISTEMA DE COORDENADAS DA OMOPLATA	SISTEMA DE COORDENADAS DO ÚMERO
O	A origem coincide com a fúrcula.	A origem coincide com o ângulo acromial.	A origem coincide com o centro de rotação da glenoumeral.
X	O vetor comum perpendicular ao plano formado por Z e Y, apontado para a frente.	O vetor perpendicular ao plano formado pelo ângulo inferior, ângulo acromial e raiz da espinha, apontando para a frente. Este plano não é o mesmo que o plano visual da omoplata.	O vetor comum e perpendicular ao eixo Zt e Yt, apontando para a frente.
Y	O vetor que liga o ponto médio entre o apêndice xifoide e a apófise espinhosa da oitava vértebra dorsal e o ponto médio entre a fúrcula e a apófise espinhosa da sétima vértebra cervical apontando para cima.	O vetor comum e perpendicular ao eixo X _e e Z _e , apontando para cima.	O vetor entre o centro de rotação da glenoumeral e o ponto médio entre a epitróclea e o epicôndilo, apontando para a glenoumeral.
Z	O vetor perpendicular ao plano formado pela fúrcula, a apófise espinhosa da sétima vértebra cervical e o ponto médio entre o apêndice xifoide e a apófise espinhosa da oitava vértebra dorsal, apontando para a direita.	O vetor que liga a raiz da espinha e o ângulo acromial, apontando para o ângulo acromial.	O vetor comum e perpendicular ao eixo Yu e Zu, apontando para a direita.

Segundo as recomendações da ISB (Wu *et al.*, 2005), os movimentos da omoplata foram descritos como protração/retração (Y), rotação superior/inferior (X), e báscula anterior/posterior (Z) de acordo com a sequência de Euler (Y–X–Z).

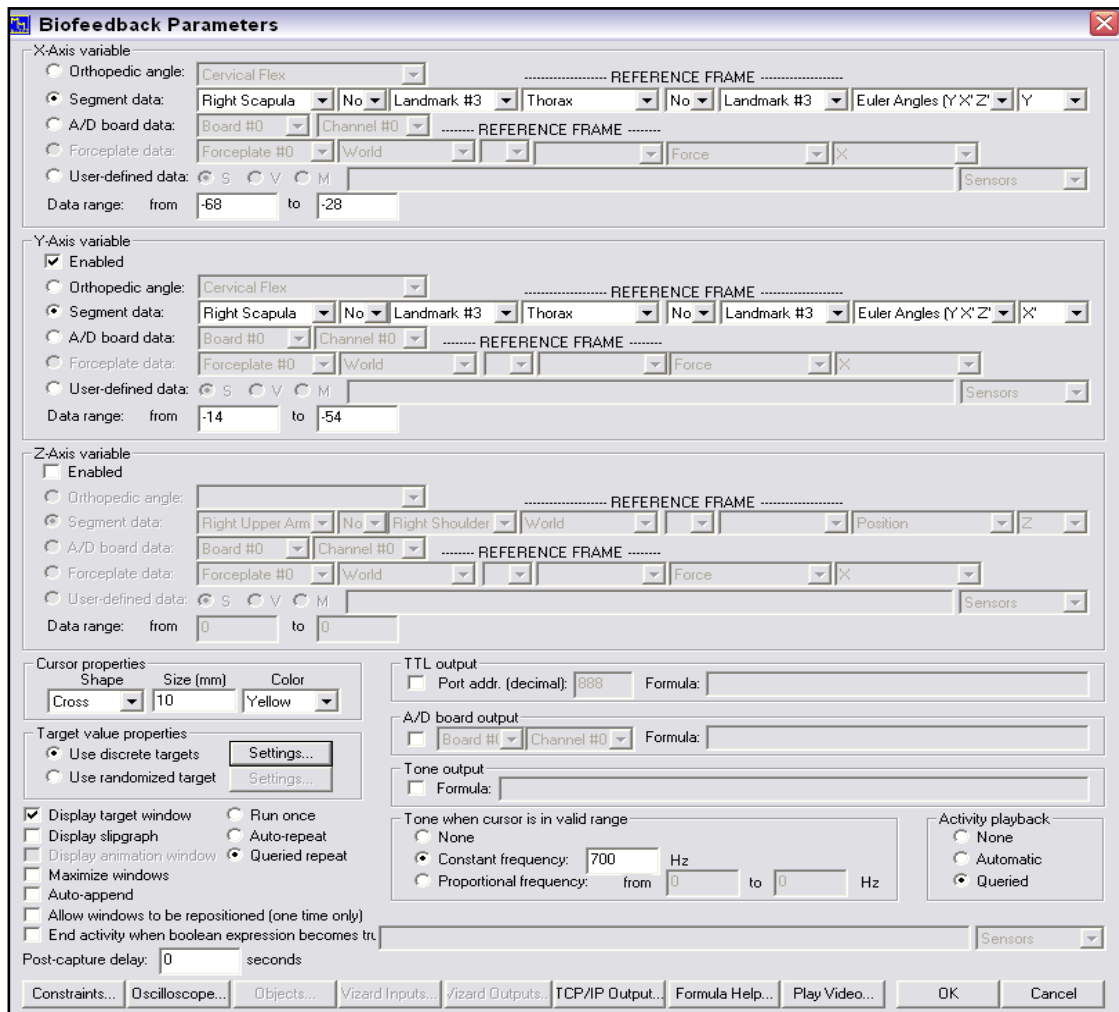
Foi quantificada, em cada *frame*, a quantidade de movimento angular da omoplata (graus de rotação ET), sem restrições articulares, permitindo descrever a sua orientação no espaço Euclidiano 3D, representada posteriormente através de gráficos para cada uma das rotações ET.

Além de permitir a reconstrução do movimento da omoplata, este *software* suportava um módulo de Biofeedback Cinemático, transformando a informação 3D numa imagem bidimensional que representava, em tempo real, o sucesso do sujeito em alcançar o objetivo motor da tarefa. O módulo Biofeedback trabalhava com três dimensões de informação: duas dimensões de informação cinemática e uma dimensão sonora. Para o efeito do presente estudo, foram fornecidas as duas informações de *feedback* cinemático, permitindo manipular a quantidade de informação devolvida em cada exercício (Figura 5).

A precisão deste instrumento como um método de recolha de dados para o CAO foi fornecida pelo sistema trackSTAR, a qual foi reportada como elevada em diversos estudos (Lunden, Braman, LaPrade, & Ludewig, 2010; Milne *et al.*, 1996; Paula, Ackerman, Carvalho, Eidson, & Cevidanes, 2012; Roren *et al.*, 2013).

De acordo com os resultados de Roren e colaboradores (2013), este é um sistema com boa a excelente fidedignidade intra e inter-observador para a avaliação das rotações da omoplata executadas no plano sagital e durante as atividades da vida diária, com coeficientes de correlação interclasse entre os 0.35 a 0.95.

Figura 5: Definição dos parâmetros de Biofeedback Cinemático.



3.11 Procedimentos Experimentais

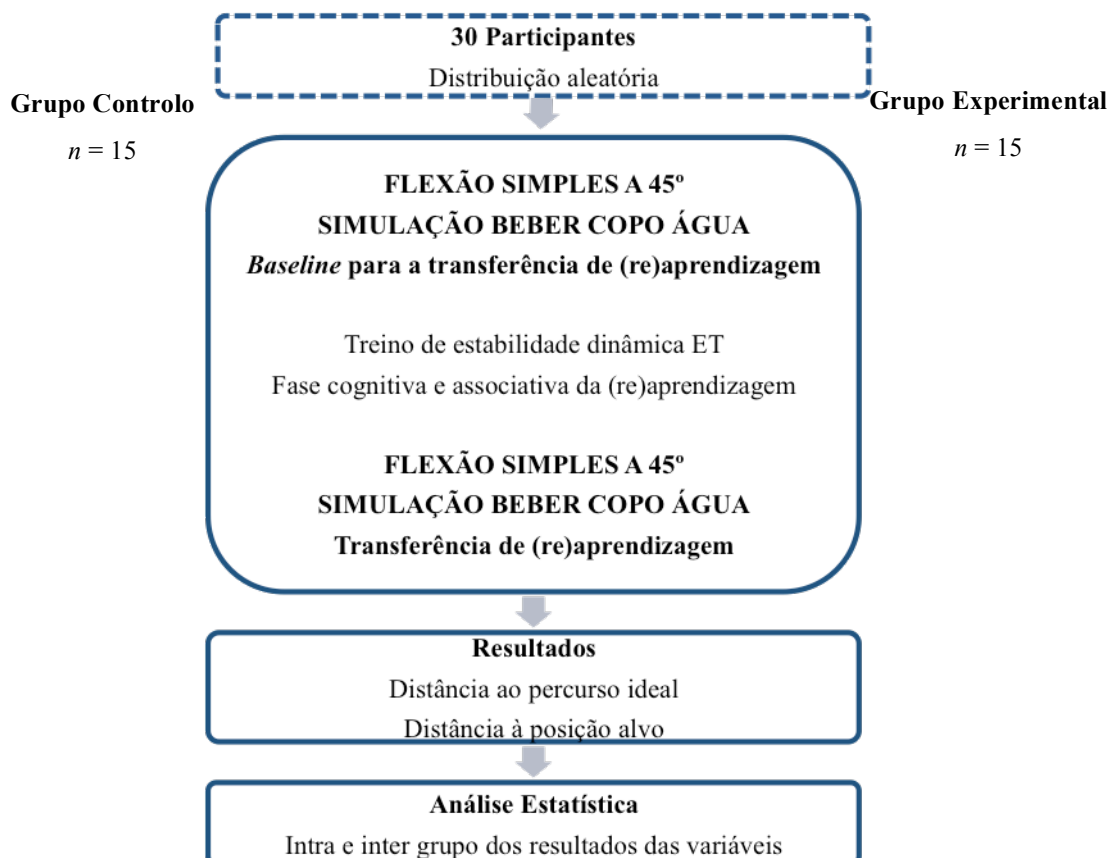
As recolhas decorreram no Laboratório de Análise de Movimento Humano da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal. Foram conduzidas por três investigadores, fisioterapeutas com mais de dois anos de experiência clínica e que exercem a sua profissão noutra instituição, com conhecimento dos objetivos e procedimentos do estudo. Apenas os participantes eram cegos e o processo de recolha de dados durou em média cerca de 40 minutos por sujeito.

A todos os sujeitos foi solicitada a leitura da carta explicativa do estudo (APÊNDICE 2), a qual continha os objetivos de investigação, os procedimentos e os

instrumentos de medição que iriam ser utilizados. Os procedimentos em laboratório garantiram a total privacidade e anonimato dos participantes. Todos os sujeitos assinaram o documento de consentimento informado (APÊNDICE 3), para participar de forma livre e esclarecida, permitindo posteriormente recolher, tratar e utilizar os respetivos dados.

Antes de se iniciarem as recolhas o investigador responsável pelo estudo assinou o Termo de Responsabilidade (APÊNDICE 4), no qual afirmou que seriam respeitados todos os princípios éticos consignados na Declaração de Helsínquia, nas “*Guidelines for Good Clinical Practice*” da Organização Mundial de Saúde e na “*Convenção dos direitos do homem e da biomedicina*” da Comunidade Europeia (World Medical Association, 2014). Na figura 6 está ilustrado o fluxograma do estudo.

Figura 6: Fluxograma do estudo. (*n* – número de sujeitos da amostra; **ET** – articulação escápulo-torácica).



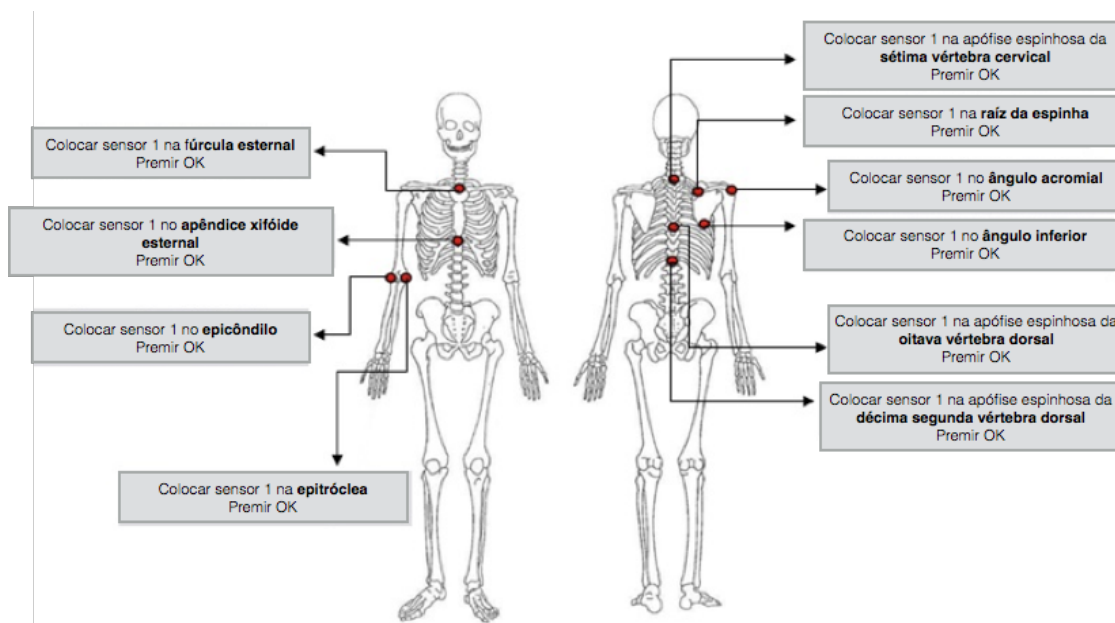
A recolha dos dados iniciou-se com o preenchimento dos dados de caracterização da amostra (Tabela 3 em APÊNDICE 5), incluindo a idade, género, altura e peso. Cada sujeito foi incluído aleatoriamente no GC ou no GE, de modo a evitar os viés de seleção da amostra (Fortin *et al.*, 2009). Foi assegurado que ambos os grupos eram compostos pelo mesmo número de sujeitos.

Foram identificadas e marcadas tipograficamente com um marcador as apófises espinhosas da sétima vértebra cervical, oitava vértebra dorsal e décima segunda vértebra dorsal, referências necessárias à fase de digitalização, o que facilitou a sua posterior identificação durante essa fase.

Posteriormente foram colocados os três sensores eletromagnéticos para a recolha cinemática: sensor 2 – na face anterior do manúbrio esternal [Figura 4 – (2)]; sensor 3 – na face superior e mais externa do acrómio [Figura 4 – (3)]; sensor 4 – na face externa do úmero [Figura 4 – (4)]. Os sensores foram fixos com tape, disposto em cruz, sendo igualmente colocado tape no fio de cada sensor, junto da coluna dorsal, para unir todos os fios e evitar a tensão e deslocação dos mesmos durante as recolhas. O sensor 4 foi reforçado através de uma banda de velcro (braçadeira), pois dada a sua localização está mais sujeito aos artefactos dos tecidos moles.

Através do *software* “The MotionMonitor” e de acordo com as recomendações da ISB (Wu *et al.*, 2005), foram digitalizadas as referências anatómicas do tórax, omoplata e úmero, previamente identificadas por palpação (Tabela 1). Este procedimento foi realizado com o sujeito na posição de pé, próximo do transmissor eletromagnético, através do *stylus* - Sensor 1, montado num ponteiro de acrílico transparente, cuja extremidade pontiaguda foi colocada sobre a referência anatómica pretendida (Figura 7). Este sensor, após calibrado, permitiu registar a posição 3D das diversas referências com um erro inferior a 1mm (*root-mean-square error*). Nesta fase, todos os sujeitos foram advertidos a manter a posição ortostática próxima do transmissor eletromagnético durante o restante período do procedimento experimental, para uma melhor qualidade e precisão nas recolhas.

Figura 7: Processo de digitalização das referências anatómicas.



Foi explicado a todos os sujeitos o conceito de ZN (Mottram, 1997), e definida a respetiva PN ET. Para o efeito, foi fornecido individualmente um estímulo manual de retração e báscula posterior da omoplata, seguido do *feedback* visual do mesmo movimento, executado pelo investigador. Assegurou-se a compreensão e integração da PN ET solicitando-se ao sujeito que reproduzisse essa posição. Aquando a sua compreensão, foi recolhida a PN de cada sujeito, obtendo-se os valores de *baseline* para a comparação posterior dos dados. Os sujeitos foram informados que esta seria a posição alvo do estudo, a qual iria ser solicitada mais tarde durante a execução de algumas tarefas.

Antes da execução de cada exercício, o investigador fornecia sempre uma instrução verbal (comando) e o *feedback* visual correspondente ao objetivo motor da tarefa (Tabela 4). Posteriormente o sujeito realizava um ensaio de teste a fim de averiguar a sua compreensão face ao mesmo. A ordem de execução para cada exercício foi fornecida sempre pelo mesmo investigador e o comando utilizado foi o mesmo em ambos os grupos, de acordo com o exercício solicitado.

Tabela 4: Resumo dos exercícios recolhidos. (**ZN** – zona neutra articular).

EXERCÍCIOS	COMANDO	LIMIAR
Exercício de flexão do ombro até aos 45°	Após fornecer a imagem de elevação do braço até 90° no plano da omoplata, o comando verbal foi: “ Eleve o braço até ao clip/45°. Termine o exercício com o braço ao longo do tronco ”.	A definir
Exercício de simular beber um copo de água	Após fornecer a imagem do movimento desejado, o comando verbal foi: “ Imagine que tem uma mesa baixa à sua frente. Pegue num copo e beba água. Termine o exercício com o braço ao longo do tronco ”.	A definir
Exercício de recolocação da omoplata na ZN	Após fornecer a imagem e estímulo táctil do movimento desejado, o comando verbal foi: “ Leve a sua omoplata para baixo e para dentro ”.	A definir
Exercício de recolocação da omoplata na ZN com elevação do braço até aos 45°	Após fornecer a imagem e estímulo táctil do movimento desejado, o comando verbal foi: “ Leve a sua omoplata para baixo e para dentro e mantendo essa posição eleve o braço até 45° ”.	A definir

Todos os sujeitos realizaram a mesma sequência de exercícios (Figura 6), destinada a avaliar a efetividade do BCM na transferência de (re)aprendizagem e na qualidade de execução nas atividades FLEXex e AVDex, após um período de treino de exercícios focados na omoplata, incluídos nas fases cognitiva e associativa dos protocolos de estabilidade dinâmica ET.

Estabeleceram-se 3 fases de intervenção, tendo sido determinada *à priori* a ordem aleatória de execução dos exercícios, em cada uma delas:

(Recolha prévia da PN ET para cada sujeito)

1. **Execução de 2 Atividades** antes do treino de estabilidade dinâmica ET (condição **PRÉ**):
 - a. 1 série de 5 repetições do exercício **FLEXex**: flexão do ombro até aos 45°;
 - b. 1 série de 5 repetições do exercício **AVDex**: simular beber um copo de água.

2. **Período de treino da PN ET:**

- a. Fase de interação com o BCM – apenas para o GE;
- b. 1 série de 5 repetições do exercício cognitivo de estabilidade dinâmica ET;
- c. 1 série de 5 repetições do exercício associativo de estabilidade dinâmica ET.

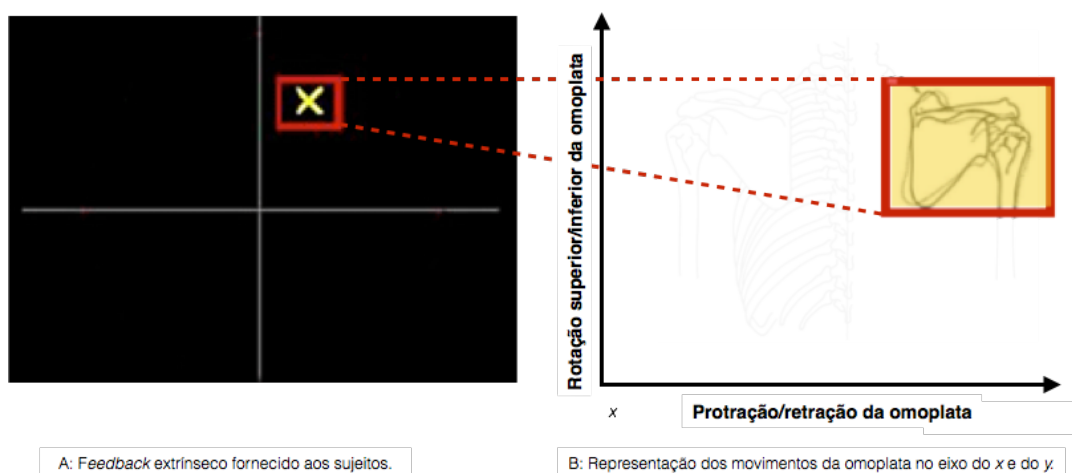
3. **Execução de 2 atividades** após o treino de estabilidade dinâmica ET (condição **PÓS**):

- a. 1 série de 5 repetições do exercício **FLEXex**;
- b. 1 série de 5 repetições do exercício **AVDex**.

Os intervalos de repouso dos exercícios foram estabelecidos segundo as recomendações de Fitts (2006), de modo a prevenir o surgimento de possível fadiga muscular (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005).

Nos exercícios FLEXex e AVDex todos os sujeitos foram instruídos a executar 1 série de 5 repetições consecutivas, com intervalos de 2 minutos de repouso entre cada exercício e a realizar os movimentos no plano sagital. Os movimentos foram orientados pela presença de um marca (clipe preso num fio), que representava os 45° de elevação do MS e a altura da mesa onde permanecia o copo de água (no sentido figurativo).

Nos exercícios de estabilidade dinâmica todos os sujeitos realizaram 1 série de 5 repetições intervaladas com períodos de repouso de 2 minutos, no exercício cognitivo e no exercício associativo. Os sujeitos do GC realizaram os exercícios sem influência do BCM, ao contrário dos sujeitos do GE que tiveram acesso ao BCM sobre o seu desempenho (Figura 8). Durante este período de treino, o GE foi aconselhado a permanecer virado para a tela que projetava o *datashow*. Foi explicado a cada sujeito do GE que a caixa vermelha representava a PN ET, isto é, a meta (posição alvo) a ser atingida durante o exercício, e que o “X” amarelo reproduzia o movimento do ombro (Figura 8 - A). Assim, o sujeito teria de movimentar o ombro de modo a que o “X” fosse colocado dentro da referida caixa, indicando o sucesso da tarefa (Figura 8 – B).

Figura 8: *Display* do Biofeedback Cinemático.

Antes de executarem os exercícios de estabilidade dinâmica, os sujeitos tinham um período de interação prévia com o BCM, no qual foi explicado que para fazer variar os valores das abcissas do gráfico (protração/retração da omoplata) os sujeitos deveriam fazer abdução/adução da omoplata, respetivamente; e que para fazer variar os valores das ordenadas do gráfico (rotação superior/inferior da omoplata) deveriam fazer elevação/depressão da omoplata, respetivamente (Figura 8 – B). O investigador forneceu *feedback* visual dos movimentos de abdução/adução e elevação/depressão da omoplata, explicados anteriormente. Desta forma, o centro da caixa vermelha (Figura 8 - A), refletia uma imagem bidimensional da posição alvo da omoplata e as dimensões da caixa a magnitude do erro tolerada para cada exercício, dada a variabilidade intra-sujeito do grau de rotação superior/inferior e protração/retração ET publicados na literatura (Borsa *et al.*, 2003).

Para o efeito do presente estudo foram recolhidos os ângulos de Euler dos graus de protração, rotação superior e báscula posterior da omoplata nos exercícios FLEXex e AVDex, nas condições PRÉ e PÓS. Estes exercícios foram recolhidos separadamente e assinalados com um conjunto de dois sinais de disparo sincronizados (*triggers*), utilizados para identificar: (1) o início da atividade; e (2) o final da atividade. O exercício terminava ao final de 15 segundos ou assim que o sujeito terminasse os 5 ensaios consecutivos. No final de cada sessão, os dados ficaram guardados no programa “The MotionMonitor”, na ficha de cada sujeito, para posterior processamento.

3.12 Fontes de Erro

Um dos principais objetivos na análise do movimento humano é a descrição da cinemática articular (Robertson *et al.*, 2014). Como tal, torna-se fundamental assegurar a precisão dessa descrição para obter resultados relevantes nas decisões clínicas (Karduna *et al.*, 2001; Roren *et al.*, 2013).

Neste estudo a análise cinemática 3D ET foi realizada através de um dispositivo de rastreio eletromagnético, um método não invasivo, composto por 4 sensores de superfície.

A validação deste método foi assegurada pelo estudo de Karduna e colaboradores (2001), que compararam a validade de dois métodos não invasivos com recuso a dispositivos de rastreamento eletromagnético, com o método invasivo de *bone pinning*, que perfura pinos diretamente na omoplata. Nesse estudo, as rotações da omoplata foram representadas através dos ângulos de Euler, considerando a rotação superior/inferior (eixo das ordenadas), protração/retração (eixo das cotas), e a báscula anterior/posterior da omoplata (eixo das abcissas). Contudo, a posição da omoplata foi restrita apenas a dois graus de liberdade, representados pela protração/retração e elevação/depressão da clavícula. Os resultados revelaram que a média do padrão dos movimentos ET recolhidos através dos métodos não invasivos, foi semelhante aquando a utilização da técnica invasiva, validando os sistemas de varrimento eletromagnético como métodos precisos na recolha dos movimentos da omoplata (Karduna *et al.*, 2001).

Não obstante, existem efetivamente diversas fontes de erro que podem afetar a estimativa da cinemática articular, entre as quais se destacam: as imprecisões instrumentais; a digitalização incorreta das referências anatómicas e os artefactos dos tecidos moles (Cappello, Stagni, Fantozzi, & Leardini, 2005; Cappozzo, Catani, Leardini, Benedetti, & Croce, 1996; Karduna *et al.*, 2001; Robertson *et al.*, 2014; Roren *et al.*, 2013).

No que respeita às imprecisões instrumentais (ex: distorção do campo eletromagnético), estas podem ser facilmente quantificadas e compensadas através dos métodos de calibração do volume de recolha (Bourne, Choo, Regan, MacIntyre, & Oxland, 2011; Brochard, Lempereur, & Rémy-Néris, 2011a; Cappello *et al.*, 2005). O *software* utilizado dispunha de uma rotina de mapeamento de metal que testou e calibrou o sistema, prevenindo possíveis distorções causadas pela presença de metal no espaço.

Os últimos dois erros referidos são erros sistemáticos, mutuamente dependentes, causados pela interposição dos tecidos moles ativos e passivos entre os sensores de superfície e os ossos subjacentes, para os quais os efeitos de inércia, da deformação da pele, a gravidade de deslizamento e a contração muscular, são fatores contributivos e interdependentes (Cappello *et al.*, 2005; Lu & O'Connor, 1999; Robertson *et al.*, 2014; Roren *et al.*, 2013).

Para minimizar o efeito de erro na digitalização das referências anatómicas utilizou-se um protocolo de recolha com as recomendações da ISB para os estudos do movimento do MS (Wu *et al.*, 2005). Este permitiu a digitalização e definição de um sistema de coordenadas para os segmentos do tórax, omoplata e úmero.

No que respeita aos artefactos dos tecidos moles, são considerados a maior fonte de erro na análise de movimento humano (Andriacchi & Alexander, 2000). Considerando que os padrões de movimento da pele podem ser distintos em segmentos adjacentes, os erros na orientação dos segmentos podem resultar em luxações articulares aparentes ou movimentos articulares anatomicamente incorretos (Kepple, Arnold, Stanhope, & Siegel, 1994), obtendo-se valores de cinemática articular que não correspondem à realidade (Lafortune, Cavanagh, Sommer, & Kalenak, 1992). Estes erros podem também ter efeitos significativos sobre a estimativa das linhas de ação e nos braços de alavanca segmentar (Lu & O'Connor, 1999; Robertson *et al.*, 2014).

Embora os artefactos dos tecidos moles sejam geralmente controlados através dos processos de optimização segmentar ou global, no presente estudo recorreu-se ao método linear direto, no qual cada *frame* do segmento incorporado foi calculado a partir de dois vetores, um vetor do sistema de coordenadas local e outro vetor do sistema de coordenadas global (Lu & O'Connor, 1999; Robertson *et al.*, 2014). A transformação linear entre estes sistemas de coordenadas foi definida por um vetor, representando a origem do sistema de coordenadas local relativo ao sistema global (Lu & O'Connor, 1999; Robertson *et al.*, 2014). Através do *software* “The MotionMonitor” estas coordenadas locais digitalizadas foram transformadas em coordenadas do espaço Euclidiano 3D, permitindo a descrição do movimento em relação ao sistema global (Robertson *et al.*, 2014). Visto a comparação entre os dados ter sido feita em cada sujeito e na mesma sessão, pensa-se que o erro causado pelos artefactos dos tecidos moles pode ter sido mínimo.

3.13 Considerações Éticas

A ética é considerada “(...) a ciência da moral (...)” e representa a avaliação crítica e um sistema de valores que orienta as ações dos indivíduos (Fortin *et al.*, 2009; Hicks, 2009). Tendo em conta este conceito, desenvolveu-se um Código de Ética baseado na declaração dos direitos da pessoa, que instituiu um conjunto de regras de conduta às quais todo o investigador se deve submeter quando decide utilizar pessoas como sujeitos de investigação.

A avaliação do aspeto ético nos projetos de investigação torna-se um tema essencial, na medida em que assegura o respeito pela dignidade do sujeito. Os direitos da pessoa devem ser absolutamente protegidos e por isso este projeto visa assegurar o direito à autodeterminação, à intimidade, ao anonimato, à confidencialidade, à proteção contra o desconforto e prejuízo, assim como ao direito a um tratamento justo e equitativo (Fortin *et al.*, 2009; Hicks, 2009).

Os sujeitos participaram de livre e espontânea vontade, de consentimento esclarecido, pelo que foi entregue, a todos os potenciais participantes, uma folha

informativa que compreendia diversos elementos, com destaque na natureza, na finalidade e nos objetivos do estudo; nos riscos incorridos; na relação riscos-benefícios que o investigador atribuía à sua participação; na duração da investigação; nos métodos a empregar; assim como às informações ligadas ao direito de se retirar do estudo a qualquer momento (Fortin *et al.*, 2009). Estes aspetos reportaram-se de igual modo a pessoas inaptas a dar um consentimento perfeitamente livre e esclarecido (Fortin *et al.*, 2009).

Todos os procedimentos da investigação foram praticados por pessoas qualificadas, e os fundamentos da experiência residiram nos resultados de experiências anteriores e no conhecimento sobre análise cinemática 3D, estabilidade dinâmica e (re)aprendizagem motora, o que justificou, pelos resultados esperados, a sua execução (Fortin *et al.*, 2009; Hicks, 2009).

Consideramos que a nossa experimentação teve resultados práticos para o bem da sociedade e impossíveis de obter por outros meios, como tal, não foi praticada ao acaso e sem necessidade.

3.14 Métodos de Análise dos Dados

Numa fase inicial, tal como descrito anteriormente (subcapítulo 3.3 Variáveis Dependentes), após o cálculo das métricas da distância ao percurso ideal e distância à posição alvo, obtiveram-se os valores médios e respetivos desvio padrão das 5 repetições de cada exercício. Estes valores foram dispostos de acordo com as condições PRÉ e PÓS. Para este cálculo foi utilizado o programa Microsoft Excel for Mac 2011.

Numa segunda fase, os dados foram tratados através do programa “MATrix LABORatory program” na versão 2012a, tendo em conta as variáveis dependentes definidas para este estudo. Assim, obteve-se, para cada sujeito, o valor médio (das 5 repetições) e respetivos desvio padrão da distância Euclidiana ao percurso ideal e da moda da distância Euclidiana à PN. Estes valores foram calculados para cada instante

no tempo e tendo em conta a análise individual de cada rotação da omoplata, bem como o valor médio das três rotações da mesma.

Numa terceira fase, foram aplicados os testes de normalidade e homogeneidade da amostra, através do programa “Statistical Package for the Social Sciences” na versão 21.0, tendo em conta o tamanho da mesma (30 sujeitos). Assim, foi usado o teste **Shapiro-Wilk test**, que permitiu calcular a probabilidade da variável aleatória subjacente estar normalmente distribuída (teste de normalidade) e o teste **Levene’s test**, que testou a hipótese nula de que as variâncias populacionais eram iguais (teste de homogeneidade). Para a amostra ser considerada normal e homogénea o valor p destes testes teria de ser inferior a 0,05.

Após estes testes, foi feita uma análise intergrupo para as variáveis que medem a distância Euclidiana das rotações da omoplata ao percurso ideal. O objetivo foi comparar os resultados entre o GC e o GE, nas condições PRÉ e condições PÓS. Para tal foram usados os testes paramétricos de **t-student**, nos casos em que se verificou uma distribuição normal; e o teste de **Mann Witney**, quando não se verificou a distribuição normal da amostra. Adicionalmente foi realizada uma análise intragrupo nas variáveis que medem a distância Euclidiana das rotações da omoplata ao percurso ideal e à posição alvo. Pretendeu-se investigar o comportamento destas variáveis entre as condições PRÉ e PÓS, no GC e no GE. Nesta análise foram usados os testes não paramétricos de **t-pares**, uma vez que as amostras eram emparelhadas, para as variáveis com distribuição normal; e o teste de **Wilcoxon**, quando as condições de normalidade não foram observadas. Como resultado da análise descritiva e inferencial destes testes, retirou-se a média e desvio padrão correspondentes. Os resultados estatísticos apenas foram considerados significativos caso o valor p correspondente fosse igual ou inferior a 0,05.

4 RESULTADOS

O teste de Levene's garantiu a homogeneidade de variâncias do estudo ($p > 0.05$), contudo o teste de Shapiro-Wilk revelou que nem sempre foram verificadas as condições de normalidade. Foram observadas as condições de normalidade apenas para as variáveis: MT-Prot; ZN-3Rot; MT-RotSup; MT-RotPost; ZN-RotPost. Em oposição, as variáveis em que não se verificou uma distribuição normal foram: MT-3Rot; MT-RotPost; ZN-Prot; ZN-RotSup.

Os resultados da análise descritiva e respetiva associação com os testes de inferência estatística podem ser observados na tabela 5, na qual são assinalados (*) os valores estatisticamente significativos, para $p < 0,05$.

Na **análise intergrupo** não foram observados resultados estatisticamente significativos em nenhuma variável. Na **análise intragrupo** foram observados resultados significativos para as variáveis MT-Prot e MT-3Rot.

O **teste t-pares** não revelou resultados significativos no **GC**. No entanto, no **GE** houve resultados estatisticamente significativos para o exercício FLEXex, na variável MT-Prot. Observou-se uma melhoria da distância do valor da protração da omoplata ao percurso ideal ($t=2.305$; $p=0.037$), dada pela diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ ($4.10^\circ \pm 1.83$), para o PÓS ($3.37^\circ \pm 1.35$ *).

O **teste de Wilcoxon** não revelou significância estatística no **GC**. Contudo, para o **GE** houve diferenças estatisticamente significativas no exercício FLEXex, na variável MT-3Rot. Verificou-se efetivamente uma melhoria do valor das três rotações da omoplata ao percurso ideal ($z = -2.22$; $p= 0.027$), traduzida pela diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ ($9.16^\circ \pm 3.04$), para o PÓS ($8.22^\circ \pm 2.43$ *).

Tabela 5: Análise estatística descritiva (média \pm desvio padrão) e resultados dos testes de associação. (**PRÉ** - Pré treino de estabilidade dinâmica; **PÓS** - Após treino de estabilidade dinâmica; **FLEXex** - Flexão simples do ombro a 45°; **AVDex** - Simulação da atividade de beber um copo de água; **MT-3Rot**- Distância das três rotações da omoplata ao percurso ideal; **MT-Prot** - Distância da protração da omoplata ao percurso ideal; **MT-RotSup** - Distância da rotação superior da omoplata ao percurso ideal; **MT-RotPost** - Distância da bscula posterior da omoplata ao percurso ideal; **ZN-3Rot** - Distncia das trs rotaes da omoplata em relao  posio alvo; **ZN-Prot** - Distncia da protrao da omoplata em relao  posio alvo; **ZN-RotSup** - Distncia da rotao superior da omoplata em relao  posio alvo; **ZN-RotPost** - Distncia da bscula posterior da omoplata em relao  posio alvo).

		<i>n=30</i>	PRÉ	PÓS	
F L E X e x	MT-3Rot	GC	8.41° \pm 3.48	9.21° \pm 3.33°	
		GE	9.16° \pm 3.04	8.22° \pm 2.43 *	
	MT-Prot	GC	3.56° \pm 1.91	4.05° \pm 1.52	
		GE	4.10° \pm 1.83	3.37° \pm 1.35 *	
	MT-RotSup	GC	4.45° \pm 1.60	4.01° \pm 1.51	
		GE	3.87° \pm 1.43	3.67° \pm 1.68	
	MT-RotPost	GC	2.40° \pm 1.33	2.38° \pm 1.43	
		GE	2.44° \pm 0.70	2.21° \pm 0.78	
	ZN-3Rot	GC	8.07° \pm 4.76	7.79° \pm 4.37	
		GE	9.73° \pm 6.54	9.33° \pm 7.06	
	ZN-Prot	GC	5.89° \pm 2.65	5.20° \pm 2.65	
		GE	6.60° \pm 4.27	6.50° \pm 4.35	
	ZN-RotSup	GC	4.29° \pm 1.70	4.75° \pm 1.46	
		GE	6.12° \pm 3.03	5.40° \pm 2.49	
	ZN-RotPost	GC	3.07° \pm 1.81	2.69° \pm 1.62	
		GE	2.33° \pm 1.25	2.53° \pm 1.38	
	A V D e x	MT-3Rot	GC	5.11° \pm 1.27	4.79° \pm 1.40
			GE	4.73° \pm 1.52	4.89° \pm 1.68
MT-Prot		GC	3.04° \pm 1.31	2.69° \pm 1.21	
		GE	2.23° \pm 0.95	2.06° \pm 1.08	
MT-RotSup		GC	2.58° \pm 0.95	2.74° \pm 0.81	
		GE	2.68° \pm 0.87	2.48° \pm 0.77	
MT-RotPost		GC	1.69° \pm 0.68	1.66° \pm 0.86	
		GE	1.52° \pm 0.38	1.67° \pm 0.50	
ZN-3Rot		GC	8.41° \pm 4.52	8.16° \pm 6.20	
		GE	9.49° \pm 7.16	9.56° \pm 7.33	
ZN-Prot		GC	4.83° \pm 2.12	5.26° \pm 1.77	
		GE	6.55° \pm 3.75	6.63° \pm 4.30	
ZN-RotSup		GC	4.98° \pm 2.17	4.60° \pm 2.45	
		GE	5.52° \pm 3.21	5.21° \pm 2.69	
ZN-RotPost		GC	3.09° \pm 2.26	2.67° \pm 2.55	
		GE	1.96° \pm 1.31	2.27° \pm 1.01	

Embora não tenham sido definidas como variáveis dependentes, considerou-se preponderante avaliar o tempo economizado na execução das tarefas (Tabela 6) e a distância da orientação inicial da ET à PN (Tabela 7), as quais foram obtidas pelo cálculo da diferença entre os valores finais e os valores iniciais de cada parâmetro.

Os resultados da Tabela 6 mostram que houve efetivamente uma diminuição dos valores (média desvio \pm padrão), nas condições PÓS, em ambos os grupos e nas duas atividades. No **GC**, para o exercício FLEXex houve uma diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (3.93s \pm 0.63), para o PÓS (3.81s \pm 0.64). Para a atividade AVDex houve uma diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (4.16s \pm 0.78), para o PÓS (3.92s \pm 0.58). No **GE**, para o exercício FLEXex houve uma diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (3.84s \pm 0.60), para o PÓS (3.54s \pm 0.42). Para a atividade AVDex houve uma diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (4.20s \pm 0.49), para o PÓS (3.81s \pm 0.38).

Na tabela 7 como se pode verificar, o GE apresentou, em média, uma maior distância à PN em comparação com o GC. No **GC**, para o exercício FLEXex houve um aumento dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (8.02° \pm 4.58), para o PÓS (8.07° \pm 4.12). Para a atividade AVDex houve uma diminuição da média e um aumento do desvio padrão do PRÉ (8.41° \pm 4.26), para o PÓS (8.27° \pm 4.66). No **GE**, para o exercício FLEXex houve um aumento dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (9.28° \pm 6.42), para o PÓS (9.62° \pm 7.33). Para a atividade AVDex houve uma diminuição dos valores (média \pm desvio padrão) do PRÉ (9.72° \pm 7.35), para o PÓS (9.47° \pm 6.52).

Tabela 6: Tempo de execução das tarefas de flexão simples do ombro a 45° e de simular beber um copo de água. (**GC** – Grupo controlo; **GE** – Grupo experimental; **PRÉ** - Pré treino de estabilidade dinâmica; **PÓS** - Após o treino de estabilidade dinâmica; **FLEXex** - Flexão simples do ombro a 45°; **AVDex** - Simulação da atividade de beber um copo de água).

<i>n</i> = 15	GC				GE			
	FLEXex		AVD		FLEXex		AVD	
	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS
TEMPO	4.38s	4.64s	4.07s	4.76s	4.92s	4.16s	3.86s	3.82s
	5.02s	3.10s	5.30s	3.76s	4.59s	3.71s	4.06s	3.79s
	3.59s	3.92s	3.89s	3.65s	3.02s	2.67s	3.35s	3.39s
	3.37s	3.28s	3.78s	3.37s	3.70s	3.64s	4.67s	4.21s
	3.73s	3.99s	4.23s	4.02s	3.43s	3.15s	4.02s	3.55s
	4.69s	5.13s	5.39s	5.01s	2.79s	3.63s	3.56s	3.44s
	4.18s	4.06s	4.79s	4.13s	3.37s	2.94s	4.53s	3.69s
	3.85s	3.72s	3.87s	3.94s	3.58s	4.15s	5.00s	4.89s
	4.57s	4.73s	5.38s	4.48s	4.24s	3.67s	3.87s	3.77s
	3.12s	3.26s	3.66s	3.72s	4.20s	3.63s	4.45s	3.91s
	4.39s	3.66s	3.44s	3.66s	3.55s	3.51s	4.56s	3.96s
	3.60s	3.75s	4.25s	4.34s	3.68s	3.16s	3.82s	3.95s
	3.47s	3.33s	3.51s	3.71s	3.75s	3.93s	3.91s	3.49s
	2.72s	2.83s	2.66s	2.64s	4.14s	3.45s	4.59s	3.48s
	4.22s	3.83s	4.15s	3.54s	4.64s	3.72s	4.80s	3.87s
MÉDIA	3.93s	3.81s	4.16s	3.92s	3.84s	3.54s	4.20s	3.81s
DESVIO PADRÃO	0.63s	0.64s	0.78s	0.58s	0.60s	0.42s	0.49s	0.38s

Tabela 7: Valores médios das distâncias iniciais da omoplata à posição neutra no grupo controlo e no grupo experimental. (**PN** – Posição neutra; **GC** – Grupo controlo; **GE** – Grupo experimental; **PRÉ** - Pré treino de estabilidade dinâmica; **PÓS** - Após o treino de estabilidade dinâmica; **FLEXex** - Flexão simples do ombro a 45°; **AVDex** - Simulação da atividade de beber um copo de água).

<i>n</i> = 15	GC				GE			
	FLEXex		AVD		FLEXex		AVD	
	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS
	6.43°	9.53°	7.95°	9.69°	3.29°	3.20°	3.95°	2.93°
	2.74°	3.35°	4.36°	2.66°	13.42°	12.83°	11.96°	10.63°
	7.20°	7.18°	4.40°	5.72°	8.04°	6.82°	7.11°	6.19°
	3.91°	4.87°	3.89°	3.85°	8.92°	8.10°	8.47°	8.85°
	8.02°	8.92°	9.29°	8.86°	2.40°	1.94°	1.08°	1.34°
	5.74°	5.75°	8.10°	4.95°	4.65°	5.07°	3.58°	5.70°
DISTÂNCIA INICIAL À PN	6.77°	5.10°	5.87°	3.55°	11.16°	7.96°	11.83°	6.83°
	13.04°	8.16°	11.92°	10.50°	5.44°	7.66°	9.82°	10.61°
	6.10°	7.26°	7.97°	9.00°	25.37°	27.68°	31.30°	24.30°
	9.79°	12.88°	11.89°	13.87°	4.58°	5.79°	4.86°	6.43°
	2.64°	2.76°	5.37°	5.64°	14.30°	11.48°	13.05°	10.69°
	21.03°	19.16°	20.94°	21.01°	18.64°	24.24°	17.37°	23.42°
	7.00°	8.44°	8.92°	8.92°	5.00°	6.87°	4.89°	8.31°
	9.44°	6.47°	6.84°	6.38°	9.49°	11.07°	10.11°	11.16°
	10.36°	11.22°	8.39°	9.40°	4.55°	3.64°	6.44°	4.72°
MÉDIA	8.02°	8.07°	8.41°	8.27°	9.28°	9.62°	9.72°	9.47°
DESVIO PADRÃO	4.58°	4.12°	4.26°	4.66°	6.42°	7.33°	7.35°	6.52°

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Dada a complexidade dos padrões de movimento do CAO e a fisionomia e localização da omoplata, a identificação e classificação de posturas incorretas do ombro, associadas frequentemente à presença de patologias como o conflito subacromial e a instabilidade da GU, continua a ser um desafio (Brochard, Lempereur, & Rémy-Néris, 2011b; Gibson *et al.*, 2004; Hayes *et al.*, 2002; Karduna *et al.*, 2001; Ludewig & Cook, 2000; Michener *et al.*, 2003; Scibek *et al.*, 2009).

O facto da omoplata se mover debaixo da pele dificulta a avaliação e quantificação das suas disfunções (Karduna *et al.*, 2001). Para os sujeitos torna-se difícil ter consciência desta disfunção e melhorar o controlo motor da omoplata (Struyf *et al.*, 2013).

A evidência sugere que o treino de exercícios focados na omoplata é eficaz na melhoria da qualidade e controlo do movimento ET, considerado essencial à normal função do CAO (Struyf *et al.*, 2013). Neste contexto, é comumente aceite que os sujeitos devem ser submetidos a um processo de (re)aprendizagem motora considerando três fases que consistem sequencialmente na fase cognitiva, associativa e autónoma (Fitts & Posner, 1967).

A primeira fase tem uma duração limitada de alguns minutos até alguns dias, a segunda fase pode durar semanas ou meses e a terceira fase pode durar anos, dado o nível de desempenho tendencialmente estabilizar e as alterações serem relativamente lentas (Schmidt, 1991).

De acordo com este modelo os exercícios focados na omoplata têm como objetivo a consciencialização da ZN ET e a normalização do ritmo escapulo-umeral, facilitados pela capacidade do sistema nervoso central controlar de forma eficaz o movimento intersegmentar do MS (Cools *et al.*, 2003; Cowan *et al.*, 2003; Hess, 2000; Kibler *et al.*, 2009; Struyf *et al.*, 2013).

O BCM tem revelado ser um método válido que pode identificar as alterações do movimento da omoplata e facilitar a função fisiológica e biomecânica através do fornecimento de informação de retorno extrínseca em tempo real, durante ou imediatamente após a realização de uma tarefa (Giggins *et al.*, 2013; Tate *et al.*, 2009).

O presente estudo foi delineado com base nestes pressupostos e modelos racionais, propondo-se investigar a **efetividade** do BCM 3D, enquanto informação de retorno extrínseca, na **transferência de (re)aprendizagem** e na melhoria da **qualidade de execução** do movimento da omoplata, em sujeitos assintomáticos, em duas atividades: **FLEXex** (flexão simples do ombro a 45°) e **AVDex** (simulação da atividade de beber um copo de água), após um período de treino focado na estabilidade dinâmica ET. Para o efeito foram definidas como variáveis dependentes a distância ao percurso ideal em cada instante no tempo: **MT-3Rot**, **MT-Prot**, **MT-RotSup**, **MT-RotPost**; e a distância à posição alvo em cada instante no tempo: **ZN-3Rot**, **ZN-Prot**, **ZN-RotSup**, **ZN-RotPost**. Estas variáveis forneceram a noção de desvio ao percurso ideal e à PN ET, respetivamente.

Foi constituída uma amostra não probabilística de 30 sujeitos, distribuídos igualmente e aleatoriamente no GC e no GE, evitando o viés de seleção da amostra, considerando que as unidades selecionadas aleatoriamente representam o perfil geral da população acessível (Fortin *et al.*, 2009). Todos os sujeitos executaram a mesma sequência de exercícios (Figura 6), considerando 3 fases de intervenção:

(Recolha prévia da PN ET para cada sujeito)

1. Execução de **2 atividades PRÉ** - 1 série de 5 repetições consecutivas do exercício FLEXex e AVDex;
2. **Período de treino da PN ET** - 1 série de 5 repetições intervaladas do exercício cognitivo e do exercício associativo;
3. Execução de **2 atividades PÓS** - 1 série de 5 repetições do exercício FLEXex e AVDex.

O BCM foi fornecido durante o período de treino da PN ET e apenas ao GE.

O período de exposição ao exercício foi semelhante ao tempo médio de uma sessão de fisioterapia, cerca de 40 minutos por sujeito, numa fase inicial do processo de (re)aprendizagem motora (fase de aquisição da tarefa), com ênfase nas etapas cognitivas e associativas do treino de estabilidade dinâmica ET (Fitts & Posner, 1967; Hess, 2000).

A prática foi organizada e orientada de acordo com os objetivos motores das tarefas (Sherwood & Lee, 2003), tendo em conta que existem diversos fatores que influenciam a (re)aprendizagem (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Salientamos no presente estudo o papel das condições de prática; da fadiga; e da instrução e demonstração fornecidas (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Foi aplicada uma prática massiva e em bloco, com aleatorização prévia da ordem de execução das tarefas em cada fase de intervenção (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005). Os efeitos desta organização da prática numa fase inicial de (re)aprendizagem são enfatizados pela experiência de Shea e Morgan (1979), nos quais um grupo realizou três tarefas diferentes de forma sequencial e por blocos, e outro realizou o mesmo número de ensaios mas apresentados de forma distribuída. Verificou-se que os melhores resultados foram obtidos para o grupo sujeito à prática por blocos, apesar de nos testes de retenção este grupo ter revelado um desempenho inferior (Shea & Morgan, 1979).

Foram estabelecidos períodos de repouso de 2 minutos entre cada exercício, prevenindo o surgimento de possível fadiga muscular, segundo as recomendações de Fitts (2006). Foi fornecido verbalmente o comando correspondente a cada tarefa (Tabela 4), acompanhado do respetivo *feedback* visual, executado sempre pelo mesmo investigador. Os sujeitos realizavam um ensaio de teste assegurando a compreensão da tarefa a desempenhar.

No GE houve um período de interação prévia com o instrumento assegurando que o processo de recolha dos dados só era iniciado quando o sujeito demonstrava conseguir interagir com o BCM.

Considerámos que este factor era muito importante, pois embora esteja descrito que nesta fase o uso de informação extrínseca é muito vantajoso (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007), visto que a atenção dos sujeitos está focada essencialmente para a compreensão dos objetivos motores e menos para o erro de execução associado, é expectável que a magnitude do erro observado no desempenho seja superior, em comparação com as outras fases do processo de (re)aprendizagem (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Deste modo, garantimos que houve um período de instrução e demonstração no qual o sujeito compreendeu os objetivos e características da tarefa a ser aprendida; e que o período e condições de treino foram os mesmos em todos os sujeitos (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Através do *software* “The Motion Monitor” e de acordo com o protocolo de procedimentos recomendados pela ISB (Wu *et al.*, 2005), foi realizada a reconstrução 3D do tórax, omoplata e úmero, em cada sujeito, e recolhidos os ângulos de Euler da protração, rotação superior, e báscula posterior da omoplata para as atividades FLEXex e AVDex, em condições PRÉ e PÓS.

Na comparação dos sujeitos não foram usados os dados de referência da PN ET descritos na literatura (Fayad *et al.*, 2006; Ludewig *et al.*, 2009). Para o efeito, foi recolhida previamente a PN ET de cada sujeito, evitando o viés de medição (Fortin *et al.*, 2009).

A análise dos resultados (Tabela 5) identificou **associações estatisticamente significativas** para o **GE** nas variáveis MT-Prot ($t = 2.305$; $p = 0.037$) e MT-3Rot ($z = -2.22$; $p = 0.027$), nas condições PÓS do exercício FLEXex, quando comparadas com as condições PRÉ.

Para a variável MT-Prot obtiveram-se os valores de $4.10^\circ \pm 1.83$ (PRÉ) e $3.37^\circ \pm 1.35$ (PÓS); e para a variável MT-3Rot obtiveram-se os valores de $9.16^\circ \pm 3.04$ (PRÉ) e $8.22^\circ \pm 2.43$ (PÓS).

Estes dados revelam que no **GE**, em condições **PÓS**, houve uma diminuição dos valores médios obtidos (média \pm desvio padrão) para as variáveis **MT-Prot** e **MT-3Rot**. Os sujeitos que tiveram acesso ao BCM aproximaram-se mais facilmente ao percurso ideal evidenciando uma melhor orientação 3D da omoplata.

Com base nestes resultados, poderia inferir-se que há evidências preliminares de que após uma sessão com o BCM 3D, fornecido em tempo real, houve transferência imediata de (re)aprendizagem e um aumento significativo da qualidade do movimento da omoplata na tarefa FLEXex, após uma intervenção específica focada nas fases cognitiva e associativa da (re)aprendizagem. No entanto, torna-se preponderante questionar a capacidade efetiva de transferência *versus* o efeito imediato da prática, isto é, a memória dos sujeitos (Tibi, Eviatar, & Karni, 2013).

Embora sem memória não possa existir (re)aprendizagem, uma vez que este processo requer a integração progressiva de diversas fases ao longo do tempo (Fairbrother, 2010; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Tibi *et al.*, 2013), neste estudo, esta distinção torna-se necessária pelo reduzido volume de estímulo a que os sujeitos foram expostos.

Deste modo, devemos considerar que estes resultados podem ter sido obtidos pela capacidade dos sujeitos reproduzirem e reconhecerem as experiências passadas, sensoriais e motoras (efeito da memória a curto prazo), o que não implica

necessariamente que tenha ocorrido retenção e transferência dessa habilidade, mas sim a melhoria do desempenho observado (Amitay *et al.*, 2013; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005). Neste estudo, quando nos referimos à capacidade de transferência do sujeito, estamos efetivamente a considerar a avaliação do nível de desempenho (Amitay *et al.*, 2013; Ellis, 1965; Schmidt, 2003; Wolpert *et al.*, 2011).

O conceito de transferência de (re)aprendizagem assenta no pressuposto de que a prática de uma determinada habilidade influencia o desempenho dessa tarefa em contextos distintos, bem como a (re)adquisição e (re)aprendizagem de outro movimento (Amitay *et al.*, 2013; Ellis, 1965; Schmidt, 2003; Wolpert *et al.*, 2011). A magnitude da transferência e respetiva capacidade de memorização associada estão muito dependentes da similaridade entre as tarefas executadas e do significado que o indivíduo atribui ao estímulo motor (Amitay *et al.*, 2013).

Quanto mais evidente for a semelhança entre as tarefas, maior é a probabilidade de transferência positiva entre as mesmas (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005). Assim, esta está depende do número de elementos semelhantes entre duas tarefas, tendo em conta a presença de padrões de movimento, elementos perceptivos e estratégias motoras similares (Iosa *et al.*, 2013; Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

Neste estudo, considerámos que embora possa haver semelhança entre as tarefas FLEXex e AVDex, quando solicitadas aos sujeitos, estas estimularam a utilização de estratégias motoras distintas evidenciando-se a melhoria do desempenho na atividade com mais elementos semelhantes ao exercício associativo anteriormente praticado durante o período de treino, que implicava a recolocação da omoplata na ZN com elevação do braço até aos 45°. Assim a melhoria do desempenho observada pode ter resultado da transferência intra-tarefa apenas para a atividade FLEXex (Iosa *et al.*, 2013; Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005).

Esta hipótese é suportada pelos estudos de análise cinemática ET que revelam que durante qualquer movimento de elevação do MS, de um modo geral, ocorrem os

movimentos de rotação superior, báscula posterior e retração da omoplata (Escamilla *et al.*, 2009; Halder *et al.*, 2000; Hallström & Kärrholm, 2006; Ludewig *et al.*, 2009; McClure *et al.*, 2004; Struyf *et al.*, 2012; Voight & Thomson, 2000). Facto, que não implica necessariamente que todas as atividades que envolvam estas três rotações, numa mesma magnitude e padrão, sejam variantes da mesma tarefa (Latash *et al.*, 2002). Torna-se necessário acrescentar ao movimento da omoplata o plano de movimento articular e o grau de elevação do úmero (Borsa *et al.*, 2003).

Considerando a totalidade do movimento de elevação do MS, no período de “setting phase” da omoplata, no qual até aos 30° há predominantemente o contributo da GU (Borsa *et al.*, 2003; Escamilla *et al.*, 2009; Ludewig & Braman, 2010), a ET comporta-se de forma independente, seja no plano sagital ou no plano da omoplata (Borsa *et al.*, 2003). Deste modo, embora possa haver variações na magnitude das rotações da omoplata, os seus padrões de posicionamento não parecem variar significativamente com as direções de elevação do úmero e plano do movimento, quando comparados o plano sagital e o plano da omoplata durante os movimentos de elevação do MS (Borsa *et al.*, 2003).

Esta evidência é reforçada pelo facto de não haver redundância muscular no controlo das rotações ET (Halder *et al.*, 2000) e da existência de um padrão muscular de pré ativação dos estabilizadores ET em relação aos músculos mobilizadores da GU nas atividades de elevação do MS (David *et al.*, 2000; Hirashima *et al.*, 2002; Johnson *et al.*, 1994; Magarey & Jones, 2003; Myers & Lephart, 2000).

Tendo em conta estes pressupostos, considerámos adequado assumir que as atividades FLEXex e AVDex podem ter um padrão de movimento semelhante e ser estruturalmente idênticas.

Ambas implicavam o movimento de flexão da GU até aos 45° no plano sagital, que foi orientado pela presença de uma marca (clipe), representando o grau de elevação

GU e o plano do movimento pretendido. Foi controlado em pós processamento que, em ambos os casos, os sujeitos estavam no intervalo de $45^\circ \pm 5$ de elevação.

Estes resultados corroboram com a evidência encontrada em diversos estudos sobre os efeitos positivos da variabilidade da prática na capacidade de transferência de (re)aprendizagem sobretudo nas fases de aquisição (Danziger & Mussa-Ivaldi, 2012; Fairbrother, 2010; Franklin *et al.*, 2012; Latash *et al.*, 2002; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Neste contexto, torna-se relevante observar o trabalho desenvolvido por Kim e Martin (2013), no qual foi feita uma análise cinemática 3D das articulações do MS em movimentos de alcance, em condições estáticas e condições específicas de vibração. O objetivo foi investigar o efeito da transmissão dessa vibração ao ombro, cotovelo e mão, ao longo do corpo, durante essas tarefas. Os resultados mostraram semelhanças nos padrões de movimento das atividades de alcance e nas trajetórias descritas pelos segmentos corporais, no contexto estático e no dinâmico, com variações de acordo com a frequência de vibração, direção e localização do alvo a ser atingido (Kim & Martin, 2013). Assumiu-se que foi usado o mesmo programa motor genérico para alcançar um alvo específico, com ou sem vibração, embora esse fator pudesse alterar a realização das estratégias motoras planeadas. A vibração foi o parâmetro diferenciador, mas a similaridade do padrão cinemático foi o mesmo.

Tsao e Hodges (2007), que investigaram o efeito do treino da ativação muscular voluntária do músculo transverso abdominal na modificação dos mecanismos de *feedforward* (ativação prévia do sistema), obtiveram resultados semelhantes. O objetivo deste estudo foi investigar se, numa única sessão de treino, a contração muscular voluntária isolada do transverso abdominal podia modificar os mecanismos de *feedforward* em sujeitos com lombalgia crónica. Foram recolhidos os dados eletromiográficos, através do Biofeedback, nos músculos do tronco e do braço em tarefas funcionais, antes e após o treino isolado do músculo transverso. Os resultados deste estudo demonstram que, em alguns músculos, a ativação muscular voluntária e repetida do transverso abdominal isoladamente provocou mudanças imediatas no

recrutamento de *feedforward* do músculo treinado, em tarefas que parecem ser independentes.

Outros estudos como os de Danziger e Mussa-Ivaldi (2012), vêm também confirmar que atividades semelhantes podem desencadear estratégias motoras distintas, uma vez que, aquando a realização de uma tarefa, o sistema nervoso central não está preocupado com a trajetória do movimento, mas sim em atingir o objetivo final.

Seegelke e colaboradores (2012), avaliaram a influência da modificação do objetivo final da ação no planeamento motor, aquando a execução de atividades de alcance semelhantes. Este estudo revelou que apesar das posições iniciais dos sujeitos não terem sido influenciadas pelo objetivo final da tarefa, houve parâmetros cinemáticos que variaram de acordo com a orientação do alvo a ser atingido (Seegelke *et al.*, 2012).

Neste seguimento também destacamos o estudo de Latash e colaboradores (2002), o qual releva que durante a realização de uma tarefa motora o surgimento de novas formas de execução (estratégias motoras), pode traduzir-se, numa fase inicial, na diminuição da qualidade do desempenho. Esta perturbação observada no desempenho irá manter-se enquanto a nova coordenação efetivamente não estabilizar as variáveis essenciais ao desempenho da tarefa (Latash *et al.*, 2002).

Tendo em conta a curva de (re)aprendizagem dos sujeitos devemos considerar que a diminuição da qualidade do desempenho que é observado inicialmente não traduz necessariamente a capacidade do sujeito reter a tarefa que está a praticar (Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Considerando que o desempenho do sujeito foi avaliado numa fase inicial de (re)aprendizagem através de uma prática massiva e em bloco, esta pode ter aumentado a qualidade do desempenho na fase de aquisição das tarefas praticadas, mas não ter favorecido a transferência de (re)aprendizagem para a atividade AVDex, tarefa com

menos elementos semelhantes, (Fairbrother, 2010; Jones & French, 2007; Magill & Anderson, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Estes dados levam-nos a inferir que, numa fase inicial, mais do que a quantidade, é a qualidade da prática que devemos explorar para facilitar a (re)aprendizagem motora, tendo em conta que quanto maior o nível do desempenho na tarefa praticada, maior é a magnitude da transferência de (re)aprendizagem para a tarefa pretendida (Amitay *et al.*, 2013; Wolpert *et al.*, 2011).

Para discutirmos a provável ocorrência, magnitude e o sentido (positivo ou negativo) da transferência entre as tarefas, devemos não só centrarmo-nos na percentagem de transferência efetiva, como também no tempo economizado entre as mesmas (Schmidt & Lee, 2005), justificando a relevância de avaliar o tempo de execução das tarefas FLEXex e AVDex, apesar de este não ter sido constituído como uma variável dependente neste estudo.

A análise do tempo de execução das tarefas FLEXex e AVDex (tabela 6), revelou que todos os sujeitos (GC e GE), melhoraram o seu tempo de execução no PÓS, que foi evidente pela diminuição dos respetivos valores obtidos (média \pm desvio padrão). Pensa-se que os resultados desta tabela vieram também reforçar o padrão de (re)aprendizagem a favor do GE. Por outro lado, levam-nos a ponderar que a qualidade do desempenho observado na atividade AVDex poderia ter sido superior se aumentássemos o tempo de prática dos sujeitos.

O tempo de execução do movimento depende da dificuldade específica de cada tarefa (Fitts, 1954). De acordo com a lei de Fitts (1954), é a função da distância entre os alvos e do seu tamanho, o que nos levou a analisar a diferença da posição ET inicial à PN (tabela 7), a qual também não tinha sido estabelecida como uma variável dependente.

Os resultados da tabela 7 revelam que, em média, o GE apresentou uma maior distância à PN em comparação com o GC, logo o GE partiu numa posição mais desfavorável. Estes dados justificaram a ausência de comparação intergrupo nas variáveis que mediam as distâncias da ET à PN.

Atendendo aos resultados da tabela 7 para o GE, observa-se um aumento dos valores (média \pm desvio padrão) no exercício FLEXex e uma diminuição dos valores no exercício AVDex. Visto que o GE partiu de uma posição mais desfavorável em comparação com o GC, torna-se preponderante considerar que estes dados vieram reforçar a melhoria do desempenho observado no GE e na atividade FLEXex. Do mesmo modo, reforçam os resultados da tabela 6, indicando que no AVDex os sujeitos teriam melhores resultados se aumentássemos o tempo de prática.

Nos estudos da (re)aprendizagem motora a quantidade de prática que é fornecida aos sujeitos é muito superior à que foi administrada neste estudo (1 ensaio de teste e 5 repetições dos exercícios). Assim, considerando que o BCM foi o único elemento diferenciador entre os grupos, a evolução significativa do desempenho por nós observado, após um período de treino muito reduzido, só vem enfatizar a potência deste instrumento.

No estudo de Huang e colaboradores (2013), que investigaram o efeito imediato do exercício com o instrumento Biofeedback Eletromiográfico no desempenho muscular e cinemática ET, encontramos resultados semelhantes. Nesse estudo, a cinemática da omoplata foi registada em indivíduos saudáveis e com síndrome do conflito subacromial, antes e após os exercícios, com ou sem Biofeedback. Os seus resultados revelam que tendencialmente, tanto nos indivíduos saudáveis como nos indivíduos com disfunção, houve uma melhoria do desempenho. Embora alguns exercícios não tenham revelado diferenças significativas no desempenho dos sujeitos que tiveram acesso ao Biofeedback e noutros casos tenham revelado níveis inferiores nas atividades mais complexas, os autores consideraram o curto período de tempo de exposição à prática dos exercícios como um dos fatores que pode ter dificultado o controlo dos músculos da cintura escapular nas atividades mais complexas, que

necessitam de uma maior tempo de integração da (re)aprendizagem (Huang *et al.*, 2013).

Observando a magnitude das diferenças obtidas a partir do desvio padrão, no sentido da melhoria da qualidade de execução do PRÉ para o PÓS, conseguimos para as variáveis com significância estatística, na aproximação ao percurso ideal, uma diferença de valores na ordem dos 6.41° para a variável MT-3Rot e 3.91° para a variável MT-Prot, na atividade FLEXex. Estes valores revelam que houve uma melhoria da orientação da omoplata ao longo do percurso descrito.

A maioria dos estudos centrados na avaliação e classificação das disfunções do CAO defendem que um dos fatores que distingue um sujeito com e sem disfunção é a magnitude das diferenças cinemáticas da omoplata (Ludewig & Reynolds, 2009). Com efeito, a evidência reporta a existência de diferenças significativas em pelo menos uma das rotações ET com alterações na ordem dos 4° a 6° (Ludewig & Cook, 2000).

Assim, embora não seja possível afirmar que houve (re)aprendizagem, a magnitude das diferenças observadas leva-nos a inferir que o tipo de *feedback* extrínseco que foi fornecido - *feedback* cinemático, parece ser uma ferramenta eficaz na melhoria do desempenho, provocando modificações imediatas consideradas como desejáveis no paradigma da reabilitação (Kibler *et al.*, 2013; Ludewig & Cook, 2000).

Se considerarmos que a ocorrência de transferência de (re)aprendizagem de uma determinada habilidade, seja em contexto laboratorial ou clínico, se traduz numa melhoria da qualidade de execução das atividades da vida diária do sujeito, seja no contexto pessoal ou laboral (Latash *et al.*, 2010), justifica-se o uso deste tipo de instrumentos, que recorrem à informação extrínseca, na prática clínica diária (Danziger & Mussa-Ivaldi, 2012; Franklin *et al.*, 2012).

A prática sistemática com recurso a informação extrínseca pode levar a que a integração da tarefa seja inferior aquando a utilização da informação intrínseca (Latash

et al., 2010), podendo colocar em causa a aplicabilidade prática deste tipo de instrumentos ao contexto da reabilitação. Contudo, considerando-se que o uso destes recursos deve ser adaptado ao estadio de evolução do sujeito, prevendo-se que a quantidade de informação de *feedback* extrínseco é fornecida de acordo com a complexidade e a exigência das tarefas que são solicitadas, sempre que o sujeito revela uma melhoria do desempenho, deve aumentar-se a exigência da tarefa e diminuir a quantidade de *feedback* extrínseco fornecido.

Considerámos que a escolha das variáveis dependentes foi adequada face aos objetivos a que nos propusemos investigar. Neste estudo a posição alvo foi definida como a PN ET (ZN) porque a realização de exercícios mais próximos desta posição parece ser um indicador de um melhor controlo da omoplata em redor de uma melhor orientação 3D (Goldstein, 2004; Kibler *et al.*, 2013). Assim, justificou-se o uso de variáveis que fornecessem o afastamento médio do sujeito ao percurso definido como o ideal e que fornecessem, através da moda, a frequência com que o sujeito se aproximou ou alcançou a PN ET.

A descrição cinemática 3D foi realizada através de um instrumento que reporta boa a elevada fidedignidade intra e inter-observador (Roren *et al.*, 2013) e através da recolha dos ângulos de Euler, de acordo com os procedimentos recomendados pela ISB (Wu *et al.*, 2005), considerados como um dos melhores métodos para reconstruir o movimento do CAO (Phadke, Braman, LaPrade, & Ludewig, 2011).

Tendo em conta que os movimentos de rotação da omoplata não são passíveis de ser reproduzidos isoladamente e de forma voluntária, na interação com o BCM foram escolhidas como variáveis bidimensionais a protração/retração e a rotação superior/inferior ET por estarem associadas aos movimentos de abdução/adução e de elevação/depressão ET, respetivamente (Hart & Carmichael, 1985).

Em suma, dada a tendência da intervenção de fisioterapia nas disfunções do CAO ser centrada no treino de estabilidade dinâmica ET (Başkurt *et al.*, 2011;

Ellenbecker & Cools, 2010; Struyf *et al.*, 2013), e tendo em conta que os resultados obtidos foram ao encontro da evidência encontrada na literatura (Danziger & Mussa-Ivaldi, 2012; Giggins *et al.*, 2013; Schmidt & Lee, 2005; Todorov & Jordan, 2002), podemos inferir que o fornecimento deste tipo de informação extrínseca – *feedback* cinemático, em tempo real, parece promover modificações significativas no desempenho que justificam o seu uso na prática clínica diária (Phillips *et al.*, 2013; Schmidt & Lee, 2005; van Dijk *et al.*, 2005).

Futuros estudos são necessários para investigar o grau de ruído dos testes de retenção de (re)aprendizagem e a ocorrência efetiva de transferência para as atividades da vida diária, determinando se a magnitude destas alterações é clinicamente significativa e qual a sua persistência ao longo do tempo. Além disso, seria revelante investigar que efeitos ocorreriam no desempenho ET se a transferência de (re)aprendizagem e a qualidade da execução fossem avaliadas a partir de outros movimentos ET como as translações, ou através do fornecimento de menos dimensões de informação.

6 CONCLUSÃO

O BCM 3D fornecido em tempo real parece ser uma ferramenta efetiva na melhoria da transferência de (re)aprendizagem e na qualidade de execução dos movimentos da omoplata, após um treino específico focado na estabilidade dinâmica ET.

Com base nos resultados deste estudo os sujeitos que tiveram acesso a *feedback* extrínseco cinemático evidenciaram melhorias no controlo motor da omoplata durante as tarefas avaliadas. A variável que mediu a distância ao percurso ideal, ditou um menor ruído associado à (re)aprendizagem e qualidade do movimento ET na tarefa FLEXex, nas condições PÓS.

Acreditamos que o sucesso da (re)aprendizagem e melhoria da qualidade de execução dos movimentos da omoplata poderiam ter sido mais expressivos, com uma maior probabilidade de retenção a longo prazo, se aumentávamos o tempo e volume de prática (Huang *et al.*, 2013; Latash *et al.*, 2010; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Os resultados deste estudo foram ao encontro da evidência encontrada na literatura sobre os efeitos positivos da variabilidade da prática, revelando que a análise das componentes e características das tarefas motoras a ensinar deve ser uma preocupação constante por forma a encontrar pontos de similaridade entre as mesmas (Amitay *et al.*, 2013; Benjamin *et al.*, 2008; Latash *et al.*, 2002; Phillips *et al.*, 2013; Ronsse *et al.*, 2011). Torna-se relevante otimizar a (re)aprendizagem pelo planeamento de uma prática que potencia a generalização e transferência da tarefa para as atividades funcionais (Latash *et al.*, 2002).

Visto o único elemento diferenciador entre o GC e GE ter sido o fornecimento de BCM, assumimos que estes resultados vieram também reforçar a efetividade do *feedback* extrínseco como uma variável que potencia a (re)aprendizagem e controlo

motor específico (Egner & Gruzelier, 2003; Markovska-Simoska *et al.*, 2008; Pop-Jordanova & Chakalaroska, 2008; Raymond *et al.*, 2005), e do tipo de *feedback* fornecido - *feedback* cinemático.

Esta ferramenta pode ajudar os sujeitos a alcançar os objetivos de (re)aprendizagem motora no contexto da reabilitação, facilitando a quantificação do movimento humano e tomada de decisão clínica (Giggins *et al.*, 2013; Ludewig *et al.*, 2013; Struyf *et al.*, 2013; Tate *et al.*, 2009).

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Amitay, S., Zhang, Y. X., Jones, P. R., & Moore, D. R. (2013). Perceptual learning: Top to bottom. *Vision Research*. doi:10.1016/j.visres.2013.11.006
- Andriacchi, T. P., & Alexander, E. J. (2000). Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1217–1224.
- Bagg, S. D., & Forrest, W. J. (1988). A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 67(6), 238–245.
- Barden, J. M., Balyk, R., Raso, V. J., Moreau, M., & Bagnall, K. (2005). Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 116(8), 1846–1857. doi:10.1016/j.clinph.2005.04.019
- Başkurt, Z., Başkurt, F., Gelecek, N., & Özkan, M. H. (2011). The effectiveness of scapular stabilization exercise in the patients with subacromial impingement syndrome. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(3), 173–179. doi:10.3233/BMR-2011-0291
- Basmajian, J. V., Kukulka, C. G., Narayan, M. G., & Takebe, K. (1975). Biofeedback treatment of foot-drop after stroke compared with standard rehabilitation technique: effects on voluntary control and strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 56(6), 231–236.
- Benjamin, A. S., Belle, J. S. de, Etnyre, B., & Polk, T. A. (2008). *Human Learning: Biology, Brain, and Neuroscience: Biology, Brain, and Neuroscience*. Elsevier.

- Borsa, P. A., Timmons, M. K., & Sauer, E. L. (2003). Scapular-Positioning Patterns During Humeral Elevation in Unimpaired Shoulders. *Journal of Athletic Training*, 38(1), 12–17.
- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2002). Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(9-10), 650–659.
- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2005). The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(4), 227–238. doi:10.2519/jospt.2005.35.4.227
- Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L., & Oxland, T. R. (2011). The Placement of Skin Surface Markers for Non-Invasive Measurement of Scapular Kinematics Affects Accuracy and Reliability. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(2), 777–785. doi:10.1007/s10439-010-0185-1
- Brochard, S., Lempereur, M., & Rémy-Néris, O. (2011a). Accuracy and reliability of three methods of recording scapular motion using reflective skin markers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 225(1), 100–105.
- Brochard, S., Lempereur, M., & Rémy-Néris, O. (2011b). Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 751–754. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.11.017
- Burkhart, S. S. (1994). Reconciling the paradox of rotator cuff repair versus debridement: A unified biomechanical rationale for the treatment of rotator cuff

- tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 10(1), 4–19. doi:10.1016/S0749-8063(05)80288-9
- Cappello, A., Stagni, R., Fantozzi, S., & Leardini, A. (2005). Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 52(6), 992–998. doi:10.1109/TBME.2005.846728
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., & Croce, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 11(2), 90–100.
- Chester, R., Smith, T. O., Hooper, L., & Dixon, J. (2010). The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 45. doi:10.1186/1471-2474-11-45
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Manual Therapy*, 6(1), 15–26. doi:10.1054/math.2000.0388
- Cools, A. M., Dewitte, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., ... Witvrouw, E. E. (2007). Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1744–1751. doi:10.1177/0363546507303560
- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Danneels, L. A., & Cambier, D. C. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 542–549.

- Cowan, S. M., Bennell, K. L., Hodges, P. W., Crossley, K. M., & McConnell, J. (2003). Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 21(3), 553–558. doi:10.1016/S0736-0266(02)00191-2
- Cratty, B. J. (1973). *Movement behavior and motor learning*. Lea & Febiger.
- Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(1), 342–350. doi:10.2519/jospt.1993.18.1.342
- Cunha-Miranda, L., Carnide, F., & Lopes, M. F. (2010). Prevalence of rheumatic occupational diseases - PROUD study. *Acta Reumatológica Portuguesa*, 35(2), 215–226.
- Danziger, Z., & Mussa-Ivaldi, F. A. (2012). The Influence of Visual Motion on Motor Learning. *The Journal of Neuroscience*, 32(29), 9859–9869. doi:10.1523/JNEUROSCI.5528-11.2012
- David, G., Magarey, M. E., Jones, M. A., Dvir, Z., Türker, K. S., & Sharpe, M. (2000). EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(2), 95–102.
- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics*, 43(4), 645–649. doi:10.1016/j.apergo.2011.09.011
- Edwards, S. L., Lee, J. A., Bell, J.-E., Packer, J. D., Ahmad, C. S., Levine, W. N., ... Blaine, T. A. (2010). Nonoperative treatment of superior labrum anterior posterior tears: improvements in pain, function, and quality of life. *The*

American Journal of Sports Medicine, 38(7), 1456–1461.
doi:10.1177/0363546510370937

Egner, T., & Gruzelier, J. H. (2003). Ecological validity of neurofeedback: modulation of slow wave EEG enhances musical performance. *Neuroreport*, 14(9), 1221–1224. doi:10.1097/01.wnr.0000081875.45938.d1

Ellenbecker, T. S., & Cools, A. (2010). Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. *British Journal of Sports Medicine*, 44(5), 319–327. doi:10.1136/bjism.2009.058875

Ellis, H. C. (1965). *The transfer of learning*. Macmillan.

Ersal, T., & Sienko, K. H. (2013). A mathematical model for incorporating biofeedback into human postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10, 14. doi:10.1186/1743-0003-10-14

Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(8), 663–685. doi:10.2165/00007256-200939080-00004

Fairbrother, J. T. (2010). *Fundamentals of Motor Behavior*. Human Kinetics.

Fayad, F., Hoffmann, G., Hanne-ton, S., Yazbeck, C., Lefevre-Colau, M., Poiraudéau, S., ... Roby-Brami, A. (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(9), 932–941. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.04.015

Fayad, F., Roby-Brami, A., Gautheron, V., Lefevre-Colau, M., Hanne-ton, S., Fermanian, J., ... Revel, M. (2008). Relationship of glenohumeral elevation and 3-dimensional scapular kinematics with disability in patients with shoulder

- disorders. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 40(6), 456–460. doi:10.2340/16501977-0199
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6), 381–391. doi:10.1037/h0055392
- Fitts, P. M., & Posner, M. I. (1967). *Human performance*. Brooks/Cole Pub. Co.
- Fitts, R. (2006). The Muscular System: Fatigue Process. In Tipton, C. (Ed.), *ACSM's Advanced Exercise Physiology* (pg.183). USA: Lippincott Williams & Wilkins
- Fortin, M. F., Côté, J., & Filion, F. (2009). *Fundamentos e Etapas do Processo de Investigação* (1ª Ed.). Loures: Lusodidacta.
- Franklin, S., Wolpert, D. M., & Franklin, D. W. (2012). Visuomotor feedback gains upregulate during the learning of novel dynamics. *Journal of Neurophysiology*, 108(2), 467–478. doi:10.1152/jn.01123.2011
- Gibson, K., Growse, A., Korda, L., Wray, E., & MacDermid, J. C. (2004). The effectiveness of rehabilitation for nonoperative management of shoulder instability: a systematic review. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 17(2), 229–242. doi:10.1197/j.jht.2004.02.010
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, 60. doi:10.1186/1743-0003-10-60

- Goldstein, B. (2004). Shoulder anatomy and biomechanics. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 15(2), 313–349. doi:10.1016/j.pmr.2003.12.008
- Halder, A. M., Itoi, E., & An, K. N. (2000). Anatomy and biomechanics of the shoulder. *The Orthopedic Clinics of North America*, 31(2), 159–176.
- Hallström, E., & Kärrholm, J. (2006). Shoulder kinematics in 25 patients with impingement and 12 controls. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 448, 22–27. doi:10.1097/01.blo.0000224019.65540.d5
- Hanratty, C. E., McVeigh, J. G., Kerr, D. P., Basford, J. R., Finch, M. B., Pendleton, A., & Sim, J. (2012). The effectiveness of physiotherapy exercises in subacromial impingement syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 42(3), 297–316. doi:10.1016/j.semarthrit.2012.03.015
- Hart, D. L., & Carmichael, S. W. (1985). Biomechanics of the Shoulder. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 6(4), 229–234. doi:10.2519/jospt.1985.6.4.229
- Hayes, K., Callanan, M., Walton, J., Paxinos, A., & Murrell, G. A. C. (2002). Shoulder instability: management and rehabilitation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(10), 497–509. doi:10.2519/jospt.2002.32.10.497
- Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63–71. doi:10.1054/math.2000.0241
- Hicks, C. M. (2009). *Research Methods for Clinical Therapists: Applied Project Design and Analysis*. Elsevier Health Sciences.
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2002). Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during

- overarm throwing. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 301–310.
doi:10.1080/026404102753576071
- Hoe, V. C. W., Urquhart, D. M., Kelsall, H. L., & Sim, M. R. (2012). Ergonomic design and training for preventing work-related musculoskeletal disorders of the upper limb and neck in adults. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 8, CD008570. doi:10.1002/14651858.CD008570.pub2
- Huang, H.-Y., Lin, J.-J., Guo, Y. L., Wang, W. T.-J., & Chen, Y.-J. (2013). EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(1), 267–274.
doi:10.1016/j.jelekin.2012.09.007
- Hunter, D., & Silverstein, B. (2013). Perceptions of risk from workers in high risk industries with work related musculoskeletal disorders. *Work (Reading, Mass.)*.
doi:10.3233/WOR-131697
- Illyés, A., & Kiss, R. M. (2006). Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 14(7), 673–685.
doi:10.1007/s00167-005-0012-7
- Inman, V. T., Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1996). Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (330), 3–12.
- Iosa, M., Morone, G., Ragolini, M. R., Fusco, A., & Paolucci, S. (2013). Motor strategies and bilateral transfer in sensorimotor learning of patients with

- subacute stroke and healthy subjects. A randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 49(3), 291–299.
- Johnson, G., Bogduk, N., Nowitzke, A., & House, D. (1994). Anatomy and actions of the trapezius muscle. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 9(1), 44–50.
doi:10.1016/0268-0033(94)90057-4
- Jones, L. L., & French, K. E. (2007). Effects of contextual interference on acquisition and retention of three volleyball skills. *Perceptual and Motor Skills*, 105(3 Pt 1), 883–890.
- Kapandji, I. A. (1982). *The Physiology of the Joints: Upper limb*. Churchill Livingstone.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2), 184–190.
- Kepple, T. M., Arnold, A. S., Stanhope, S. J., & Siegel, K. L. (1994). Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach. *Journal of Biomechanics*, 27(3), 365–371.
- Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P., Uhl, T. L., & Sciascia, A. (2009). Scapular Summit 2009: introduction. July 16, 2009, Lexington, Kentucky. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(11), A1–A13.
doi:10.2519/jospt.2009.0303
- Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., Sciascia, A. D., ... Cote, M. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the “scapular summit.” *British*

Journal of Sports Medicine, 47(14), 877–885. doi:10.1136/bjsports-2013-092425

Kim, H.-J., & Martin, B. J. (2013). Biodynamic characteristics of upper limb reaching movements of the seated human under whole-body vibration. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 12–22.

Knudson, D. V., & Morrison, C. S. (2002). *Qualitative Analysis of Human Movement*. Human Kinetics.

Koslow, P. A., Prosser, L. A., Strony, G. A., Suchecki, S. L., & Mattingly, G. E. (2003). Specificity of the lateral scapular slide test in asymptomatic competitive athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(6), 331–336. doi:10.2519/jospt.2003.33.6.331

Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., 3rd, & Kalenak, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 25(4), 347–357.

Latash, M. L. (1998). *Neurophysiological Basis of Movement*. Human Kinetics.

Latash, M. L., Levin, M. F., Scholz, J. P., & Schoner, G. (2010). Motor Control Theories and Their Applications. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 46(6), 382–392.

Latash, M. L., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2002). Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(1), 26–31.

Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2005). *Joint Structure And Function: A Comprehensive Analysis*. F a Davis Company.

- Lippitt, S. B., & Matsen, F. (1993). Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (291), 20–28.
- Lippitt, S. B., Vanderhooft, J. E., Harris, S. L., Sidles, J. A., Harryman, D. T., 2nd, & Matsen, F. A., 3rd. (1993). Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 2(1), 27–35. doi:10.1016/S1058-2746(09)80134-1
- Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134.
- Ludewig, P. M., & Braman, J. P. (2010). Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual Therapy*, 16(1), 33–39. doi:10.1016/j.math.2010.08.004
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276–291.
- Ludewig, P. M., Lawrence, R. L., & Braman, J. P. (2013). What's in a Name? Using movement system diagnoses versus pathoanatomic diagnoses. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(5), 280–283. doi:10.2519/jospt.2013.0104
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(2), 378–389. doi:10.2106/JBJS.G.01483

- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(2), 90–104. doi:10.2519/jospt.2009.2808
- Lunden, J. B., Braman, J. P., LaPrade, R. F., & Ludewig, P. M. (2010). SHOULDER KINEMATICS DURING THE PUSH-UP PLUS EXERCISE. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 19(2), 216–223. doi:10.1016/j.jse.2009.06.003
- Magarey, M. E., & Jones, M. A. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy*, 8(4), 195–206.
- Magill, R., & Anderson, D. (2013). *Motor Learning and Control: Concepts and Applications: Tenth Edition*. McGraw-Hill Higher Education.
- Markovska-Simoska, S., Pop-Jordanova, N., & Georgiev, D. (2008). Simultaneous EEG and EMG biofeedback for peak performance in musicians. *Prilozi / Makedonska Akademija Na Naukite I Umetnostite, Oddelenie Za Biološki I Medicinski Nauki = Contributions / Macedonian Academy of Sciences and Arts, Section of Biological and Medical Sciences*, 29(1), 239–252.
- Matias, R., & Pascoal, A. G. (2006). The unstable shoulder in arm elevation: a three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21 Suppl 1, S52–58. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.014
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., Sugaya, H., ... Banks, S. A. (2012). Dynamic In Vivo Glenohumeral Kinematics During

- Scapular Plane Abduction in Healthy Shoulders. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(2), 96–104. doi:10.2519/jospt.2012.3584
- McClure, P. W., Bialker, J., Neff, N., Williams, G., & Karduna, A. (2004). Shoulder function and 3-dimensional kinematics in people with shoulder impingement syndrome before and after a 6-week exercise program. *Physical Therapy*, 84(9), 832–848.
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075–1090.
- McCullagh, P., & Little, W. S. (1990). Demonstrations and knowledge of results in motor skill acquisition. *Perceptual and Motor Skills*, 71(3 Pt 1), 735–742.
- McQuade, K. J., Dawson, J., & Smidt, G. L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 28(2), 74–80. doi:10.2519/jospt.1998.28.2.74
- Meskers, C. G., Vermeulen, H. M., de Groot, J. H., van Der Helm, F. C. T., & Rozing, P. M. (1998). 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(4-5), 280–292.
- Messier, S. P., & Cirillo, K. J. (1989). Effects of a verbal and visual feedback system on running technique, perceived exertion and running economy in female novice runners. *Journal of Sports Sciences*, 7(2), 113–126. doi:10.1080/02640418908729830

- Mey, K. D., Cagnie, B., Danneels, L. A., Cools, A. M., & Van de Velde, A. (2009). Trapezius muscle timing during selected shoulder rehabilitation exercises. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(10), 743–752. doi:10.2519/jospt.2009.3089
- Mey, K. D., Danneels, L., Cagnie, B., & Cools, A. (2011). Are kinetic chain rowing exercises relevant in shoulder and trunk injury prevention training? *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 320–320. doi:10.1136/bjsm.2011.084038.30
- Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(5), 369–379.
- Mihata, T., Jun, B. J., Bui, C. N. H., Hwang, J., McGarry, M. H., Kinoshita, M., & Lee, T. Q. (2012). Effect of scapular orientation on shoulder internal impingement in a cadaveric model of the cocking phase of throwing. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 94(17), 1576–1583. doi:10.2106/JBJS.J.01972
- Milne, A. D., Chess, D. G., Johnson, J. A., & King, G. J. (1996). Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal range and metal interference. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 791–793.
- Morais, N. V., & Pascoal, A. G. (2013). Scapular positioning assessment: is side-to-side comparison clinically acceptable? *Manual Therapy*, 18(1), 46–53. doi:10.1016/j.math.2012.07.001
- Morris, A. D., Kemp, G. J., & Frostick, S. P. (2004). Shoulder electromyography in multidirectional instability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 13(1), 24–29. doi:10.1016/S1058274603002489

- Mottram, S. L. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*, 2(3), 123–131. doi:10.1054/math.1997.0292
- Mousavi, S. J., Parnianpour, M., Abedi, M., Askary-Ashtiani, A., Karimi, A., Khorsandi, A., & Mehdian, H. (2008). Cultural adaptation and validation of the Persian version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) outcome measure. *Clinical Rehabilitation*, 22(8), 749–757. doi:10.1177/0269215508085821
- Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2000). The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 351–363.
- Nawoczenski, D. A., Riek, L. M., Greco, L., Staiti, K., & Ludewig, P. M. (2012). Effect of shoulder pain on shoulder kinematics during weight-bearing tasks in persons with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(8), 1421–1430. doi:10.1016/j.apmr.2012.02.034
- Ogston, J. B., & Ludewig, P. M. (2007). Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(8), 1361–1370. doi:10.1177/0363546507300820
- Oliveira, F. T. P., & Ivry, R. B. (2008). The Representation of Action Insights From Bimanual Coordination. *Current Directions in Psychological Science*, 17(2), 130–135. doi:10.1111/j.1467-8721.2008.00562.x
- Østerås, H., Torstensen, T. A., & Østerås, B. (2010). High-dosage medical exercise therapy in patients with long-term subacromial shoulder pain: a randomized controlled trial. *Physiotherapy Research International: The Journal for*

Researchers and Clinicians in Physical Therapy, 15(4), 232–242.

doi:10.1002/pri.468

- Oyama, S., Myers, J. B., Wassinger, C. A., Daniel Ricci, R., & Lephart, S. M. (2008). Asymmetric Resting Scapular Posture in Healthy Overhead Athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(6), 565–570.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390–396; discussion 397.
- Paula, L. K., Ackerman, J. L., Carvalho, F. de A. R., Eidson, L., & Cevidanes, L. H. S. (2012). Digital live-tracking 3-dimensional minisensors for recording head orientation during image acquisition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 141(1), 116–123. doi:10.1016/j.ajodo.2011.07.016
- Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F., & Ludewig, P. M. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 700–705. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.10.042
- Phillips, E., Farrow, D., Ball, K., & Helmer, R. (2013). Harnessing and understanding feedback technology in applied settings. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43(10), 919–925. doi:10.1007/s40279-013-0072-7
- Pop-Jordanova, N., & Chakalaroska, I. (2008). Comparison of Biofeedback Modalities for Better Achievement in High School Students. Retrieved from <http://core.kmi.open.ac.uk/display/600732>

- Pop-Jordanova, N., & Demerdzieva, A. (2010). Biofeedback Training for Peak Performance in Sport - Case Study. *Macedonian Journal of Medical Sciences*, 3(2), 113–118.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1978). Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (135), 165–170.
- Raina, R., Ng, A. Y., & Koller, D. (2006). Constructing Informative Priors Using Transfer Learning. In *Proceedings of the 23rd International Conference on Machine Learning* (pp. 713–720). New York, NY, USA: ACM. doi:10.1145/1143844.1143934
- Raymond, J., Sajid, I., Parkinson, L. A., & Gruzelier, J. H. (2005). Biofeedback and dance performance: a preliminary investigation. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 30(1), 64–73.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2nd edition.). USA: Human Kinetics.
- Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)*, 21(6), 1283–1294. doi:10.1093/cercor/bhq209
- Roren, A., Fayad, F., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Poiraudreau, S., ... Lefevre-Colau, M.-M. (2013). Precision of 3D scapular kinematic measurements for analytic arm movements and activities of daily living. *Manual Therapy*, 18(6), 473–480. doi:10.1016/j.math.2013.04.005

- Roy, J.-S., Moffet, H., McFadyen, B. J., & Lirette, R. (2009). Impact of movement training on upper limb motor strategies in persons with shoulder impingement syndrome. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology: SMARTT*, 1(1), 8. doi:10.1186/1758-2555-1-8
- Roy, J.-S., Moffet, H., McFadyen, B. J., & MacDermid, J. C. (2010). The kinematics of upper extremity reaching: a reliability study on people with and without shoulder impingement syndrome. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology: SMARTT*, 2, 8. doi:10.1186/1758-2555-2-8
- Saha, A. K. (1971). Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 42(6), 491–505.
- Sahrmann, S. (2010). *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines*. Elsevier Health Sciences.
- Salmoni, A. W., Schmidt, R. A., & Walter, C. B. (1984). Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal. *Psychological Bulletin*, 95(3), 355–386.
- Schenkman, M., & Cartaya, R. V. (1987). Kinesiology of the shoulder complex. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 8(9), 438–450.
- Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82(4), 225–260. doi:10.1037/h0076770
- Schmidt, R. A. (1991). *Motor learning & performance: from principles to practice*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Books.
- Schmidt, R. A. (2003). Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 74(4), 366–375.

- Schmidt, R. A., & Lee, T. (1988). *Motor Control and Learning, 5E*. Human Kinetics.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2005). *Motor Control and Learning - 4th: A Behavioral Emphasis*. Human Kinetics.
- Schmidt, R. A., & Wrisberg, C. A. (2000). *Motor learning and performance*. Human Kinetics Europe, Limited.
- Scibek, J. S., Carpenter, J. E., & Hughes, R. E. (2009). Rotator cuff tear pain and tear size and scapulohumeral rhythm. *Journal of Athletic Training, 44*(2), 148–159. doi:10.4085/1062-6050-44.2.148
- Seegelke, C., Hughes, C. M. L., Schütz, C., & Schack, T. (2012). Individual differences in motor planning during a multi-segment object manipulation task. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale, 222*(1-2), 125–136. doi:10.1007/s00221-012-3203-8
- Shea, J. B., & Morgan, R. L. (1979). Contextual interference effects on the acquisition, retention, and transfer of a motor skill. *Journal of Experimental Psychology: Human Learning and Memory, 5*(2), 179–187. doi:10.1037/0278-7393.5.2.179
- Sherwood, D. E., & Lee, T. D. (2003). Schema theory: critical review and implications for the role of cognition in a new theory of motor learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 74*(4), 376–382.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating Research into Clinical Practice* (3th ed.). Williams & Wilkins.
- Simonet, P. (1985). *Apprentissages moteurs: processus et procédés d'acquisition*. Paris: Vigot.

- Soderberg, G. L. (1986). *Kinesiology: application to pathological motion*. Williams & Wilkins.
- Struyf, F., Nijs, J., Mollekens, S., Jeurissen, I., Truijen, S., Mottram, S., & Meeusen, R. (2013). Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clinical Rheumatology*, 32(1), 73–85. doi:10.1007/s10067-012-2093-2
- Struyf, F., Nijs, J., Mottram, S., Roussel, N. A., Cools, A. M. J., & Meeusen, R. (2012). Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*. doi:10.1136/bjsports-2012-091059
- Sturmberg, C., Marquez, J., Heneghan, N., Snodgrass, S., & van Vliet, P. (2013). Attentional focus of feedback and instructions in the treatment of musculoskeletal dysfunction: A systematic review. *Manual Therapy*, 18(6), 458–467. doi:10.1016/j.math.2013.07.002
- Summers, J. J., & Anson, J. G. (2009). Current status of the motor program: Revisited. *Human Movement Science*, 28(5), 566–577. doi:10.1016/j.humov.2009.01.002
- Swinkels, I. C., Hart, D. L., Deutscher, D., van den Bosch, W. J., Dekker, J., de Bakker, D. H., & van den Ende, C. H. (2008). Comparing patient characteristics and treatment processes in patients receiving physical therapy in the United States, Israel and the Netherlands: Cross sectional analyses of data from three clinical databases. *BMC Health Services Research*, 8, 163. doi:10.1186/1472-6963-8-163
- Tamagnone, I., Casadio, M., & Sanguineti, V. (2013). Reward-based learning of a redundant task. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings]*, 2013, 1–5. doi:10.1109/ICORR.2013.6650386

- Tate, A., McClure, P., Kareha, S., Irwin, D., & Barbe, M. F. (2009). A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: validity. *Journal of Athletic Training*, *44*(2), 165–173. doi:10.4085/1062-6050-44.2.165
- Tate, J. J., & Milner, C. E. (2010). Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Physical Therapy*, *90*(8), 1123–1134. doi:10.2522/ptj.20080281
- Thikey, H., Greal, M., van Wijck, F., Barber, M., & Rowe, P. (2012). Augmented visual feedback of movement performance to enhance walking recovery after stroke: study protocol for a pilot randomised controlled trial. *Trials*, *13*, 163. doi:10.1186/1745-6215-13-163
- Tibi, R., Eviatar, Z., & Karni, A. (2013). Fact Retrieval and Memory Consolidation for a Movement Sequence: Bidirectional Effects of “Unrelated” Cognitive Tasks on Procedural Memory. *PLoS ONE*, *8*(11). doi:10.1371/journal.pone.0080270
- Timmons, M. K., Thigpen, C. A., Seitz, A. L., Karduna, A. R., Arnold, B. L., & Michener, L. A. (2012). Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, *21*(4), 354–370.
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, *5*(11), 1226–1235. doi:10.1038/nn963
- Tsao, H., & Hodges, P. W. (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, *181*(4), 537–546. doi:10.1007/s00221-007-0950-z
- Uhl, T. L., Kibler, W. B., Gecewich, B., & Tripp, B. L. (2009). Evaluation of clinical assessment methods for scapular dyskinesis. *Arthroscopy: The Journal of*

Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association, 25(11), 1240–1248. doi:10.1016/j.arthro.2009.06.007

Van Dijk, H., Jannink, M. J. A., & Hermens, H. J. (2005). Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 37(4), 202–211. doi:10.1080/16501970510030165

Voight, M. L., & Thomson, B. C. (2000). The Role of the Scapula in the Rehabilitation of Shoulder Injuries. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 364–372.

Warner, J. J., Micheli, L. J., Arslanian, L. E., Kennedy, J., & Kennedy, R. (1992). Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (285), 191–199.

Wikipedia. (n.d.). Retirado a 20 Dezembro 2013, de http://pt.wikipedia.org/wiki/Ângulos_de_Euler

Winstein, C. J., & Stewart, J. C. (2006). Textbook of Neural Repair and Rehabilitation - Medical Neurorehabilitation. In *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation* (Vol. 2). Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1017/CBO9780511545078.009>

Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., & Flanagan, J. R. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Nature Reviews Neuroscience*, 12(12), 739–751. doi:10.1038/nrn3112

Wolf, A. D., & Pflieger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 646–656.

- World Medical Association. (2014). WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Retrieved March 25, 2014, from <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/>
- Worsley, P., Warner, M., Mottram, S., Gadola, S., Veeger, H. E. J., Hermens, H., ... Stokes, M. (2013). Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 22(4), e11–19. doi:10.1016/j.jse.2012.06.010
- Wright, A. A., Wassinger, C. A., Frank, M., Michener, L. A., & Hegedus, E. J. (2013). Diagnostic accuracy of scapular physical examination tests for shoulder disorders: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 886–892. doi:10.1136/bjsports-2012-091573
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... International Society of Biomechanics. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992.

ÍNDICE DE APÊNDICES

APÊNDICE 1 – Plataforma <i>online</i> de Inscrição para Participação no Estudo	100
APÊNDICE 2 – Carta Explicativa do Estudo aos Participantes	101
APÊNDICE 3 – Modelo do Formulário de Consentimento Informado	102
APÊNDICE 4 – Termo de Responsabilidade	103
APÊNDICE 5 – Dados de Caracterização da Amostra	104

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ângulos de Euler.....	13
Figura 2: Sistema de coordenadas para o complexo articular do ombro.....	14
Figura 3: Esquema representativo do percurso bidimensional, ideal e descrito pelo sujeito, até à posição alvo.	34
Figura 4: Esquema ilustrativo do <i>setup</i> experimental.	38
Figura 5: Definição dos parâmetros de Biofeedback Cinemático.....	41
Figura 6: Fluxograma do estudo.....	42
Figura 7: Processo de digitalização das referências anatómicas.	44
Figura 8: <i>Display</i> do Biofeedback Cinemático.	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Referências anatómicas do tórax, omoplata e úmero.	39
Tabela 2: Coordenadas locais do tórax, omoplata e úmero.....	39
Tabela 3: Dados de caracterização da amostra.....	104
Tabela 4: Resumo dos exercícios recolhidos.....	45
Tabela 5: Análise estatística descritiva (média \pm desvio padrão) e resultados dos testes de associação..	54
Tabela 6: Tempo de execução das tarefas de flexão simples do ombro a 45° e de simular beber um copo de água.....	56
Tabela 7: Valores médios das distâncias iniciais da omoplata à posição neutra no grupo controlo e no grupo experimental.....	57

APÊNDICES

**APÊNDICE 1 – Plataforma *online* de Inscrição para
Participação no Estudo**

Site: <http://www.doodle.com/u4iheisz7bwe4zyr>

APÊNDICE 2 – Carta Explicativa do Estudo aos Participantes

CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO AOS PARTICIPANTES

Os nossos nomes são Ricardo Matias, docente e investigador do Departamento de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde de Setúbal e Ana Antunes, aluna do Mestrado em Fisioterapia em Condições Músculo-esqueléticas da ESS. Gostaríamos de convidá-lo(a) a participar num estudo que estamos a desenvolver sobre **Efetividade do Biofeedback Cinemático 3D na Execução de Exercícios Escápulo-Torácicos**. Este estudo tem como principal objectivo avaliar a influência da análise cinemática tridimensional enquanto informação de retorno extrínseca, na realização de exercícios escapulo-torácicos, em utentes sem disfunções do ombro.

A informação recolhida neste estudo poderá, no futuro, contribuir para o desenvolvimento do conhecimento nesta área, contribuindo em última instancia para reforçar os laços entre a tecnologia e a reabilitação.

A decisão de participar implica a autorização para utilização de dados recolhidos em recolhidos durante a realização de exercícios escapulo-torácicos, em três momentos: antes, durante e após o feedback cinemático. Todo o material recolhido será codificado e tratado de forma anónima e confidencial, sendo conservado à responsabilidade da equipa de investigadores. A decisão de participar ou não no estudo é voluntária. O presente estudo não acarreta qualquer risco acrescido, podendo trazer-lhe os benefícios conhecidos relativamente à realização de exercícios escapulo-torácicos. Se decidir participar no estudo, poderá abandonar o mesmo em qualquer momento sem ter que fornecer qualquer tipo de explicação.

Os resultados do estudo serão divulgados em contexto académico e eventualmente em revistas científicas da área, nunca sendo os participantes identificados de forma individual. Uma vez apresentados os resultados, os dados originais serão destruídos. Caso surja alguma dúvida, ou necessite de informação adicional, por favor contacte os investigadores Ricardo Matias, Ana Antunes através do número 914609869 ou pelo endereço electrónico ana.n.antunes@gmail.com.

Os melhores cumprimentos,

APÊNDICE 3 – Modelo do Formulário de Consentimento Informado

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Li e compreendi os procedimentos de investigação descritos na carta anexa. Compreendo, igualmente, que a participação no estudo não acarreta qualquer tipo de vantagens e/ou desvantagens potenciais.

Fui informado(a) que tenho o direito a recusar participar e que a minha recusa em fazê-lo não terá consequências para mim. Compreendo que tenho o direito de colocar agora e durante o desenvolvimento do estudo, qualquer questão relacionada com o mesmo. Compreendo que sou livre de, a qualquer momento, abandonar o estudo sem ter de fornecer qualquer explicação.

Assim, declaro que aceito participar nesta investigação, com a salvaguarda da confidencialidade e anonimato das fontes

O Participante

_____, ____ de _____ de 20__

Investigador responsável pelo estudo:

APÊNDICE 4 – Termo de Responsabilidade

TERMO DE RESPONSABILIDADE

Eu, Ana Donzília Neto Antunes declaro que serão respeitados todos os princípios éticos consignados na Declaração de Helsínquia, nas “*Guidelines for Good Clinical Practice*” da Organização Mundial de Saúde e na “Convenção dos direitos do homem e da biomedicina” da Comunidade Europeia.

Ana Antunes

APÊNDICE 5 – Dados de Caracterização da Amostra**Tabela 3:** Dados de caracterização da amostra.

	IDADE	GÉNERO	ALTURA	PESO
SUJEITO 4	19	feminino	1.67	67.0
SUJEITO 5	20	feminino	1.70	59.0
SUJEITO 6	18	masculino	1.69	65.0
SUJEITO 7	19	feminino	1.62	64.0
SUJEITO 8	18	feminino	1.61	58.0
SUJEITO 9	21	feminino	1.63	49.0
SUJEITO 10	25	feminino	1.71	57.0
SUJEITO 11	19	feminino	1.67	67.0
SUJEITO 12	19	feminino	1.69	54.0
SUJEITO 13	23	masculino	1.80	78.0
SUJEITO 14	20	masculino	1.76	78.0
SUJEITO 15	21	feminino	1.58	51.0
SUJEITO 16	23	feminino	1.56	59.0
SUJEITO 17	21	feminino	1.62	57.0
SUJEITO 18	21	feminino	1.63	49.0
SUJEITO 19	36	masculino	1.75	72.5
SUJEITO 20	33	feminino	1.52	79.0
SUJEITO 21	21	masculino	1.79	83.0
SUJEITO 22	19	feminino	1.58	51.0
SUJEITO 23	18	feminino	1.64	59.0
SUJEITO 24	28	masculino	1.81	77.0
SUJEITO 25	22	masculino	1.72	75.0
SUJEITO 26	21	feminino	1.62	63.0
SUJEITO 27	21	masculino	1.71	60.0
SUJEITO 28	19	masculino	1.84	68.0
SUJEITO 29	20	masculino	1.75	76.0
SUJEITO 30	22	feminino	1.74	58.0
SUJEITO 31	22	feminino	1.75	63.0
SUJEITO 32	19	feminino	1.56	48.0
SUJEITO 33	19	feminino	1.68	50.0