

Sara  
Cordeiro



Sara Andreia  
Ramalho Cordeiro

## **O *Biofeedback* Cinemático 3D na realização de exercícios escápulo-torácicos.**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia em  
Condições Músculo-esqueléticas

Relatório de Projecto de Investigação

O *Biofeedback* Cinemático 3D na realização de exercícios escápulo-  
torácicos

2013

Dezembro 2013

Relatório do Projecto 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 Projecto 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, 31 de Dezembro de 2013

Declaro que este Relatório de Projecto de Investigação se encontra em condições de ser apresentada a provas públicas.

O orientador,

---

Setúbal, 31 de Dezembro de 2013

*Para a minha família,  
pelo apoio incondicional*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Ricardo Matias pela sua ajuda, orientação e disponibilidade em todas as etapas de realização do projecto de Investigação.

À Professora Filomena Carnide, que se mostrou disponível e me ajudou num momento fundamental para a conclusão do estudo.

Aos colegas Ana, Inês e Sérgio pelo trabalho em equipa e interajuda na recolha dos dados que permitiram efectuar os estudos.

Aos alunos da Escola de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal por terem participado voluntariamente no estudo e, assim, terem permitido a sua realização

Ao Instituto Politécnico de Setúbal, por me ter disponibilizado as condições físicas e de material necessário à realização do estudo.

A todos os familiares e amigos que sempre me apoiaram e que, cada um à sua maneira, me incentivaram e contribuíram de forma construtiva para este trabalho.

Ao Zé, pela sua paciência e apoio diário, que me motivaram a seguir em frente.

Ao meu pai, à minha mãe e à minha irmã, pelo seu apoio e força incondicional, encarando as minhas dificuldades como se fossem as deles.

## RESUMO

### O BIOFEEDBACK CINEMÁTICO 3D NA REALIZAÇÃO DE EXERCÍCIOS ESCÁPULO-TORÁDICOS

Sara Cordeiro; Ricardo Matias

**Desenho do estudo:** Estudo randomizado e controlado.

**Objectivos:** Avaliar a efectividade do *Biofeedback* Cinemático tridimensional em tempo real, durante a execução de exercícios escapulo-torácicos, na fase associativa do processo de aprendizagem motora em indivíduos saudáveis.

**Enquadramento:** Ser capaz de reconhecer qual a posição neutra adequada da omoplata e manter essa posição nos primeiros graus de elevação do membro superior é essencial para a função e estabilidade do complexo articular do ombro. Isto tem sido referido como um aspecto importante no processo de reabilitação de indivíduos com disfunção do complexo articular do ombro. O papel da informação de retorno extrínseca no processo de reaprendizagem motora é bem conhecido, particularmente na sua fase associativa. Embora vários estudos baseados na electromiografia tenham abordado a influência da informação de retorno extrínseca na reabilitação de indivíduos com disfunção do ombro, a evidência publicada acerca da efectividade do feedback cinemático 3D do ombro ainda é escassa.

**Métodos:** 30 sujeitos, sem diagnóstico de disfunção no ombro, com idade média de 21,94 anos ( $\pm 4,56$ ) participaram neste estudo. Os sujeitos eram divididos aleatoriamente em dois grupos (grupo experimental e grupo de controlo) e foram instruídos a efectuar actividades analíticas e diárias que envolviam o complexo articular do ombro, enquanto mantinham a zona neutra da omoplata. O grupo de controlo não recebeu qualquer tipo de informação de retorno extrínseca; o grupo experimental recebeu informação de retorno extrínseca através dos exercícios. Para analisar o desempenho da tarefa foram estabelecidas três variáveis: tempo de execução, distância ao percurso ideal e a distância à posição alvo.

**Resultados:** Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no grupo experimental nas variáveis distancia ao percurso ideal e distancia à posição alvo ( $p < 0.05$ ).

**Conclusão:** Dos resultados deste estudo pode ser concluído que o Biofeedback Cinemático tridimensional em tempo real é uma ferramenta efectiva para melhorar a qualidade de desempenho dos exercícios escapulo-torácicos.

**PALAVRAS-CHAVE:** *Biofeedback* Cinemático 3D; Exercícios Escápulo-torácicos; Omoplata; Complexo Articular do Ombro; processo de reaprendizagem motora.

## ABSTRACT

### Effectiveness of Three-Dimensional Kinematic Biofeedback on the Performance of Scapula-focused Exercises

Sara Cordeiro, Ricardo Matias

**Study design:** Randomized controlled trial.

**Objectives:** To assess the effectiveness of real-time three-dimensional kinematic biofeedback's during the performance of scapular-focused exercises in the associative phase of motor learning process in healthy subjects.

**Background:** Being able to recognize scapula correct neutral position and maintaining this position during arm elevation is essential for the proper function and stability of the shoulder. This has been pointed a milestone in the process of rehabilitation of people with shoulder dysfunctions. The role of extrinsic feedback information in motor relearning process is well known, particularly in its associative phase. Although several electromyographic based studies have addressed the influence of extrinsic feedback information in the rehabilitation of individuals with shoulder dysfunction the published information on the effectiveness of 3D shoulder feedback kinematics is still scarce.

**Methods:** Thirty subjects without shoulder dysfunctions with a mean age of 21.94 years ( $\pm 4.56$ ) participated in the study. The subjects were randomly divided into two groups (an experimental group and a control group) and were asked to perform both an analytic and a daily shoulder activity while maintaining scapula's neutral zone. The control group did not receive extrinsic feedback information; the experimental group received extrinsic feedback information throughout the exercises. To analyze the performance of the task three variables were established: execution time, the distance to a defined best path and the distance to the target position.

**Results:** Statistically significant differences were found in the experimental group in the variables distance to the best path and distance to the target position ( $p < 0,05$ ).

**Conclusion:** From this study results it can be concluded that real-time three-dimensional kinematic biofeedback is an effective tool to improve the quality of scapular-focused exercises execution.

**Keywords:** Three-Dimensional Kinematic Biofeedback; Scapula-focused Exercises; Scapula; Shoulder; Motor Learning Process.

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

**3D:** tridimensional

**AC:** articulação acrómio-clavicular

**AA:** Angulo Acromial

**C7:** Sétima Vertebra Cervical

**CAO:** Complexo Articular do Ombro

**EC:** articulação esternoclavicular

**EMG:** electromiografia de superfície

**ESS-IPS:** Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal

**ET:** Escapulo-torácica

**GC:** Grupo de Controlo

**GE:** Grupo Experimental

**GU:** Gleno-umeral

**PN:** Posição Neutra

**PN-ET:** Posição Neutra da Omoplata recolhida de cada sujeito

**REU:** Ritmo Escapulo-Umeral

**T8:** 8ª vertebra cervical

# ÍNDICE

<b>1.INTRODUÇÃO</b>	<b>11</b>
<b>2.REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>13</b>
<b>2.1. A função/disfunção do Complexo Articular do Ombro</b>	<b>13</b>
2.1.1 Papel da Omoplata no Complexo Articular do Ombro	14
2.1.2 Posicionamento da Omoplata em Repouso	16
2.1.3 A função da Articulação Escapulo-torácica	17
2.1.3.1 A disfunção da Articulação Escapulo-Torácica	22
<b>2.2 Controlo Motor e Teorias da Aprendizagem</b>	<b>23</b>
2.2.1 Informação de Retorno Extrínseca	26
<b>2.3 Cinemática Articular: considerações actuais</b>	<b>29</b>
<b>3.METEDOLOGIA DO ESTUDO</b>	<b>34</b>
<b>3.1 Objectivos do estudo</b>	<b>34</b>
<b>3.2 Tipo de Estudo</b>	<b>34</b>
<b>3.3 Hipóteses</b>	<b>34</b>
<b>3.4 População Alvo e População Acessível</b>	<b>35</b>
<b>3.5 Amostra</b>	<b>35</b>
<b>3.6 Instrumentos</b>	<b>37</b>
<b>3.7 Desenho do Estudo</b>	<b>39</b>
3.7.1 Procedimento de digitalização dos pontos de referência	40
3.7.2 Procedimento de Recolha de Dados	44
<b>3.8 Variáveis</b>	<b>48</b>
3.8.1 Variável Independente: Biofeedback (Informação de Retorno Externa) na execução dos exercícios escapulo-torácicos	48
3.8.2 Variáveis Dependentes	48
<b>3.9 Tratamento de Dados</b>	<b>51</b>

<b>4.RESULTADOS DO ESTUDO.....</b>	<b>53</b>
<b>4.1Análise das variáveis de desempenho.....</b>	<b>53</b>
4.1.1 Variável Tempo.....	54
4.1.2 Distância ao Percurso Ideal.....	55
4.1.3 Distância à Posição Alvo.....	56
<b>5.DISSCUSSÃO.....</b>	<b>58</b>
<b>6.CONCLUSÃO.....</b>	<b>74</b>
<b>7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS.....</b>	<b>75</b>
<b>8.LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>85</b>
<b>9.LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>86</b>
<b>10.ANEXOS .....</b>	<b>87</b>
Anexo 1: Tabela descritiva das Variáveis de Qualidade de Desempenho.....	88
Anexo II: Teste Estatísticos das variáveis de Qualidade de Desempenho.....	90
<b>11.APÊNDICES.....</b>	<b>91</b>
Apêndice 1: Pedido de autorização para recolha de dados.....	92
Apêndice 2: Carta explicativa do Estudo.....	93
Apêndice 3: Declaração de Consentimento Informado.....	94
Apendice 4: Questionário de Caracterização da amostra.....	95
Apendice 5: Caracterização da Amostra.....	96
Apêndice 6: Valores médios recolhidos para cada sujeito.....	98

## 1. INTRODUÇÃO

A disfunção do Complexo Articular do Ombro (CAO) é a terceira condição mais comum a nível das condições músculo-esqueléticas presentes na prática clínica diária, com uma prevalência entre os 7% e os 26% (Worsley *et al.*, 2013). De entre as disfunções mais comuns incluem-se a instabilidade da gleno-umeral, a síndrome do conflito subacromial e a capsulite adesiva, sendo que as alterações do posicionamento e do movimento da omoplata têm sido identificadas como agentes causais de algumas das condições clínicas do CAO (Ludewig & Reynolds, 2009; Mottram, 2007; Roy *et al.*, 2007; Santos, & Matias, 2007; Borsa, Timmons, & Sauers, 2003; Kibler, 1998).

Recentemente, tem sido dada relevância à caracterização do movimento da omoplata, pois as disfunções do ombro têm sido associadas a um movimento anormal desta, durante a elevação do membro superior (MS) (Roy *et al.*, 2007), causando alterações na fisiologia e biomecânica do CAO que originam as disfunções deste complexo articular (Mottram, 2007; Santos, & Matias, 2007). Assim, a capacidade de posicionar e controlar o movimento da omoplata é essencial para uma função normal do membro superior durante as actividades da vida diária (AVDs), de forma a prevenir a dor e disfunção do ombro (Mottram, 1997).

Neste sentido, deve direccionar-se a intervenção para a articulação escápulo-torácica (ET), uma vez que comandos correctos de controlo motor provenientes do Sistema Nervoso Central (SNC) possibilitam uma boa funcionalidade do CAO (Mottram, 2007; Roy *et al.*, 2007; Borsa, Timmons, & Sauers, 2003; Kibler, 1998). Assim, deve ser dada relevância à compreensão da (re) aquisição da zona neutra (ZN) da omoplata, pois fornece uma base de suporte estável para o movimento da gleno-umeral (GU) e mantém os músculos estabilizadores numa relação óptima de comprimento-tensão (Ludewig & Reynolds, 2009; Sousa *et al.*, 2007; McClure *et al.*, 2001; Voight & Thomson, 2000).

Desta forma, para obter resultados relevantes para as decisões clínicas, tornou-se essencial a precisão da descrição da cinemática articular (Cappello *et al.*, 2005; Groot, 1997), sendo os métodos de descrição tridimensional (3D) mais precisos e representativos do correcto movimento da omoplata (Matsuki *et al.*, 2012; Ludewig *et al.*, 2009; Karduna *et al.*, 2001). Estes métodos 3D permitem monitorizar as respostas dos utentes, fornecer-lhes informação acerca da actividade que estão a efectuar, assim

como aumentar a sua motivação durante a realização da tarefa (Cortés *et al.*, 2010; Lünenburger, Colombo & Riener, 2007). Assim, este tipo de informação fornece um *feedback* ao utente e fisioterapeuta, constituindo a informação de retorno extrínseca.

O *Biofeedback* tem-se mostrado um poderoso instrumento para adaptação e readaptação das estratégias motoras (Ma *et al.*, 2011; Cortés *et al.*, 2010), sendo uma técnica que aumenta a capacidade de controlar voluntariamente as actividades fisiológicas através do fornecimento de informação acerca dessas mesmas actividades (Arena, & Blanchard, 2002). Esta informação sensorial adicional de uma fonte extrínseca pode impulsionar uma melhoria na qualidade de desempenho do movimento durante a aquisição motora (Ronsse *et al.*, 2010; Arena, & Blanchard, 2002).

Recentemente, tem sido efectuado trabalho de investigação no sentido de verificar o benefício a utilização do *Biofeedback* como fonte de informação extrínseca na reabilitação das disfunções do CAO. Contudo, estes centram-se, essencialmente, na análise da activação dos grupos musculares estabilizadores do ombro através da electromiografia (EMG) de superfície, como no estudo de Faucet *et al.* (2000). Assim, observa-se uma carência de estudos científicos que usem *Biofeedback* Cinemático 3D na (re)aprendizagem motora, nomeadamente no que se refere aos movimentos da articulação ET.

Neste sentido, o presente estudo foi desenvolvido no sentido de avaliar a efectividade do *Biofeedback* Cinemático 3D como informação de retorno extrínseca em tempo real, no movimento da articulação ET, durante a execução de exercícios pertencentes à fase associativa da (re)aprendizagem motora, em indivíduos assintomáticos.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

A presente revisão de literatura tem por objectivo enquadrar, à luz da evidência científica mais actual, o presente projecto de investigação. De facto, para a compreensão do presente estudo é necessário compreender de forma clara todos os mecanismos que possibilitam a (dis)função do CAO, os processo de reabilitação, assim como é efectuada a análise da cinemática à luz das linhas orientadoras mais actuais.

### **2.1 A função/disfunção do Complexo Articular do Ombro**

O CAO é o elo fundamental entre o membro superior e o tronco, estando directamente relacionado com o controlo e posicionamento da mão no espaço. Devido ao facto de apresentar um arco de movimento de grande amplitude, este complexo articular é bastante instável. Desta forma, necessita de estabilidade proveniente de outras estruturas, como os tecidos moles, para proporcionar à articulação GU uma base estável para posicionar o membro superior. E, neste sentido, quer a omoplata como as restantes estruturas do CAO inferem estabilidade para o movimento do úmero (Guerreiro & Matias; 2007; Mottram, 2007).

De facto, o CAO é aquele que possui maior mobilidade do nosso sistema articular, envolvendo a integração dos movimentos das articulações esternoclavicular (EC), acrómioclavicular (AC), GU e ET. Assim, a dor e disfunção neste complexo está muitas vezes associada a actividades que implicam elevar o membro superior acima do nível médio da cabeça, aplicação de forças de grande amplitude e/ou com grande repetição (Sahara *et al.*, 2007; Delgado, 2003).

A amplitude de movimento do membro superior, nomeadamente do CAO, necessária para efectuar as AVD, envolve a acção combinada dos movimentos 3D das articulações que constituem o CAO, sendo que a análise destes movimentos permite a identificação das variáveis clínicas e o planeamento dos métodos de intervenção (Roren *et al.*, 2012; Koishi *et al.*, 2011; Fayad *et al.*, 2008; Mottram, 2007; Roy *et al.*, 2007; Santos, & Matias, 2007; Cook & Ludwig, 1996).

Devido ao amplo arco de movimento por parte do membro superior que o CAO possibilita, verifica-se que este complexo articular apresenta um grande risco de desenvolver sintomatologia dolorosa, sabendo-se que, cerca de metade da população

experimenta um episódio de omalgia cedo ao longo da vida (Souza, *et al.*, 2006; Pribecivic, & Pollard, 2004).

De facto, a dor no ombro é a segunda condição clínica no âmbito da musculoesquelética, ficando apenas abaixo da lombalgia e afecta cerca de 16% a 21% da população (Pribecivic, & Pollard, 2004; Giordano, *et al.*, 2000). Assim, a sintomatologia dolorosa no ombro é uma das condições mais frequentes, sendo as fontes mais comuns a síndrome da coifa do rotadores, a instabilidade da gleno-umeral e a capsulite adesiva (Ludewig, & Reynolds, 2009; Pribecivic, & Pollard, 2004; Giordano, *et al.*, 2000). De entre estas, pensa-se que a síndrome do conflito subacromial seja principal causa de dor a nível do CAO, englobando 44% a 65% dos casos de disfunção do ombro (McClure, Michener, & Karduna, 2006).

Foi observado em utentes com disfunção do ombro que ocorrem alterações da cinemática 3D da omoplata e actividade muscular, sendo estes os fatores mais importantes no desenvolvimento de dor no ombro e incapacidade (De Baets, *et al.*, 2012).

De entre as articulações do CAO, recentemente tem sido dada relevância à caracterização do movimento da omoplata e da articulação ET nas disfunções do ombro. De facto, para haver um correcto funcionamento do MS, é fundamental que exista capacidade de controlar e posicionar a omoplata. Se esta capacidade estiver comprometida poderá estar perante um quadro que predispõe ao desenvolvimento de sintomatologia dolorosa e/ou patologia do ombro (Roy *et al.*, 2007; Santos, & Matias, 2007; Cook & Ludwig, 1996).

Há evidência que alterações no padrão de movimento da omoplata estão associadas com patologias do CAO como a instabilidade ou a síndrome da coifa dos rotadores (Karduna *et al.*, 2001).

### ***2.1.1 Papel da Omoplata no Complexo Articular do Ombro***

A ET é das articulações menos congruentes do corpo, permitindo uma enorme mobilidade, tornando esta articulação muito vulnerável à ocorrência de lesões e muito dependente da musculatura para se manter estável e funcional (Voight & Thomson, 2000).

A omoplata desempenha diversos papéis de modo a permitir uma função óptima do CAO, sendo que a sua anatomia e biomecânica interagem de forma a permitir um

movimento eficiente. O posicionamento da omoplata no tórax, o seu controlo durante o movimento e a sua estabilidade é considerada fundamental para o normal funcionamento deste complexo articular (Ludewig & Reynolds, 2009; McClure *et al.*, 2001; Voight & Thomson, 2000).

Assim, capacidade de posicionar e controlar os movimentos da omoplata é essencial para uma função normal do MS, prevenindo a disfunção no CAO. De facto, a omoplata está anatómica e biomecanicamente interligada com a função do MS, desempenhando funções fundamentais para a realização de um movimento coordenado. Estas funções englobam o suporte para a inserção muscular nomeadamente dos músculos que estabilizam, controlam o movimento e posicionam a omoplata, assim como permitir que os músculos mantenham uma relação óptima de comprimento/tensão. Desempenha, ainda, funções no que respeita ao prover a superfície articular proximal da articulação GU e aumentar a estabilidade e congruência da cabeça do úmero na cavidade glenoideia, fornecendo um centro de rotação para a articulação GU. Assim, a omoplata facilita uma função óptima do ombro, possibilitando uma base estável para que o movimento da GU possa ocorrer. Além disso, a função da omoplata depende também da articulação ET e AC, desempenhando um papel fundamental na elevação do acrómio (Mottram, 2007; Santos, & Matias, 2007; Sousa *et al.*, 2007; Rubin & Kibler, B., 2002; Voight & Thomson; 2000; Kibler, 1998).

Por outro lado, a omoplata desempenha um importante papel de elo de ligação que assegura a transferência de forças de alta intensidade dos membros inferiores e tronco para os membros superiores. De facto, esta estrutura óssea é considerada a ponte da cadeia cinética entre os segmentos proximais (tronco, anca e membros inferiores) e os segmentos distais (MS) e responsável por gerar velocidade, energia e força para realizar determinada função (Sousa *et al.*, 2007; Rubin & Kibler, 2002; Kibler, 1998).

Neste sentido, durante o movimento dinâmico do MS, a omoplata deve mover-se em sintonia com o úmero de modo a que as suas rotações 3D permitam o alinhamento entre a cabeça do úmero e a cavidade glenoideia, originando uma melhor congruência entre as superfícies articulares. Esta congruência é necessária para manter uma relação óptima de comprimento-tensão dos grupos musculares, para manter uma base estável de transmissão de energia cinética entre as estruturas proximais e distais e diminuir o risco de instabilidade do ombro (Phadke, Camargo & Ludewig, 2009; Fayad *et al.*, 2006; Borsa, Timmons, & Sauers, 2003).

### 2.1.2 Posicionamento da Omoplata em Repouso

O posicionamento da omoplata é fundamental para criar uma base estável para os movimentos do CAO, sendo que em repouso é determinado pela forma do tórax conjuntamente com a actividade muscular e a articulação AC (Struyf *et al.*, 2011).

Devido à relevância que a posição e orientação da omoplata assume no desenvolvimento de disfunção do ombro, é necessário incluir a (re)aprendizagem da posição óptima (zona neutra) nos programas de reabilitação do ombro. A posição neutra (PN) da omoplata é definida como a posição da omoplata em que a sua relação com as restantes componentes da articulação é óptima e permite otimizar a congruência da articulação GU, assim como a mobilidade e estabilidade necessárias na articulação GU (Mottram, Woledge, & Morrissey, 2007). Esta posição envolve trabalho muscular isométrico dos estabilizadores da omoplata, que depende da função muscular e respectivo controlo motor (Mottram, 1997). Para cada sujeito, a PN da omoplata é atingida na posição intermédia da amplitude de movimento da rotação inferior/superior, protração/retração e báscula anterior/posterior da omoplata (Struyf, *et al.*, 2012).

Continua a ser controverso definir uma posição como normal para a omoplata pois a variabilidade individual e de estímulos que rodeiam o individuo influencia o normal de cada um, como foi comprovado pelo estudo de Mottram, Woledge & Morrissey (2007). Neste contexto, é geralmente aceite que, em situações de alinhamento normal, o bordo interno da omoplata se encontra paralelo à coluna, aproximadamente a 3cm do meio do tórax e que esta se situa entre a 2ª e 7ª vértebras dorsais, sendo achatada contra o tórax e rodada em 30° anteriormente, no plano frontal (Guerreiro & Matias; 2007; Mottram, Woledge & Morrissey, 2007; Santos, & Matias, 2007).

Em descanso observou-se, no estudo de Fayad *et al.* (2006), que a omoplata se encontra em média com uma protração de 35,8°, rotação superior de -3,3° e báscula posterior de -8,9°. Estes dados estão de acordo com o que foi observado por Meskers *et al.* (1998), onde se verificou uma protração de 30°, rotação superior de - 3° e báscula posterior de - 12°, assim como com o que foi observado por Borstad & Ludwig (2002) com protração de 40° e báscula posterior de -11°.

Num estudo realizado por Guerreiro & Matias (2007) foram obtidos os valores médios para as rotações da omoplata de 32,74° para a protração, 4,32° para a báscula anterior e 11,02° para a rotação superior, além de uma distância de 9 cm entre o angulo

inferior da omoplata e a 8<sup>o</sup> vertebra dorsal (Guerreiro & Matias; 2007; Santos, & Matias, 2007).

Por outro lado, Oyama *et al.* (2009) observaram diferenças entre o membro superior dominante e não dominante, sendo que no hemisócio do membro superior dominante ocorria uma rotação de 3,46<sup>o</sup> e no hemisócio do membro superior não dominante de 2<sup>o</sup>. Ainda no mesmo estudo, observou-se, em relação á rotação interna, que esta varia entre 26,5<sup>o</sup> no membro superior não dominante e 30,3<sup>o</sup> no dominante. Relativamente á bscula anterior, observaram-se valores mdios de 2<sup>o</sup> (Fung *et al.*, 2001), 13,5<sup>o</sup> (Ludewig *et al.*, 2009) e 15,9<sup>o</sup> (Oyama *et al.*, 2009) (Struyf *et al.*, 2011).

### **2.1.3 A funo da Articulao Escapulo-torcica**

A omoplata tem um padro de movimento 3D complexo em combinao com a elevao do mero, havendo evidncia que alteraes nesse padro esto associadas a patologias do CAO (Karduna *et al.*, 2001). Devido a esta liberdade de movimento, a omoplata move-se em torno de 3 eixos durante a elevao do membro superior, permitindo otimizar a relao comprimento-tenso dos msculos que estabilizam a GU e a posio da glenoide (Roy *et al.*, 2007). Estes trs eixos englobam o anterior-posterior ou horizontal (perpendicular ao plano escapular), superior-inferior ou vertical e medial-lateral, o que resulta em trs rotaes distintas (Ludewig *et al.*, 2009; Borsa, Timmons, & Sauer, 2003; Voight & Thomson, 2000).

. De facto, a orientao da omoplata em relao ao trax no  restrita e de acordo com a *International Society of Biomechanics* (IBS), os movimentos da omoplata so resultado de 3 rotaes durante a elevao do membro superior definidas pelos ngulos de *Euler* e englobam a rotao superior/inferior, a protrao/retrao (rotao externa/interna) e a bscula anterior/posterior (Baets *et al.*, 2012; Guerreiro & Matias; 2007; Roy *et al.*, 2007; Mottram, 2007; Sahara *et al.*, 2007).

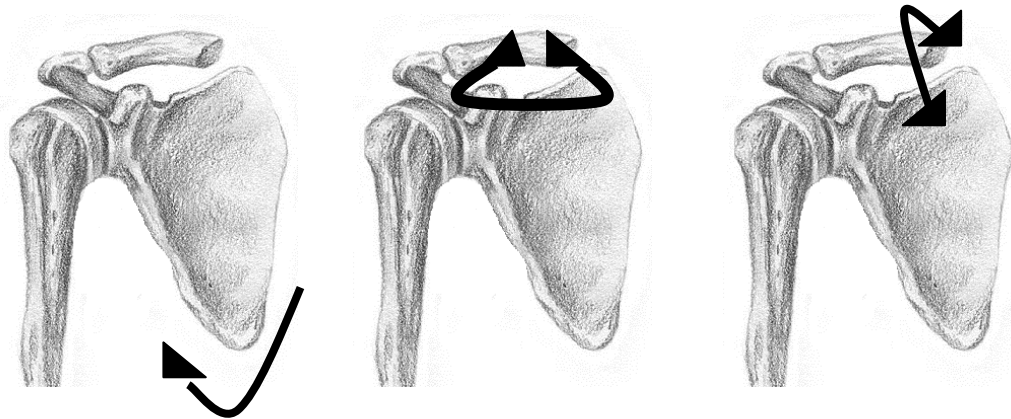


Fig. 1.1: Rotação Superior/Inferior

g. 1.2: Protracção/Retracção

. 1.3: Báscula Anterior/Posterior

Figura 1: Rotações da Omoplata

Contudo, no que diz respeito á posição, a omoplata apresenta ainda dois movimentos de translacção, representados pela adução/abdução e elevação/depressão. (Karduna *et al.*, 2001; Voight, & Thomson, 2000) Assim, Esta articulação é descrita como tendo 5 graus de liberdade: 3 rotações e 2 translações (Michener *et al.*, 2003).

Segundo Codman (1934), o ritmo escapulo-umeral (REU) é definido como a interacção entre as articulações ET e GU durante a elevação do membro superior. Este ritmo é mediado pela mobilidade conjunta entre as articulações do CAO e os músculos associados á omoplata, permitindo a elevação e estabilização do membro superior (Mottram, 2007; Delgado, 2003). A análise do movimento da articulação ET é importante no sentido de criar estratégias preventivas em indivíduos assintomáticos, de desenvolver testes de avaliação e estabelecer planos de intervenção perante situações de disfunção (Struyf *et al.*, 2011).

O REU é, assim, definido como a razão entre o movimento da GU e da ET, ou seja, a razão entre a elevação do ombro (GU) e a rotação superior da omoplata. Inman *et al* (1944), através de um estudo bidimensional, estabeleceu a relação de 2:1 entre a elevação da articulação GU e a rotação superior da omoplata. Apesar disto, verifica-se actualmente, que o ritmo escapulo-umeral não é constante durante toda a amplitude articular, sendo que a maior participação por parte da articulação ET acontece na fase média. (Struyf *et al.*, 2011; Santos, & Matias, 2007; McClure *et al.*, 2001)

Estudos 3D observam que a proporção da elevação do úmero e rotação superior da omoplata tem variado entre 1,35:1 e 7:1, diferindo do 2:1 clássico. Isto pode ser devido a diferentes técnicas de medição, diferentes pontos de amplitude de movimentos

onde os dados são recolhidos, diferentes metodologias para descrever e definir o ritmo escapulo-umeral, assim como das variações entre os sujeitos, o que dificultando a comparação entre estudos (McQuade & Smidt, 1998).

No plano da omoplata tem-se verificado que, durante a elevação do membro superior, aumenta a rotação superior e a báscula posterior, sendo que a rotação interna é mais variável (aumenta, diminui ou mantém-se). Além disso, durante o movimento excêntrico controlado, observa-se que o ângulo inferior da omoplata perde o contacto com o tórax e torna-se mais proeminente (Borstad, & Ludewig, 2002).

Durante os primeiros 60° de flexão e 30° de abdução do úmero, a omoplata mantém-se numa posição de estabilidade em relação ao úmero, o que indica que o movimento ocorre primariamente na articulação GU. Com o aumentar da amplitude de flexão e abdução, a amplitude de movimento da omoplata aumenta até à última parte do arco de movimento, onde o movimento da omoplata volta a ser relativamente menor (Mottram, 2007; Delgado, 2003).

De facto, durante a elevação do membro superior no plano sagital, numa fase inicial, a omoplata apenas tem uma pequena contribuição para a elevação do ombro, sendo esta fase considerada entre 0 a 90° (Fung *et al.*, 2001), 0 a 60° (Inman *et al.*, 1944) e 0 a 30° (McClure *et al.*, 2001). Contudo, alguns estudos tem determinado que grande parte do movimento de rotação da omoplata ocorre entre os 80° e os 140° (Bagg, & Forrest, 1988) e 30° a 60° (Mandalidis *et al.*, 1999) (Struyf *et al.*, 2011).

Num estudo de McClure *et al.* (2001) foi avaliada a cinemática da omoplata em indivíduos saudáveis através da introdução de pinos directamente no osso, o que permitiu obter resultados com reduzido ruído proveniente dos tecidos moles. Os resultados revelaram em média, 50° de rotação superior ( $\pm 4.8^\circ$ ), 30° de báscula posterior ( $\pm 13^\circ$ ) e 24° de protração ( $\pm 12.8^\circ$ ) no movimento de elevação no plano escapular, enquanto no plano coronal revelou uma média de 46° de rotação superior, 31° de rotação posterior e 26° de rotação externa (Michener, *et al.*, 2003).

Por outro lado, tem sido observado que a rotação superior da omoplata ocorre de forma linear, enquanto a protração e a báscula ocorrem de forma não linear. Ludewig *et al.* (2009) e McClure *et al.* (2001) determinaram que a protração e a báscula posterior ocorrem por volta dos 90° de elevação do membro superior ou acima, respectivamente (Struyf *et al.*, 2011).

Assim, durante o movimento do MS, a omoplata deve estar relativamente estável mas também efectua rotação superior até ao máximo de elevação da articulação GU. Os

graus de rotação da omoplata variam mas a grande parte da rotação da omoplata ocorre entre os 80 e os 140° de abdução do MS. A manutenção da rotação superior da omoplata numa posição estável é essencial para o correcto movimento do CAO. Por outro lado, ocorre uma excessiva báscula anterior da omoplata, que se torna cada vez mais evidente após os 40° de elevação do membro superior e a omoplata move-se lateralmente entre os 30° e 50° da abdução da articulação GU. Este controlo dinâmico da omoplata fornece estabilidade funcional, componente fundamental para o normal movimento do ombro (Ludwing, & Reynolds, 2009; Mottram, 2007; Matias, & Gamboa, 2005; Kibler, 1998).

É também tido como normal que no final do arco de movimento da flexão do MS ocorra protração a nível da ET. Durante a elevação do membro superior, a omoplata esta em rotação superior, retracção e báscula posterior relativamente á clavícula (Ludwing, & Reynolds, 2009).

Posto isto, considera-se que em geral, a omoplata demonstra uma progressiva rotação superior, protração e báscula posterior enquanto o úmero é elevado. Neste sentido, o padrão de rotação superior da escápula, báscula posterior e protração, bem como a elevação da clavícula durante a elevação do úmero, observada por Tate *et al.* é consistente com os resultados dos diversos estudos efectuados até á data que têm definido o movimento escapular em ombros de indivíduos assintomáticos (Tate, *et al.*, 2009; Tsai, McClure, & Karduna, 2003).

A rotação superior é o movimento que tem sido mais frequentemente estudado, sendo que o método mais comum para a sua avaliação tem sido a proporção entre o movimento da GU e a rotação superior da ET. De facto, a rotação superior da omoplata constitui o principal movimento da omoplata (Ludewig, & Reynolds, 2009; McClure *et al.*, 2001).

A báscula posterior tem sido o movimento menos estudado da omoplata durante a elevação do úmero. Este movimento não é linear, ocorre sobretudo acima dos 90° de elevação com uma acentuação no final da amplitude de movimento. Este aspecto assume relevância funcional para permitir uma maior liberdade da cabeça do úmero e dos tendões da coifa dos rotadores sob a face posterior do acrómio durante a elevação. De facto, indivíduos sintomáticos (sobretudo com síndrome do conflito subacromial) apresentam menos 10° de báscula posterior do que os assintomáticos (McClure *et al.*, 2001).

No que respeita á protração, verificou-se que este movimento não é linear, ocorre sobretudo acima dos 90° de elevação do MS com uma acentuação no final do

movimento, sendo que estes autores verificaram amplitudes maiores do que as descritas em estudos anteriores. Pensa-se que quanto maior for a protração da omoplata, menor será a exigência de rotação externa na GU, quando o membro superior se encontra totalmente elevado. Assim, uma menor protração da omoplata exige maior rotação externa na GU podendo conduzir a laxidão capsular e instabilidade anterior (McClure *et al.*, 2001).

De facto, geralmente é aceita que no final da amplitude de elevação ocorre protração da omoplata. Contudo, observa-se que ocorre um aumento da rotação interna no início da elevação em abdução e flexão do membro superior (Ludewig, & Reynolds, 2009).

Durante a rotação externa e interna do úmero ocorreu uma amplitude pequena de rotação da omoplata, excepto nos últimos graus do arco de movimento sobretudo no que respeita à rotação externa. Com a rotação externa completa do úmero verificou-se que a omoplata se encontrava em rotação superior, bácia posterior e protração, enquanto que a clavícula se encontrava em retração. Contudo numa amplitude mediana deste movimento do úmero não se verifica grande movimento da omoplata (McClure *et al.*, 2001).

Um outro aspecto muito importante a ter em conta é o papel dos grupos musculares. De entre os músculos que rodeiam e estabilizam a omoplata, acredita-se que o grande dentado e a porção superior e inferior do trapézio desempenham um importante papel no movimento da omoplata, nomeadamente na rotação superior, rotação externa, inclinação posterior e retração da omoplata (Ebaugh, McClure & Karduna, 2005).

Cabe ao trapézio e grande dentado assumir o papel de principais estabilizadores da articulação ET, sendo os primeiros a realizar a rotação externa da articulação ET e previnem o movimento de elevação da articulação GU pelo deltoide (Mottram, 2007; Delgado, 2003; Voight, & Thomson; 2000).

O trapézio superior é responsável pela rotação superior a nível da ET, assim como pela elevação e retração da clavicular em relação ao tórax. Neste sentido, uma activação excessiva do trapézio superior pode levar a um aumento da elevação da clavícula e da inclinação anterior da omoplata. O papel do trapézio superior é, desta forma, facilitar a retração da clavícula (Ludewig & Braman, 2010).

Relativamente ao Grande Dentado, verifica-se que este contribui para a rotação superior e inclinação posterior da omoplata. A principal função do grande dentado é a protração do complexo articular do ombro. Este músculo é ainda responsável pela deslocação lateral da omoplata na grelha costal (Mottram, 2007; Ludewig & Braman, 2010).

O trapézio inferior promove a rotação superior da omoplata e resistem á deslocação lateral da omoplata incitada pelo grande dentado (Mottram, 2007).

Assim, a partir do conhecimento de que o Grande Dentado e o Trapézio Inferior (estabilizadores locais) contribuem conjuntamente para a estabilidade da Escapulo-Torácica, é fácil perceber que na presença de disfunção, a acção deste par de forças estará comprometida e a estabilidade articular também (Santos, & Matias, 2007).

O grande dorsal e o grande peitoral contribuem para a estabilidade da glenoumeral quando esta se encontra acima do nível horizontal e realizam a depressão do complexo do ombro (assistidos pelo pequeno peitoral). O romboide contribui para a depressão do complexo do ombro, assim como adução e rotação interna da omoplata (Delgado, 2003).

#### **2.1.4 A disfunção da Articulação Escapulo-Torácica**

Um posicionamento ou movimento anormal por parte da omoplata tem sido identificado como um agente causal de algumas condições clinicas do CAO como a síndrome do conflito subacromial e a instabilidade da GU (Mottram, 2007; Roy *et al.*, 2007; Santos, & Matias, 2007; Borsa, Timmons, & Sauers, 2003; Kibler, 1998).

Pensa-se que indivíduos com disfunção do ombro têm dificuldade em assumir e manter a PN da omoplata. De facto, alterações na PN da omoplata e do seu controlo motor podem conduzir á presença de dor e disfunção do ombro (Struyf *et al.*, 2013; Mottram, Woledge & Morrissey, 2007).

De facto, mudanças na posição da omoplata no sentido da rotação externa e/ou báscula anterior/posterior durante a elevação do MS, podem contribuir para alterações do alinhamento da cabeça do úmero na cavidade glenóide, contribuindo para uma situação de instabilidade (Matias & Pascoal, 2006). Estas alterações podem dever-se a um controlo muscular deficitário, isto é, uma falha no mecanismo de co-contracção do trapézio e grande dentado enquanto estabilizadores da omoplata (Matias & Pascoal, 2006).

Dados indicam que a função muscular do ombro pode estar comprometida quando a omoplata se desvia da sua PN. De facto, este desvio pode comprometer a capacidade da omoplata de fornecer uma base de suporte estável e colocar os músculos estabilizadores numa posição desvantajosa na sua curva de comprimento- tensão (Sousa *et al.*, 2007).

Em sujeitos com disfunção do CAO, quando comparados com sujeitos assintomáticos, existe diminuição da intensidade de activação do grande dentado, trapézio médio e trapézio inferior e aumento da actividade do trapézio superior, levando a uma alteração da posição estática e dinâmica da omoplata, incluindo diminuição da rotação superior, aumento da rotação anterior e aumento da rotação externa (Struyf, *et al.*, 2012).

Num estudo realizado por Matias & Pascoal (2006), foi sugerido que em sujeitos com instabilidade do ombro, as alterações do movimento escápulo-torácico restringem-se à rotação externa e à báscula anterior/posterior, mais especificamente ao aumento da báscula anterior. No mesmo sentido Ludewig, & Cook (2000) obtiveram resultados semelhantes aos autores anteriores mas em indivíduos com Síndrome da Coifa do Rotadores.

Assim, mediante o que foi acima referido, o papel da omoplata na função do membro superior, assim como o seu movimento deve ser considerada em qualquer programa de reabilitação (Struyf, *et al.*, 2012, Voight & Thomson, 2000).

Observou-se que exercícios de controlo motor da omoplata, cujo objectivo é corrigir o movimento da omoplata através da reeducação dos padrões de recrutamento muscular permitem a optimização da cinemática escapular. Estes programas de exercícios devem englobar a (re)aprendizagem da normal orientação da omoplata em repouso e em movimento, exercícios específicos para os estabilizadores da omoplata e técnicas de terapia manual (Struyf, *et al.*, 2012; Worsley *et al.*, 2012).

## **2.2 Controlo Motor e Teorias da Aprendizagem**

O estudo da causa e natureza do movimento têm sido determinantes para uma correcta reabilitação, sendo fundamental a manutenção das habilidades existentes, a reacquisição das habilidades perdidas e a aprendizagem de novos comportamentos (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012).

Schmidt (1988) definiu o controlo motor como “um conjunto de processos associados com a prática ou a experiência levando a mudanças relativamente permanentes na capacidade de responder”, sendo esta mudança relativamente permanente que difere a aprendizagem motora da optimização do desempenho (*performance*) do movimento. Assim, de forma a avaliar a efectividade das mudanças relativamente permanentes ou da aprendizagem motora, a *performance* do movimento deve ser avaliada na altura do treino, assim como posteriormente (Poole, 1991).

Exercícios de controlo motor da omoplata permitem a requisição de padrões de recrutamento muscular normais e a melhoria da cinemática escapular. Estes programas motores têm como principal objectivo corrigir as alterações do movimento da omoplata através da reeducação do recrutamento muscular. Deles fazem parte a aprendizagem daquela que deve ser a orientação escapular em repouso e em movimento, para além de exercícios específicos para o trapézio e grande dentado, bem como técnicas de terapia manual (Struyf, *et al.*, 2012; Worsley *et al.*, 2012).

A aprendizagem motora define-se como o conjunto de processos internos associados á pratica e á experiencia, que produzem alterações relativamente permanentes na capacidade de produzir actividades motoras. Assim, não se considera aprendizagem as alterações por um curto período (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012).

De facto, a aprendizagem motora pode ser considerada uma melhoria relacionada com o desempenho na execução de uma tarefa motora e que resulta da prática repetida dessa mesma tarefa sendo que o envolvimento activo do sujeito no processo de detecção e correcção do erro é crucial para a construção e retenção da competência a adquirir (Shaun *et al.*, 2012; Godinho, 2007; van Dijk, *et al.*, 2005).

Segundo Panjabi (1992), a reprogramação motora é dependente da aprendizagem motora. A aprendizagem motora envolve aprender novas estratégias e pode ser reforçada pelo uso de imagens mentais, tácteis, verbais, visual, *taping* e movimento orientado (Magarey & Jones, 2003).

A aprendizagem motora é avaliada pela análise do desempenho em três etapas distintas: aquisição, retenção e durante a execução de tarefas. Um correcto desempenho durante apenas uma sessão ou poucas sessões não demonstra que uma actividade tenha sido aprendida, pelo que para uma actividade ser considerada aprendida e retida deve ter um desempenho óptimo em diversos ambientes. Assim, para adquirimos um desempenho óptimo em determinada tarefa esta deve ser repetida e treinada

constantemente, de modo a garantir a aprendizagem a longo prazo promovendo a retenção da aprendizagem (Muratori *et al.*, 2013).

Fitts & Posner (1967) definiram uma sequência de três estágios que enfatizam como o processo de aprendizagem motora ocorre ao longo do tempo, sendo esta sequência constituída pelos estádios cognitivo, associativo e automático (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012; Poole, 1991).

De acordo com Fitts & Posner (1967) a primeira fase da aprendizagem motora é a fase cognitiva que engloba a compreensão da natureza da tarefa e das exigências motoras, desenvolvendo estratégias que podem ser usadas para executar a tarefa. Este esforço requer um elevado nível de actividade cognitiva como a atenção. Neste estádio, os sujeitos experimentam uma série de estratégias na execução da tarefa seleccionando aquelas que são eficazes. É uma fase em que existe uma grande melhoria no desempenho da tarefa como resultado da selecção da estratégia mais efectiva para a realização da tarefa. Nesta fase, que o *feedback* extrínseco torna-se mais efectivo, sendo que esta fase muitas vezes necessita de um reforço verbal (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012; Roy *et al.*, 2009; Poole, 1991).

No estádio associativo, o sujeito começa a refinar as suas capacidades. Através da prática e repetição contínua, o movimento torna-se mais consistente e os erros começam a diminuir. Neste estádio existe menor variabilidade no desempenho da tarefa e as melhorias ocorrem de forma mais lenta. Assim, neste estádio os aspectos verbais e cognitivos não são importantes pois o sujeito nesta fase foca-se em refinar um determinado padrão da tarefa e não em seleccionar estratégias alternativas. Contudo, Edwards & Lee (1985) afirmaram que sujeitos que efectuaram a aprendizagem motora num ambiente em que foram autorizados a cometer erros apresentam um melhor desempenho na tarefa do que aqueles que aprenderam num ambiente livre de erros. A orientação deve diminuir à medida que o sujeito começa a formar associações apropriadas entre o plano de movimento e as consequências sensoriais (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012; Poole, 1991).

O terceiro estádio refere-se à automatização da tarefa, sendo que a atenção despendida por cada sujeito é menor (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012; Poole, 1991).

Noutro sentido, a aprendizagem de uma tarefa motora tem sido dividida por diversos investigadores em quatro componentes principais. Em primeiro lugar, o desempenho da tarefa requer a recolha efectiva da informação sensorial pelo que é importante a aprendizagem de como extrair a informação relevante à tarefa do meio

envolvente (planeamento). Em segundo lugar, o sujeito deve aprender quais as principais características da tarefa a desempenhar. Em terceiro lugar, o sujeito deve configurar os mecanismos preditivos e reactivos de controlo que geram os comandos motores para um desempenho eficiente da tarefa. Finalmente, o sujeito deve aprender tarefas de nível elevado como a antecipação e combate de estratégias oponentes que tornam as decisões efectivas (Wolpert & Flanagan, 2010).

No que se refere à extracção da informação importante para o desempenho da tarefa, é necessário efectuar uma aprendizagem estrutural que envolve a recolha dos *inputs* e *outputs* da tarefa, assim como os aspectos paramétricos (massa, peso etc) da tarefa. Neste aspecto, é ainda importante ter em consideração o ambiente em que é efectuada a aprendizagem pelo que para esta se tornar mais efectiva deve ser efectuada num contexto que permita generalizar os restantes ou ser efectuada em diversos contextos (Wolpert & Flanagan, 2010).

A aprendizagem motora é influenciada por quatro factores nomeadamente os estádios da aprendizagem, o tipo de tarefa, a informação de retorno e prática. Entre estes, o *feedback* e a prática da actividade constituem os factores mais importantes. Além destes, factores as instruções verbais, as características do meio, a participação activa e motivação do sujeito, o controlo postural e a memória também influenciam o processo de aprendizagem motora (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012; Poole, 1991).

### **2.2.1 Informação de Retorno Extrínseca**

A informação de retorno ou *feedback* é o mecanismo que permite controlar a acção produzida (Godinho, 2007). O *feedback* juntamente com a prática tem sido demonstrado como um potente método na aprendizagem das habilidades motoras. O *feedback* refere-se á informação que o sujeito recebe relativamente ao desempenho de uma tarefa durante ou depois do movimento, sendo que este pode englobar mecanismos intrínsecos (estímulos visuais, auditivos, tácteis entre outros) e por mecanismos extrínsecos como o encorajamento verbal ou um monitor de computador (Muratori *et al.*, 2013; Cortés *et al.*, 2010; Timmermans *et al.*, 2009; Dijk, Jannink & Hermens, 2005).

Durante a aquisição da tarefa motora, a informação de retorno extrínseca é usada para melhorar a performance da tarefa e facilitar a aprendizagem de uma tarefa. De facto, este tipo de informação proveniente por exemplo da exibição visual da cinemática do movimento, adiciona informação à informação inerente ao movimento e que permite

ter uma percepção da posição e orientação espacial dos segmentos corporais. Além disso, este tipo de *feedback* permite motivar o indivíduo a alcançar o objectivo, enquanto o *feedback* acerca dos erros cometidos pelo sujeito é efectivo na melhoria do desempenho pelo sujeito (Muratori *et al.*, 2013; Cortés *et al.*, 2010; Ronsse *et al.*, 2010; Timmermans *et al.*, 2009).

Existem dois tipos de *feedback*: intrínseco (via sistema sensorial interno) e extrínseco (aumentado) (Ronsse, *et al.*, 2011; Godinho, 2007;).

O *feedback* extrínseco ou informação de retorno extrínseca pode englobar o *feedback* acerca dos resultados e o *feedback* acerca do desempenho. A primeira forma apresenta informações acerca do resultado do desempenho, enquanto a segunda forma apresenta informação acerca das características do movimento que originou determinada desempenho (Timmermans *et al.*, 2009).

Verifica-se que a presença de uma fonte extrínseca de *feedback* pode impulsionar uma melhoria no desempenho do movimento durante a aquisição motora, mas também pode originar em dependência por parte do sujeito. De facto, a sua remoção pode originar uma deterioração do desempenho motor, sendo que o objectivo do treino é promover a aprendizagem em vários contextos da vida real e não só no contexto de laboratório com a presença de *feedback* (Ronsse *et al.*, 2010).

Assim, o *feedback* extrínseco, que visa melhorar o *feedback* inerente com uma fonte externa (Dijk, Jannink, & Hermens, 2005).

O *feedback* extrínseco pode ser dividido em o conhecimento do resultado e o conhecimento do desempenho. O conhecimento do resultado fornece conhecimento ao sujeito se o objectivo da tarefa foi cumprido ou não, incluindo informação acerca da magnitude e direcção do erro. O conhecimento do desempenho encontra-se relacionado com as características do movimento que contribuíram para um resultado com determinada desempenho (Henry & Teyhen, 2007).

Esta fonte informação de retorno extrínseca tem sido utilizada em alguns estudos, no sentido de comprovar os benefícios da sua utilização. Neste sentido, o *Biofeedback* é um procedimento em que o terapeuta monitoriza as respostas corporais do sujeito através de um monitor (máquina) para, posteriormente, fornecer esta informação ao mesmo. Através deste procedimento, é esperado que o indivíduo seja capaz de aprender como controlar as suas respostas corporais. De facto, prover os indivíduos com informação sensorial adicional durante o treino do seu próprio movimento pode

melhorar o desempenho no treino e, conseqüentemente, do movimento/actividade efectuada. (Zijlstra *et al.*, 2010; Arena, & Blanchard, 2002)

A nível formal, o *Biofeedback* é definido como uma técnica que aumenta a capacidade da pessoa controlar voluntariamente as actividades fisiológicas através do fornecimento de informação acerca dessas actividades (Arena, & Blanchard, 2002). Para os clínicos, o *Biofeedback* é uma ferramenta útil capaz de fornecer informação da forma como cada sujeito pode alterar os seus padrões de movimento (Tate & Milner, 2010).

Estudos recentes têm indicado que o *Biofeedback* pode ser aplicado para reduzir a tensão muscular, no sentido de prevenir disfunções músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho e/ou actividades do quotidiano. Nesta perspectiva, o *Biofeedback* tem se mostrado um poderoso instrumento para a adaptação e readaptação das estratégias motoras (Ma *et al.*, 2011; Cortés *et al.*, 2010). Neste sentido, num estudo realizado por Faucet *et al.* (2000), um grupo de utentes utilizou um protocolo de treino associado a *Biofeedback* denominado “*muscle learning therapy*” onde se observou uma redução da actividade do trapézio e dos músculos do antebraço, assim como uma redução da sintomatologia após 18 a 32 semanas (Ma *et al.*, 2011).

Frequentemente tem sido comparado o uso de *Biofeedback* com abordagens da fisioterapia convencionais como o exercício activo e modalidades de intervenção passiva (como por exemplo TENS entre outras). De facto, a abordagem mais convencional da fisioterapia têm-se revelado eficaz a nível do alívio da sintomatologia dolorosa. Contudo, não há evidência que a tensão muscular que está na base da sintomatologia seja também corrigida, existindo grande probabilidade de ocorrer recidivas, pois as alterações posturais e os hábitos de activação muscular não foram corrigidos. Assim, a educação do utente com vista a corrigir os hábitos posturais incorrectos e o controlo muscular durante as tarefas é muito importante (Ma *et al.*, 2011).

Ainda, no que respeita a follow-up, verificou-se que o grupo que teve uma intervenção com base em *Biofeedback*, apresentou melhores resultados no que respeita ao alívio da dor e aumento da capacidade funcional (Ma *et al.*, 2011).

Uma das vantagens do *Biofeedback* é permitir que pequenas mudanças na direcção correcta sejam percebidas e recompensadas pelo sucesso, gradualmente transformadas em mudanças maiores, sendo efectivo em casos onde as pessoas não podem perceber as suas pequenas respostas correctas iniciais ou podem ter a percepção

errada do que estão fazendo. Outra vantagem do *Biofeedback* é a motivação, ao ensinar a pessoa a ter melhor controlo sobre seu corpo, aumentando a sua confiança e auto-eficácia. O *Biofeedback* desempenha um papel importante na motivação do utente pois mante-lo informado acerca do seu progresso geralmente traduz-se numa melhoria do desempenho durante o treino de uma tarefa e, conseqüentemente, dos resultados do treino. De facto, no *Biofeedback*, tal como em outras abordagens a nível de fisioterapia, a participação e motivação dos utentes contribuem para melhores resultados na intervenção. Um outro requisito fundamental para a aplicação de uma terapia com base em *Biofeedback* é a capacidade de aprendizagem motora por parte do utente (Ma *et al.*, 2011; Cortés *et al.*, 2010; Lünenburger, Colombo, & Riener, 2007).

### **2.3 Cinemática Articular: considerações actuais**

O largo espectro de variabilidade no que respeita ao posicionamento da omoplata e ao movimento da mesma entre indivíduos saudáveis e sintomáticos dificulta a criação de valores válidos e realistas do que pode ser considerado normal e anormal. Além disso, para facilitar as decisões clinicas, tem sido considerado que em indivíduos saudáveis, a cinemática do ombro é relativamente idêntica. No entanto, não existe forte evidência de o posicionamento e movimento 3D da omoplata seja idêntico em indivíduos saudáveis (Morais & Pascoal, 2013).

O estudo da cinemática articular permite analisar rotações que ocorrem em simultâneo e translacções associadas na articulação, proporcionando um conhecimento acerca da forma como o movimento ocorre nas articulações (Cattrysse *et al.*, 2005). Um dos principais objectivos da análise do movimento humano é a descrição da cinemática articular, sendo que a precisão desta descrição é fundamental no sentido de obter resultados relevantes das decisões clinicas (Cappello *et al.*, 2005).

De facto, durante muitos anos, os investigadores tentaram descrever os movimentos do ombro através da posição da mão no espaço. Contudo, Inman *et al.* (1994) introduziram o conceito de que a omoplata, a clavícula e o úmero também contribuíam para os movimentos do complexo articular do ombro. Isto foi o ponto de partida para as análises 3D actuais (Ludewig *et al.*, 2009).

Na prática clinica diária, o movimento da omoplata é frequentemente avaliado quantitativamente através da observação da omoplata enquanto o utente eleva os MS.

Nestas condições, a rotação superior pode ser avaliada através da observação dos pontos de referência laterais, enquanto a báscula anterior e a rotação interna podem ser avaliadas através da observação do ângulo inferior e do bordo interno da omoplata respectivamente (Karduna, McClure, & Michener, 2000).

Por outro lado, em diversos estudos, o movimento da omoplata em relação ao tórax tem sido medido através de goniómetros ou raios-X. Contudo, em ambos os casos ocorrem erros pois estes instrumentos apenas são fiáveis num plano bidimensional. De facto, os estudos bidimensionais muito utilizados apresentam erros no que respeita á representação do complexo movimento da omoplata pois ignoram o movimento num plano. Desta forma começaram a ser desenvolvidos estudos 3D (Karduna *et al.*, 2001; McClure *et al.*, 2001).

De facto, recentemente foi introduzida a avaliação da dinâmica tridimensional, pois o desenvolvimento de um método válido de avaliação da cinemática 3D, assim como o conhecimento do padrão de movimento da omoplata é necessário de modo a que seja perfeitamente compreendida as diferenças entre um ombro saudável e um sintomático (Matsuki *et al.*, 2012; Ludewig *et al.*, 2009; Karduna *et al.*, 2001).

A análise 3D dos movimentos do CAO com a precisão que é necessária tem sido um desafio, além de envolverem elevados custos e dispêndio de muito tempo durante a prática clínica (Morais, & Pascoal, 2013).

A grande amplitude de movimentos da articulação GU torna a análise 3D desta articulação complexa. De forma a uniformizar esta análise e minimizar a heterogeneidade entre métodos, o Grupo Internacional do Ombro em parceria com a IBS, baseados no trabalho de Wu & Cavanagh (1995), definiu as linhas orientadoras para recolha e análise de dados acerca do movimento do membro superior *in vivo* e um sistema de coordenadas de forma a encorajar cada autor a utilizar os mesmos pontos de referência ósseos, o mesmo sistema de coordenadas e a mesma sequência de ângulos de Euler (Janes, Brown, & Essenberg, 2012; Senk, & Cheze, 2006).

De facto, um método comum de descrever o movimento tridimensional do complexo articular do ombro é através da utilização dos ângulos de Euler, que representa três sequências de rotações em torno dos eixos anatómicos. Contudo, para um dado movimento, uma sequencia rotacional diferente pode traduzir-se em diferentes ângulos. (Karduna, McClure, & Michener, 2000)

O movimento da omoplata em relação ao tórax, é baseado nos seguintes ângulos de Euler: rotação superior (Y), protração (X) e báscula posterior (Z). A rotação

superior é aquela que mais frequentemente é avaliada na prática clínica e que pode ser definida como o movimento da omoplata ao longo de um eixo horizontal perpendicular ao plano da omoplata. Observou-se, que seja qual for a sequência dos ângulos de Euler utilizada, que esta é a que apresenta um comportamento mais padronizado (Karduna, McClure, & Michener, 2000).

De facto, no estudo de Karduna, McClure, & Michener (2000) sugeriu que a adopção desta sequência padronizada de ângulos de Euler permite que investigadores diferentes e em laboratórios diferentes possam comparar os resultados da sua pesquisa.

A abordagem mais recentemente envolve a digitalização de pontos de referência palpáveis através da pele. Embora a maioria dos métodos de medição 3D apresentem uma fiabilidade satisfatória, McQuade e Smidt (1998) abordaram a questão da precisão destas técnicas, sendo considerado o ponto fraco das mesmas (Karduna *et al.*, 2001).

A colocação de pin's como pontos de referência à superfície da pele foi observada, comprovando os resultados de Harryman *et al.* (1992) e Koh *et al.* (1998), como sendo uma técnica válida para avaliação da cinemática da omoplata. Contudo, foram considerados como fonte de erro o movimento da pele em relação ao osso subjacente (sendo diferente este movimento entre indivíduos saudáveis e sintomáticos) e o facto deste método apenas pode ser utilizado em indivíduos jovens e magros, com uma reduzida quantidade de tecido muscular e adiposo entre a pele e a superfície óssea de modo a minimizar os erros (Karduna *et al.*, 2001).

A medição dinâmica do movimento da omoplata pode ser traduzida com maior fiabilidade através da utilização de pin's no osso. Contudo esta técnica é invasiva e desconfortável tendo sido utilizada num número reduzido de estudos. Para evitar este método tem-se utilizado o acrómio como ponto de referência uma vez que este se localiza superficialmente e se move perto da pele (Janes, Brown, & Essenberg, 2012).

Contudo estes estudos também se tornam complexos pois exigem a digitalização da posição estática da omoplata assim como a utilização de marcadores superficiais para representar o movimento dinâmico da omoplata. Além disso, a utilização destes marcadores podem acarretar erros devido à forma plana e ampla da omoplata, ao seu revestimento maciço por tecidos moles e ao movimento significativo do tecido cutâneo. (McClure *et al.*, 2001).

Por outro lado, tem sido difícil comparar os estudos que demonstra o movimento da omoplata durante os movimentos do MS devido a diferenças metodológicas importantes tais como o movimento específico do MS estudado, movimento estático

versus dinâmico, posicionamento do tronco e grau de estabilização, tipo e número de sujeitos participantes, assim como diferentes técnicas de medição. Além disto, existem outros factores que afectam os resultados quando o movimento da omoplata é estudado tais como a escolha dos pontos de referência, o método escolhido para calcular os ângulos e descrever o movimento, assim como a escolha do referencial fixo (McClure *et al.*, 2001).

Apesar dos esforços actuais dos investigadores para minimizarem os erros ocorridos na avaliação tridimensional dos movimentos da omoplata, existem ainda diversas fontes de erro possíveis. Entre as fontes de erro possíveis pode-se considerar o deslize do pin, o movimento da pele, assim como erros na digitalização dos pontos de referência do osso (Karduna, McClure, & Michener, 2000).

Além das fontes de erro referidas acima, existem ainda outras que podem afectar a análise cinemática do movimento, entre as quais se podem englobar imprecisões dos instrumentos de medida, deslocação dos pontos de referência anatómicos e os artefactos dos tecidos moles (ATM). O primeiro tem sido amplamente analisado e tem sido quantificado e compensado. Os últimos dois, são sistemáticos, mutuamente dependentes e causados pela interposição passiva e activa de tecidos moles entre os marcadores de superfícies e os ossos subjacentes. Além disto, os ATM dependem dos efeitos da inércia, da deformação e deslizamento da pele, da gravidade e da contracção muscular. Contudo, ao contrário do erro instrumental, as características dos tecidos moles não podem ser alteradas por meio de qualquer técnica de filtragem prévia. Desta forma, para melhor a precisão com que a posição de cada osso é estimada. É necessário desenvolver métodos de compensação das características dos tecidos moles (Cappello *et al.*, 2005).

Após a revisão de literatura acima efectuada, observou-se que a realização deste estudo é bastante pertinente no sentido de comprovar a efectividade de uma ferramenta de *Biofeedback* Cinemático 3D em exercícios escapulo-torácicos, à luz da evidência actual. De facto, observou-se que o fornecimento de uma fonte de informação de retorno extrínseca permite uma prática guiada dos sujeitos, optimizando os resultados da *performance* do treino. Contudo, como está acima referido, as técnicas de *Biofeedback* 3D que têm sido desenvolvidas centram-se sobretudo na electromiografia de superfície. Pensa-se que este facto se deva aos elevados custos e complexidade dos instrumentos de *Biofeedback* Cinemático 3D. Assim, este estudo pretende avaliar a

efectividade do instrumento usado, no sentido de fornecer maior evidência dos benefícios da utilização dos instrumentos de *Biofeedback* Cinemático 3D.

### **3. METEDOLOGIA DO ESTUDO**

#### **3.1 Objectivos do Estudo**

O presente estudo tem como principal objectivo avaliar a efectividade do *Biofeedback* Cinemático 3D como informação de retorno extrínseca em tempo real, no movimento da articulação ET, durante a execução de exercícios pertencentes à fase associativa da (re)aprendizagem motora, em indivíduos assintomáticos. Desta forma, foram estabelecidas como variáveis de qualidade de desempenho, o dispêndio temporal de cada sujeito para adquirir a PN da omoplata, a distância ao percurso ideal e a distância à posição alvo.

Neste sentido, e mediante a definição das variáveis acima referidas, foram estabelecidos como objectivos específicos a medição do tempo despendido para alcançar a PN da omoplata, a medição da distância entre o percurso que seria ideal e aquele efectivamente realizado para atingir a PN da omoplata e a medição da distância euclidiana entre a posição final obtida e a posição alvo, nos primeiros graus da fase associativa do movimento, em cada instante de tempo.

#### **3.2 Tipo de Estudo**

O presente estudo pode ser classificado como randomizado, prospectivo, experimental, controlado e quantitativo. De facto, é considerado randomizado pois os elementos constituintes da amostra foram distribuídos em cada grupo de estudo de forma aleatória, sendo este um dos aspectos mais importantes de um bom desenho de estudo (Oehlert, 2010). É considerado prospectivo pois primeiro foi elaborada a questão a ser estudada e só depois foi efectuada a recolha dos dados (Oliveira, 2009), assim como experimental pois foi efectuada um controlo em laboratório das variáveis em estudo, podendo fazer inferências acerca do que observamos (Oehlert, 2010). É, ainda, considerado quantitativo pois teve por base uma realidade objectiva e determinável, assim como controlado pois foi constituído um grupo de comparação relativamente ao GE (Oehlert, 2010).

#### **3.3 Hipóteses**

Abaixo encontram-se descritas as hipóteses de investigação colocadas no presente estudo.

**H0a** - Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GC e GE no que respeita à variável tempo.

**H1a** - Existem diferenças estatisticamente significativas a favor do GE no que respeita à variável tempo.

**H0b** - Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GC e GE no que respeita à variável Distância ao percurso ideal.

**H1b** - Existem diferenças estatisticamente significativas a favor do GE no que respeita à variável Distância ao percurso ideal.

**H0c** - Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GC e GE no que respeita à variável Distância à posição alvo.

**H1c** - Existem diferenças estatisticamente significativas a favor do GE no que respeita à variável Distância à posição alvo.

### **3.4 População Alvo e População Acessível**

A população alvo deste estudo englobou todos os indivíduos sem dor e/ou disfunção do CAO. Neste sentido, a população acessível para o estudo foi constituída por todos os indivíduos adultos (de ambos os géneros), com mais de 18 anos, alunos da Escola de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal (ESS-IPS)

### **3.5 Amostra**

No presente estudo foi utilizada uma amostra não probabilística por conveniência (Fortin, Côte, & Filion, 2009; Oliveira, 2009) pois não é conhecida a probabilidade dos indivíduos de uma população pertencerem à amostra, sendo que a amostra é constituída pelos casos que o investigador tem à sua disposição.

Todos os sujeitos elegíveis foram convidados a participar no estudo, através de um pedido de colaboração por escrito, via e-mail, de forma a procederem à sua

inscrição, numa plataforma *online* desenvolvida para o efeito. O pedido escrito enviado fornecia informação acerca do projecto de investigação, nomeadamente os objectivos do estudo, os critérios de inclusão e exclusão da amostra e os procedimentos de recolha de dados. Além disto, foi explicado que a participação de cada sujeito implicava a sua autorização prévia para a utilização dos dados recolhidos, que seriam codificados e tratados de forma anónima e confidencial.

O método de amostragem tem por objectivo que a amostra estudada seja uma reprodução fiel da população, pelo que a amostra foi constituída por 34 indivíduos sem sintomatologia ou história de patologia do ombro seleccionados entre a população dos estudantes do ESS-IPS no ano lectivo 2012/2013. Desta amostra foram excluídos 4 sujeitos por erros inerentes à recolha, sendo assim a amostra constituída por 30 sujeitos com idade igual ou superior a 18 anos, dos quais 20 eram do género feminino e 10 do género masculino. Além do género, foram recolhidas algumas características socio-demográficas (APÊNDICE 5) que foram consideradas relevantes para a caracterização da amostra, nomeadamente a idade 21,57 anos ( $\pm 4,14$ ), o peso 62,8 kg ( $\pm 10,4$ ) e a altura 1,68 m ( $\pm 0,08$ ).

Os critérios de inclusão e exclusão foram definidos com base na análise da evidência actual, sendo que deve ter sido em conta a sua história clinica (McClure *et al.*, 2001). Desta forma, foram definidos como critérios de inclusão serem sujeitos adultos jovens, homens ou mulheres com idade igual ou superior a 18 anos e sem história de dor/disfunção do CAO. Por outro lado, foram definidos os critérios de exclusão, com base no estudo de Ludewig, *et al.* (2009) que englobaram:

- Presença de sinais de ruptura completa do tendão da coifa dos rotadores ou sinais de inflamação aguda;
- Realização de fisioterapia ou qualquer outro tratamento durante o curso do estudo e/ou, nos últimos 12 meses;
- Prática de actividade desportiva nos últimos 6 meses, regularmente (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;

- História/exame físico sugestivo de luxação, subluxação e/ou fractura do ombro.

O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética Especializada para a Investigação da ESS-IPS (APÊNDICE 1). Todos os sujeitos admitidos ao estudo preencheram um questionário de forma a caracterizar a amostra, tiveram acesso a uma carta explicativa do estudo (APÊNDICE 2) e assinaram uma declaração de consentimento informado (APÊNDICE 3) para recolher, tratar e utilizar dados (Karduna *et al.*, 2001).

A alocação aleatória dos sujeitos nos respectivos grupos GE e GC teve por base os horários pré-definidos para a recolha de dados, sendo que cada sujeito escolhia o dia e a hora em que queria participar no estudo sem saber a qual dos grupos iria pertencer. A determinação do horário correspondente para cada grupo baseou-se apenas na homogeneidade numérica de cada grupo, tendo sido determinado alternadamente um horário para o GC e um horário para o GE.

### 3.6 Instrumentos

Para a realização deste estudo foram recolhidos dados no laboratório de análise de movimento da ESS-IPS, cujo volume de recolha foi previamente calibrado no sentido de minimizar erros durante procedimento do estudo. Assim, tal como no estudo de McClure *et al.* (2001), a recolha de dados foi efectuada em condições laboratoriais controladas após a calibração do espaço de medição, sendo que a fiabilidade e validade deste método de recolha de dados foi anteriormente comprovada e utilizada por outros autores nomeadamente Ludewig *et al.* (2004).

O *Biofeedback* Cinemático 3D utilizado para a reconstrução do movimento 3D da omoplata e responsável por fornecer informação de retorno extrínseca, é constituído pelo *software TheMotionMonitor* (*Innovative Sports Training, Inc., Chicago, IL, USA*) e pelo *hardware trakSTAR* (*Ascension Technology Corporation, Burlington, Vermont*)

O *trakStar* é um sistema composto por um transmissor electromagnético de longo alcance (2m) de análise de movimento para recolher dados cinemáticos 3D, que foi utilizado para determinar a localização e orientação de 4 sensores dos quais 3 estão fixos em pontos pré-determinados sobre a pele, localizados no tórax, omoplata e úmero [Figura 2], sendo que um quarto sensor está associado a uma caneta *stylus* móvel que permitiu a digitalização dos pontos de referência anatómicos. O transmissor, que gera um campo electromagnético de baixa frequência que é captado pelos sensores,

determina a posição e orientação dos sensores, sendo esta informação enviada para o computador (Fayad *et al.*, 2006; McClure, Michener & Karduna, 2006). Os dados foram recolhidos com uma taxa de amostragem de 30Hz por sensor e uma precisão estática de 1,8mm e 0,5° (Milne *et al.*, 1996)

O *software TheMotionMonitor* permitiu a reconstrução do movimento da omoplata e englobava um módulo de *Biofeedback Cinemático*, transformando a informação 3D numa imagem 2D que representava, em tempo real, o sucesso do sujeito em alcançar o objectivo motor da tarefa. O módulo *Biofeedback* trabalhava com três dimensões de informação, nomeadamente duas dimensões de informação cinemática e uma dimensão sonora. No presente estudo, foram fornecidas as duas informações de *feedback* cinemático, permitindo manipular a quantidade de informação devolvida em cada tarefa.

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

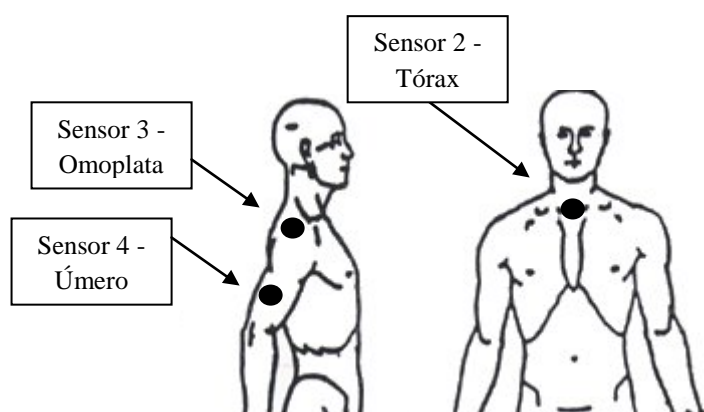


Figura 2: Colocação dos sensores electromagnéticos

Cada sujeito foi instruído a permanecer no espaço calibrado e foram-lhe colocados um conjunto de três sensores a nível da fúrcula esternal, da face ântero-superior do ângulo acromial (AA) e na porção média e face externa do úmero [Figura 2], como no estudo realizado por Ludewig *et al.* (2009) num procedimento de recolha anteriormente utilizado por Ludewig & Cook (2002) e por Roren *et al.* (2013).

Os pontos de interesse são reconhecidos através de um *software* específico (Matias & Gamboa, 2005). A implementação do *software* tem sido generalizada, no sentido de permitir adaptações do protocolo proposto pela IBS e a sua aplicação a diversos segmentos do corpo (Wu *et al.*, 2005), tendo já sido utilizado por outros investigadores como Morais & Pascoal (2013).

O processamento de sinal, quando existem algoritmos robustos e rápidos, pode ser feito em tempo real possibilitando a intervenção em formato de *Biofeedback* como referido anteriormente (Matias & Gamboa, 2005). Assim, os dados recolhidos são tratados e projectados sob a forma de uma imagem que permitem aos sujeitos intervenientes na tarefa, receber o *feedback* daquilo que esta a acontecer enquanto realizam a actividade, sendo que no presente estudo, o *feedback* fornecido foi acerca do movimento da omoplata.

Este sistema de recolha de dados foi amplamente utilizado por outros investigadores na recolha de dados que incidem na biomecânica do ombro, como se verificou por exemplo no estudo de Fayad *et al.* (2008), Fayad *et al.* (2006), Morais & Pascoal (2013).

### **3.7 Desenho do Estudo**

O desenho do estudo é analítico permitindo estabelecer relações entre as variáveis dependentes e independentes. (Fortin, Côte, & Filion, 2009) A figura abaixo representa o desenho do presente estudo.

Globalmente, o presente estudo engloba a constituição da amostra, recolha da PN da omoplata de referência (PN-ET), ensino da tarefa pedida, execução da tarefa pedida, análise estatística e resultados. Todas as etapas foram semelhantes em ambos os grupos em estudo, diferindo estes apenas na apresentação ou não do *Biofeedback* Cinemático 3D, consoante pertencessem ao GE ou GC respectivamente.

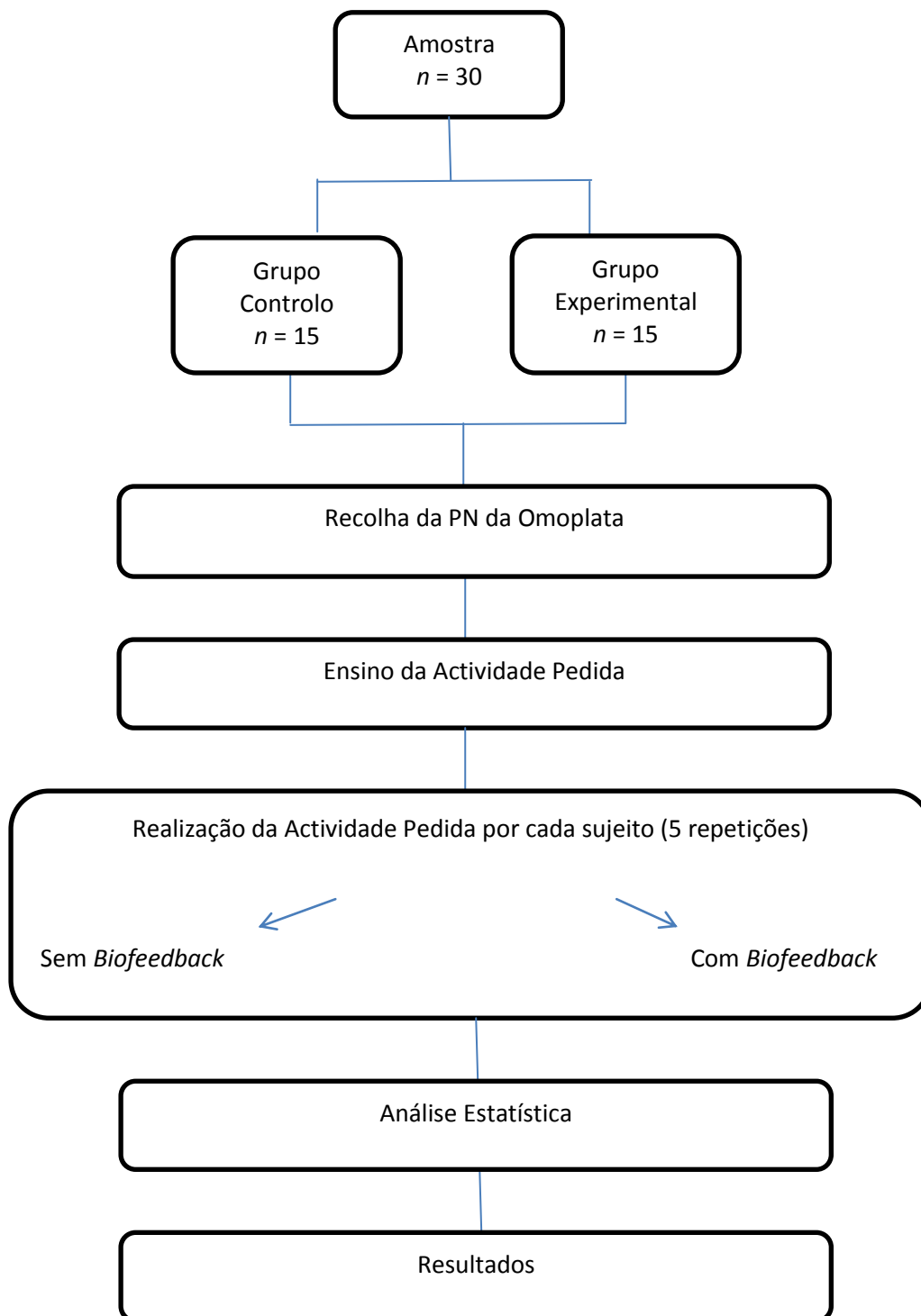


Figura 3: Desenho do Estudo

### 3.7.1 Procedimento de digitalização dos pontos de referência

O procedimento de recolha do presente estudo decorreu no Laboratório de Análise de Movimento Humano da ESS-IPS. A recolha de dados foi efectuada por três

investigadores, fisioterapeutas com mais de dois anos de experiência clínica, que exercem a sua profissão noutra instituição, com conhecimento acerca objectivos e procedimentos do estudo que estavam a realizar. Os sujeitos participantes eram cegos, pois não sabiam a que grupo de estudo pertenciam e o processo de recolha de dados durou em média cerca de 40 minutos por sujeito.

O primeiro passo efectuado, antes de ter sido dado início á recolha de dados, foi a calibração do espaço de recolha de 3m<sup>3</sup> no laboratório de análise de movimento, através do *software TheMotionMonitor*. A extensão da área de calibrada é de extrema importância uma vez que os métodos de reconstrução tridimensionais são mais precisos dentro do volume calibrado (Matias & Gamboa, 2005).

A todos os sujeitos foi pedido que efectuassem a leitura da carta explicativa do estudo (APÊNDICE 2), a qual continha os objectivos de investigação, os procedimentos e os instrumentos de medição que iriam ser utilizados. Além disso, todos os sujeitos assinaram o consentimento informado (APÊNDICE 3), para participar de forma livre e esclarecida no presente estudo, permitindo posteriormente recolher, tratar e utilizar os respectivos dados para inferir conclusões acerca dos mesmos. Os procedimentos em laboratório garantiram a confidencialidade dos participantes.

Antes de se iniciar o procedimento de recolha de dados, os investigadores participantes no presente estudo, assinaram o Termo de Responsabilidade, onde estava estipulado 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).

O primeiro passo da recolha de dados englobou o preenchimento, por cada sujeito, da ficha de caracterização da amostra (APÊNDICE 3), onde estavam descritos os aspectos que permitiram caracterizar a população, sendo que estes aspectos incluem a idade, género, altura e peso.

Cada sujeito participante no estudo foi alocado de forma aleatória no GC ou no GE, no sentido de prevenir que ocorram viéses de selecção da amostra (Fortin, Côte, &

Folin, 2009; Oliveira, 2009). Cada grupo foi constituído exactamente pelo mesmo número de sujeitos.

Antes de ser efectuar a digitalização do sujeito, foram identificadas e marcadas as apófises espinhosas da sétima vértebra cervical (C7), oitava vértebra dorsal (T8) e décima segunda vértebra dorsal (T12), de modo a facilitar a sua identificação na fase de recolha.

Posteriormente foram colocados os três sensores electromagnéticos fixos com recurso a tape e velcro (apenas sensor 4), ao hemicorpo direito, para a recolha cinemática: sensor 2 – fúrcula esternal; sensor 3 – na face superior e mais externa do acrómio; sensor 4 – na face externa do úmero. Os cabos de cada sensor foram colocados fixos junto da coluna dorsal, de modo a que não provocassem a deslocação destes durante o procedimento de recolha.

Através do *software TheMotionMonitor*, após a colocação dos sensores, procedeu-se á palpação e digitalização das eminências ósseas necessárias que serviram de referências anatómicas para a formação do sistema de coordenadas, com recurso a uma caneta *stylus* (sensor 1) com um volume de calibração inferior a 1mm (*root-mean-square error*). Neste sentido, as eminências ósseas digitalizadas corresponderam aquelas que foram definidas pelo protocolo recomendado pela IBS, de forma a facilitar a comunicação entre os investigadores e clínicos. Nesta fase, os sujeitos foram orientados no sentido de se manterem numa posição próxima transmissor de mofo a garantir a precisão dos resultados.

A sequência em que foram digitalizadas estava pré-determinada pelo *software TheMotionMonitor*, que permitiu assim a digitalização do sujeito e o cálculo dos sistemas de coordenadas. Os sistemas de coordenadas locais que foram constituídos forneceram os eixos sagital, frontal e horizontal, directamente perpendiculares entre si, para cada um dos segmentos corporais do tronco, omoplata e úmero (Wu *et al.*, 2005). Para se proceder à digitalização, esses sensores receberam o estímulo electromagnético gerado de forma a definir a posição e orientação dos segmentos ósseos.

No processo de digitalização, foi pedido a cada sujeito que colocasse o membro superior direito junto ao tronco e que não efectuasse nenhum movimento activo. Foram palpadas e digitalizadas eminências ósseas ao nível do tronco, ombro e membro superior direito (digitalização do sujeito) por forma a estabelecer 3 sistemas de

coordenadas anatómicas. Assim, as eminências ósseas digitalizadas que tiveram por base o estudo de Wu *et al.* (2005), encontrando-se descritas na tabela abaixo.

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

Segmentos	Referências Anatómicas
Tórax	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Apófise espinhosa de C7</li> <li>• Apófise espinhosa de T8</li> <li>• Apófise espinhosa de T12</li> <li>• Fúrcula esternal, no ponto supraesternal</li> <li>• Apêndice Xifoide</li> </ul>
Omoplata	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Raiz da espinha da omoplata, no seu ponto médio</li> <li>• Ângulo inferior da omoplata</li> <li>• Ângulo acromial</li> </ul>
Úmero	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Centro de rotação da articulação Gleno-umeral</li> <li>• Epicôndilo</li> <li>• Epitróclea</li> <li>• Centro de rotação da GU, determinada pelo método de rotação (Wu <i>et al.</i>, 2005)</li> </ul>

Com a digitalização do sujeito foram obtidos 3 sistemas de coordenadas com orientação coincidentes, cujas origens se localizaram a nível da fúrcula esternal, gleno-umeral e região do ângulo acromial.

**Tabela 2:** Sistema de Coordenadas, segundo as recomendações da IBS

Sistema de Coordenadas	Origem	Eixo dos X	Eixo dos Y	Eixo dos Z
Tórax	Coincide com a Fúrcula Esternal	Vector perpendicular aos eixos dos YY e dos ZZ, com direcção anterior	O vector que liga o ponto médio entre o apêndice xifoideu e T8 e o ponto médio entre a fúrcula e C7, apontando para cima.	O vector perpendicular ao plano formado pela fúrcula, C7 e o ponto médio entre o apêndice xifoideu e T8, apontando para a direita.
Omoplata	Coincide com o Ângulo Acromial	O vector 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 vector comum e perpendicular ao eixo dos XX e ZZ, apontando para cima.	O vector entre a raiz da espinha da omoplata e AA, com direcção a AA.

Úmero	A origem coincide com a GU.	Vector perpendicular ao plano formado por epitróclea, epicôndilo e GU com direcção anterior	O vector entre a GU e o ponto médio entre a epitróclea e o epicôndilo, apontando para a GU.	O vector perpendicular ao eixo eixo YY e ZZ, apontando para a direita.
-------	-----------------------------	---	---	--

Os movimentos da omoplata em relação ao tórax foram definidos como rotação superior/inferior (eixo das abcissas), protração/retração (eixo das ordenadas) e báscula anterior/posterior (no eixo das cotas). Neste sentido, e de acordo com a ISB, as rotações observadas foram analisadas e descritas tendo por base uma das 12 possíveis sequências de ângulos Euler, ou seja, **Y** (protração) – **X** (rotação superior) - **Z** (báscula posterior), amplamente utilizada em estudos que incidam na Biomecânica do Ombro (Wu *et al.*, 2005). Em cada *frame*, foi determinado o movimento angular da omoplata sem restrições articulares, tendo sido obtida a sua orientação no espaço Euclidiano 3D. Esta orientação foi representada através de gráficos.

A descrição dos movimentos ET ocorreu tendo em conta o centro de rotação inicial da GU. Para isso foram realizadas 5 rotações do úmero em relação à omoplata, sendo a variação ocorrida no centro de rotação calculada.

### 3.7.2 Procedimento de Recolha de Dados

Antes da execução de cada exercício, foram dadas indicações verbais acerca da tarefa a executar, sendo que cada sujeito realizava um ensaio de teste de maneira a averiguar a compreensão do movimento pedido. Este procedimento foi semelhante em ambos os grupos, sendo o comando verbal repetido com precisão para não provocar interferências nos resultados.

Neste sentido, inicialmente procedeu-se à recolha da PN da omoplata de cada sujeito. Para isso, foi explicada, de forma individual, verbalmente e com estímulo táctil (que englobou a retracção, rotação inferior e báscula posterior da omoplata) o conceito de zona neutra da omoplata e qual a posição de cada sujeito devia assumir, ou seja, a posição em que a omoplata e os restantes constituintes da articulação escapulo-torácica estão numa relação óptima (Zona Neutra) (Mottram, Woledge & Morrissey, 2007) e definida a PN-ET. Para definir esta última posição, foi dado o comando verbal “leve a

omoplata para baixo e para dentro”. Antes de se proceder à recolha, foi pedido ao sujeito que reproduzisse, uma vez, a posição pretendida no sentido de se verificar se este compreendia a actividade pedida. Mediante a compreensão da tarefa, deu-se início a recolha, sendo que quando o sujeito dava indicação quando se encontrava na zona neutra da omoplata, foram recolhidos dois sinais *trigger* separados por um período de três segundos, que marcavam o início e o fim da recolha dessa posição. Os valores recolhidos para a PN-ET foram utilizados durante toda a recolha para comparação com dados posteriores. Para isso, os sujeitos foram informados que esta seria a posição alvo durante o estudo, ou seja, aquela que iria ser solicitada mais tarde durante a realização da tarefa.

Posteriormente a isto, foi efectuado um exercício que englobava a obtenção e manutenção da PN-ET da omoplata, incidindo este na fase associativa do movimento. É de referir que, embora no presente estudo tenha sido dado ênfase à fase associativa do movimento, o processo de recolha de dados englobou outros dois grupos de actividades para cada sujeito, um relacionado com a fase de consciencialização do movimento e outro com AVDs, que fizeram parte de outros projectos de investigação.

Neste sentido, para o presente estudo, foi pedido a cada sujeito um exercício que englobava a aquisição da PN-ET da omoplata e a sua manutenção durante a elevação do membro superior até aos 45° no plano sagital, cujo comando verbal era “Leve a sua omoplata para baixo e para dentro e mantendo essa posição eleve o braço até aos 45°”. É de assinalar que era dada ênfase para que o sujeito mantivesse a PN da omoplata durante estes primeiros graus de elevação do membro superior.

Para a actividade pedida foi estabelecida uma amplitude de 45° pois durante a elevação do membro superior, numa fase inicial, a omoplata mantém a sua PN, não ocorrendo grande variação a nível das suas rotações, o que indica que o movimento ocorre primariamente na articulação GU. Assim, nesta fase do movimento a proporção do ritmo escapulo-umeral não é o habitual 2:1, mas sim mais elevada o que reflecte uma pequena contribuição da omoplata, nesta fase, para a elevação do ombro.

Para a recolha da actividade acima descrita foram efectuadas cinco repetições em cada sujeito, com um intervalo de 2 minutos entre cada. Estes intervalos de repouso foram efectuados de acordo com as recomendações de Fitts (2006, citado por Tipton, 2006) de modo a prevenir o surgimento de possível fadiga muscular (Schmidt & Lee, 2005).

Em cada repetição eram efectuados 3 sinais *trigger* (início do movimento, quando o sujeito considerava que se encontrava na PN-ET e três segundos após o segundo *trigger*). Nesta fase da recolha, embora ambos os grupos tenham seguido o protocolo acima descrito, foi efectuada a distinção entre o grupo GE e o grupo GC, mediante a apresentação ou não do *Biofeedback* cinemático 3D, respectivamente.

No grupo GC não foi dada qualquer informação de retorno externa, tendo cada sujeito apenas efectuado a actividade pedida após esta ter sido explicada e ter sido dado o comando verbal. Assim, neste grupo foi efectuado um sinal *trigger* para início do movimento, um segundo sinal *trigger* quando o sujeito achava que se encontrava na PN-ET (independentemente de estar ou não na posição pedida) e um terceiro sinal *trigger* três segundos depois.

No grupo GE foi pedida a tarefa acima descrita, tal como no grupo GC, mas fora dada informação visual extrínseca de retorno em tempo real através da ferramenta de *Biofeedback* do software *TheMotionMonitor*. De facto, os sujeitos pertencentes ao GE efectuaram a actividade pedida com auxílio de um estímulo visual dado por um monitor onde estava projectado o movimento que ocorria a nível da omoplata à medida que cada individuo ia movimentando o complexo articular do ombro e o membro superior. Através deste *Biofeedback*, cada sujeito conseguia perceber qual o movimento que estava a ocorrer, em que sentido devia direccionar o movimento e corrigir o movimento sempre que não ia de encontro aquilo que era esperado. Para este efeito, esta ferramenta de *Biofeedback* permitiu criar e projectar um quadrado [Figura 4] através dos valores de Protracção/Retracção, de Rotação Superior/Inferior e Báscula Anterior/Posterior, recolhidos inicialmente quando fora pedido que o sujeito adquirisse a posição neutra da omoplata. Este quadrado servia como referência para que cada sujeito recebesse a informação externa de retorno acerca da posição pretendida, tendo sido definido com a variação de  $\pm 5^\circ$  devido á variação da posição da omoplata até aos  $45^\circ$  de elevação do membro superior. Mediante a projecção deste quadrado, era pedido ao sujeito que levasse e mantivesse a cruz amarela que representava a omoplata para dentro do quadrado definido, durante toda a tarefa.



Figura 4: Imagem da Informação fornecida ao sujeito pelo *software TheMotionMonitor*.

É de referir que, antes do sujeito efectuar as cinco repetições pedidas durante a execução da tarefa, os sujeitos interagiram com o *Biofeedback Cinemático 3D*, no qual foi explicado que para fazer variar os valores das abcissas do gráfico (Protracção/Retracção 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. Assim, os sujeitos ao efectuarem diversos movimentos com a omoplata, percebiam como estes influenciavam o movimento da cruz amarela.

É de referir que, o centro da caixa vermelha fornecida pelo *Biofeedback Cinemático 3D* [Figura 4], reflectia uma imagem 2D da posição alvo da omoplata. Por sua vez, a dimensão da caixa vermelha reflectia a magnitude do erro tolerada para cada exercício referida na literatura, dada a variabilidade intra-sujeito do grau de Rotação Superior/Inferior e Protracção/Retracção ET, que era de  $\pm 5^\circ$  (Ludewig & Cook, 2000).

Assim, quando o sujeito já tinha percebido o mecanismo de interacção entre o movimento da omoplata e o movimento da cruz amarela do *Biofeedback Cinemático 3D*, iniciou-se o processo de recolha. Assim, foi dado um sinal de disparo sincronizado (*trigger*) para iniciar o movimento, um segundo sinal *trigger* quando o sujeito observou que se encontrava na posição neutra da omoplata e um terceiro sinal *trigger* três segundos depois.

No final de cada recolha de dados, os valores obtidos ficaram guardados no *software TheMotionMonitor*, na ficha de cada sujeito, para posterior processamento e análise estatística.

### 3.8 Variáveis

Para se proceder ao estudo da amostra acima referida, procedeu-se à definição das variáveis que vão ser analisadas no estudo.

#### **3.8.1 Variável Independente: Biofeedback (Informação de Retorno Externa) na execução dos exercícios escapulo-torácicos**

A Informação de Retorno Externa foi considerada como a variável independente do estudo pois é a única de entre as variáveis que pôde ser manipulada pelos investigadores no sentido de exercer efeito sobre as variáveis dependentes (Fortin, Côté, & Filion, 2009). De facto, esta variável está relacionada com a apresentação ou não de *Biofeedback* Cinemático 3D durante a realização das actividades estabelecidas, tendo havido ao longo do estudo distinção entre os dois grupos formados. Assim, esta variável foi apresentada no GE como informação de retorno extrínseca visual cinemática em 3D em tempo real durante a execução da tarefa pedida, enquanto no GC não foi fornecida qualquer informação.

A informação de retorno externa foi elaborada no software *The MotionMonitor*, baseando-se nos valores das rotações obtidos na recolha da PN-ET da omoplata efectuada inicialmente e no comportamento da omoplata ao longo do exercício.

#### **3.8.2 Variáveis Dependentes**

As variáveis dependentes (*outcomes*), ou seja, aquelas que o investigador não conseguiu manipular, estiveram sujeitas ao efeito da variável independente e foram estabelecidas para avaliar o desempenho durante a tarefa proposta (Fortin, Côté, & Filion, 2009). Estas variáveis incluem:

3.8.2.1- Tempo de execução dos exercícios escapulo-torácicos

3.8.2.2- Distância ao percurso ideal

3.8.2.3- Distância à posição alvo

3.8.2.1 Tempo de execução dos exercícios escapulo-torácicos

A variável tempo constitui uma variável dependente pois os investigadores não podem manipular o tempo que cada sujeito demora a realizar a tarefa. Esta variável foi definida pelo intervalo de tempo entre o primeiro sinal de *trigger* (início da tarefa) e o segundo sinal de *trigger* (assumir a PN-ET por parte do sujeito, real ou perspectivada pelo sujeito), após a explicação verbal da tarefa pretendida.

Como foram efectuadas 5 repetições em cada sujeito, a valor desta variável foi calculado através da média dos valores das 5 repetições. Para análise dos resultados obtidos a nível da variável tempo, foi considerado que quanto menor fosse o intervalo de tempo entre os dois sinais de *trigger*, melhor seria o desempenho do sujeito em assumir a posição neutra da omoplata.

### 3.8.2.2 Distância ao percurso ideal

Esta variável tem por objectivo avaliar o percurso efectuado pela omoplata de cada sujeito desde o momento no qual foi dado o comando verbal (primeiro *trigger*) até ao momento determinado por cada sujeito como tendo atingido o objectivo proposto (segundo *trigger*).

Desta forma, esta variável mede a distância euclidiana da orientação da omoplata ao melhor percurso, em cada instante de tempo. Para o efeito foi construída uma recta que une dois pontos dados pela posição inicial e a posição pretendida. Para se obter o valor desta variável correspondente a cada sujeito procedeu-se ao cálculo da mesma da seguinte forma: **(i)** em primeiro lugar foi calculado, para cada instante de tempo, a distância euclidiana entre a posição 3D do sujeito e a sua projecção ortogonal no percurso ideal; **(ii)** em seguida efectuou-se a raiz quadrada da média do quadrado das distâncias obtidas anteriormente; **(iii)** por fim determinou-se a média do valor obtido em **(ii)** consoante o número de repetições, ou seja, consoante as 5 repetições.

Assim, nesta variável pretendeu-se comparar o percurso que idealmente a omoplata de cada sujeito deveria efectuar com aquele que realmente efectuou. É ainda de referir, que quanto menor a distância à recta pré-estabelecida, melhor seria o desempenho do sujeito relativamente a esta variável.

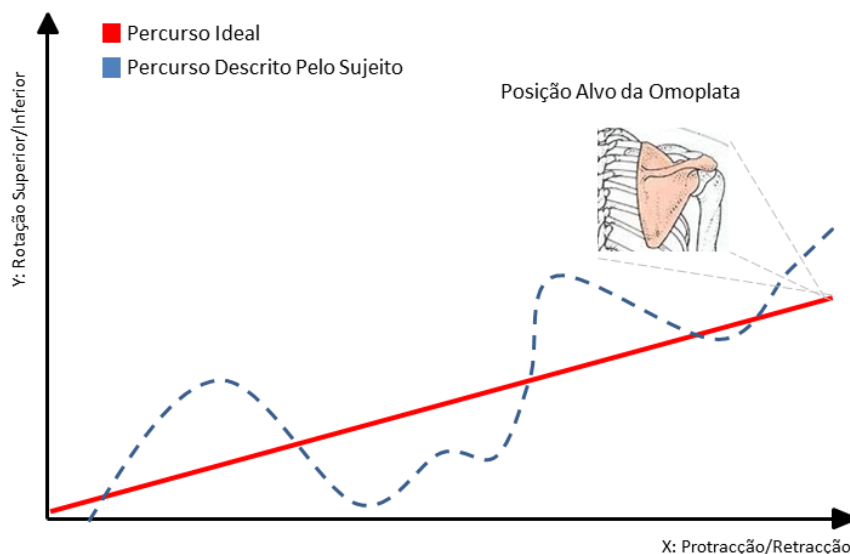


Figura 5: Esquema representativo do percurso 2D da Omoplata

### 3.8.2.3 Distância à posição alvo

Esta variável foi considerada uma variável dependente e reflectiu a distância entre a posição pretendida e aquela que foi obtida por cada sujeito em cada instante de tempo, com ou sem informação extrínseca de retorno. De facto, no software *The MotionMonitor* foi estabelecido um quadrado através dos valores das 3 rotações da omoplata aquando da recolha da PN-ET, que servia como referência para a posição pretendida no final da tarefa. Este quadrado tinha uma variação de  $\pm 5^\circ$  pois estabeleceu-se ser esta a variação inter-individual, durante a elevação do membro superior a  $45^\circ$  no plano sagital.

Esta variável mede a moda da distância euclidiana da orientação da omoplata à posição alvo, em cada instante de tempo. Para o cálculo desta variável procedeu-se da seguinte forma: (i) foi calculada a distância Euclidiana entre a orientação da omoplata e a posição alvo, para cada instante de tempo; (ii) efectuou-se 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, ou seja, às 5 repetições.

Assim, foi determinado para esta variável que quanto menor fosse a distancia euclidiana, ou seja, a distancia entre a posição pretendida e a posição obtida melhor seria o desempenho do sujeito. Esta distância é determinada pela média obtida no conjunto de *frames*.

Importa referir que, de acordo com Kibler *et al.* (2013), a realização de exercícios mais próximos da PN da omoplata, indica um melhor controlo da omoplata numa orientação 3D. Sabe-se, mediante a evidência actual, que na fase inicial do movimento de elevação do membro superior, o movimento é efectuado sobretudo a nível da articulação GU, sendo a contribuição da omoplata reduzida. Desta forma, é esperado que à medida que o movimento de elevação do membro superior ocorra até aos 45°, cada sujeito consiga manter a cruz amarela dentro do quadrado definido, reflectindo a pequena contribuição da omoplata nesta fase inicial do movimento.

### **3.9 Tratamento de Dados**

O tratamento dos dados recolhidos foi efectuado englobando 3 componentes que englobam o registo dos dados, o tratamento deste no programa MATLAB e a sua análise estatística.

O registo dos dados recolhidos foi efectuado numa folha de Excel que englobava os valores das 3 rotações da omoplata que foram sendo obtidos à medida que se efectuava as 5 repetições da actividade.

O cálculo das variáveis dependentes foi efectuado através de rotinas de desenvolvimento para o efeito no programa MATLAB.

Numa última etapa, procedeu-se ao tratamento de dados a nível estatístico. No tratamento de dados foram utilizados testes para analisar as variáveis qualitativas e quantitativas. No que se refere às variáveis qualitativas, estas englobaram o género, idade, peso e altura, tendo como objectivo caracterizar a amostra em estudo. Para análise deste tipo de variável, foi efectuada a média e o desvio padrão para cada componente. No que se refere às variáveis quantitativas, utilizou-se os testes de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk* para verificar se as variáveis seguiam uma distribuição normal e ao teste de *Mann-Whitney* para análise das variáveis em questão.

Assim, em primeiro lugar foi efectuada a análise da homogeneidade da amostra, sobretudo no que respeita aos critérios e inclusão por forma a constatar que possíveis diferenças entre os grupos de controlo e experimental não se devam a heterogeneidade na distribuição da amostra.

Após a análise da amostragem, procedeu-se á comparação das variáveis definidas de forma a averiguar se existem ou não diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos e, caso existam, quais são essas diferenças.

A totalidade dos testes estatísticos aplicados foram efectuados na aplicação para tratamento estatístico *Statistical Package for Social Sciences PASW 21.0* (SPSS).

#### 4. RESULTADOS DO ESTUDO

Neste campo encontram-se descritos os resultados do estudo relevantes para dar resposta á questão fundamental do presente estudo.

##### 4.1 Análise das variáveis de desempenho

Foram avaliadas três variáveis de desempenho do estudo que englobam o tempo, a distância ao percurso ideal e a distância à posição alvo. Assim, antes de se aferir qualquer conclusão acerca das variáveis acima referidas, foi observada a distribuição normal das mesmas. Para este objectivo, foram efectuados os testes de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*, sendo que alguns investigadores recomendam este ultimo como o melhor teste para observar a normalidade das variáveis, devido à dimensão da mesma. (Ghasemi & Zahediasl, 2012) Os resultados de ambos os testes encontram-se na tabela abaixo, onde se pode observar que no que respeita ao GC as variáveis distancia ao percurso ideal e distância à posição alvo não seguem uma distribuição normal, enquanto no GE apenas a variável tempo não segue uma distribuição normal.

**Tabela 3:** Valores do sig. do teste de *Shapiro-Wilk*

Variável de Estudo	Grupo Controlo	Grupo Experimental
Tempo	<b>0,002</b>	0,097
Distância ao percurso ideal	0,137	<b>0,001</b>
Distância à posição alvo	0,153	<b>0,006</b>

Como estamos perante dois grupos independentes, cujas variáveis não seguem não seguem uma distribuição normal efectuou-se o teste *U de Mann-whitney*, cujos resultados se encontram descritos na tabela abaixo e de onde podemos observar se existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em estudo para 2 das variáveis definidas.

**Tabela 4:** Resumo da Estatística

	Teste <i>Mann-Withney</i>		Média		Desvio Padrão	
	<i>U Mann-withney</i>	<i>p- value</i>	GE	GC	GE	GC
<i>Tempo</i>	99,00	0,376	2,62s	2,81s	± 0,996s	± 0,66s
<i>Distancia ao percurso ideal</i>	37,00	<b>0,001</b>	2,68°	4,19°	± 0,89°	± 1,17°
<i>Distância à posição alvo</i>	64,00	<b>0,024</b>	3,63°	5,00°	± 1,63°	± 2,00°

#### 4.1.1 Variável Tempo

A variável tempo foi determinada pelo intervalo de tempo que ocorreu entre o primeiro *trigger* e o segundo *trigger*, ou seja, desde o início da tarefa até quando cada sujeito atingiu ou pensou atingir a posição neutra da omoplata (consoante o grupo em que se encontra). Com a variável não seguiu uma distribuição normal em ambos os grupos, foi utilizado o teste de *Mann-whitney*. Assim, no que respeita à variável tempo que cada grupo demorou a atingir a posição neutra da omoplata, observou-se que não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GC e GE, pois foi encontrado um valor de *p value* > 0,05. Neste sentido, pode aferir-se que, quando na presença de *Biofeedback* cinemático 3D, os indivíduos, em média, despenderam uma porção de tempo semelhante para realizar a tarefa que aqueles que não utilizaram esta ferramenta. Os sujeitos do GC demoraram em média 2.81s ± 0,66 (mediana=3) segundos, enquanto os indivíduos do GE demoraram em média 2.62s ± 0,996 (mediana=2) a atingir a posição pedida. Como se pode observar no diagrama *boxplot*, a dispersão de resultados no GE é maior. Além disso, ainda é possível observar que no GE existiu um *outlier* relativamente à representação do grupo cujo tempo que demorou a efectuar a tarefa foi de 4,58s. A presença deste *outlier* no grupo GE relativamente à variável tempo permitiu constatar que um individuo deste grupo despense 1,5 vezes mais tempo que os restantes elementos do grupo.

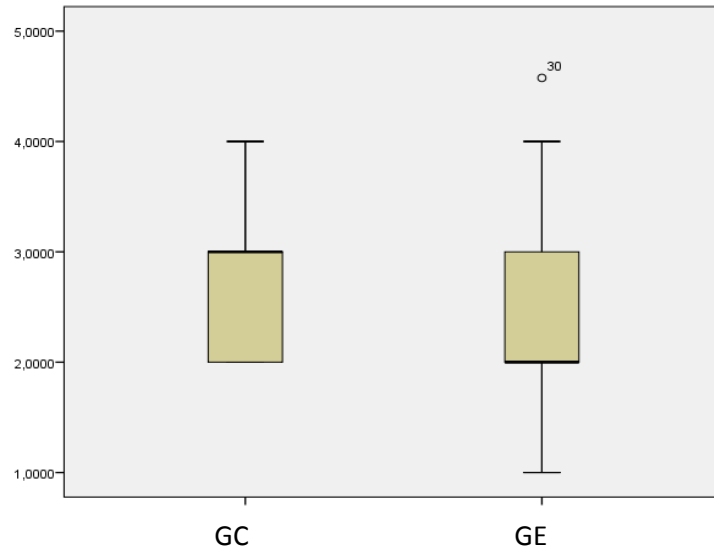


Figura 6: *Boxplot* dos Grupos GC e GE para a variável Tempo (segundos)

#### 4.1.2 *Distância ao Percurso Ideal*

A variável distância ao percurso ideal foi determinada pelo percurso que a omoplata de cada indivíduo efectuou entre o primeiro *trigger* e o segundo *trigger*, ou seja, o percurso que cada indivíduo efectuou para atingir a posição neutra da omoplata. É de referir que no que respeita ao GC, a posição neutra da omoplata nem sempre foi atingida, sendo que o segundo *trigger* foi efectuado quando os sujeitos pertencentes a este grupo pensavam estar nesta posição.

Esta variável é dada pela distância à recta que foi definida como aquela que seria o percurso mais curto e directo para atingir a PN da omoplata, sendo que esta variável foi analisada também pelo teste *Mann-whitney*. Nesta variável obteve-se um valor de  $p\text{-value}=0,01$  pelo que se pode concluir que existiram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GC e GE. Desta forma, é possível aferir que os indivíduos do grupo GE efectuaram a tarefa proposta pelo percurso mais curto e próximo à recta estabelecida. De facto, no GE a distancia à recta é, em média,  $2,68^\circ \pm 0,89$  (mediana=2,14), enquanto no GC é de  $4,19^\circ \pm 1,17$  (mediana=4). Nesta variável também se observou a presença de um *outlier* no grupo experimental cujo valor foi de  $4,86^\circ$ .

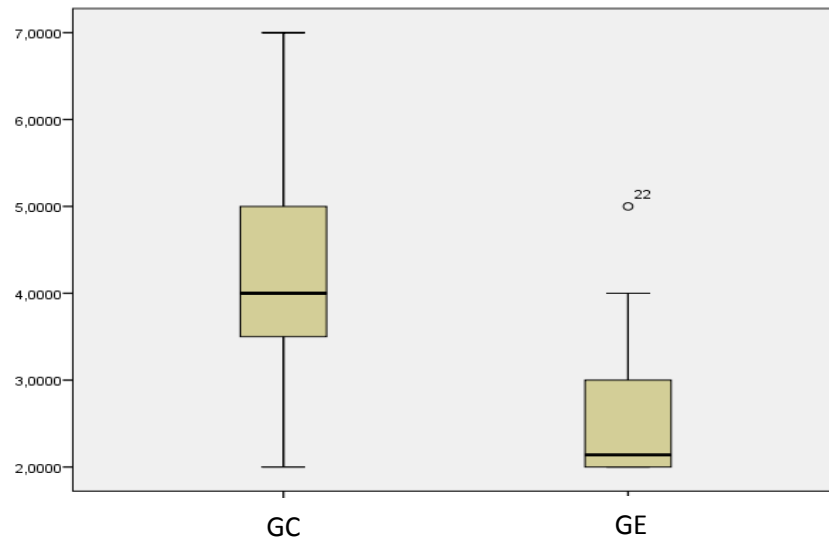


Figura 7: *Boxplot* dos Grupos GC e GE para a Distância ao percurso ideal (graus)

#### 4.1.3 Distância à Posição Alvo

A variável distância à posição alvo, foi determinada para cada instante até ao final da elevação do membro superior a 45°. Esta variável engloba diferença entre a distância obtida e aquela que seria esperada relativamente à posição neutra da omoplata nos primeiros graus de elevação do membro superior. Tal com as duas variáveis acima referidas, esta variável foi analisada pelo teste de *Mann-whitney* tendo sido observado que existiram diferenças estatisticamente significativas ( $p\text{-value} = 0,024$ ) entre os grupos GC e GE. Desta forma, verificou-se que o grupo experimental na presença de *biofeedback* cinemático 3D apresenta menor variação da PN da omoplata nos primeiros 45° do arco de movimento ascendente do membro superior. De facto, no GE a distância é em média  $3,63^\circ \pm 1,63$  (mediana=3) enquanto no GC é em média  $5,00^\circ \pm 2,00$  (mediana=4,5). Nesta variável observou-se a presença de um *outlier* cujo valor foi de  $5,73^\circ$  e um *extreme outlier* cujo valor foi de  $8,30^\circ$ , ambos a nível do grupo GE. A presença de um *outlier* significa que um sujeito do grupo experimental apresenta um valor para esta variável 1,5 vezes superior ao limite superior ao valor máximo para esta variável naquele grupo, enquanto quando na presença de um *extreme outlier* este valor é 3 vezes superior.

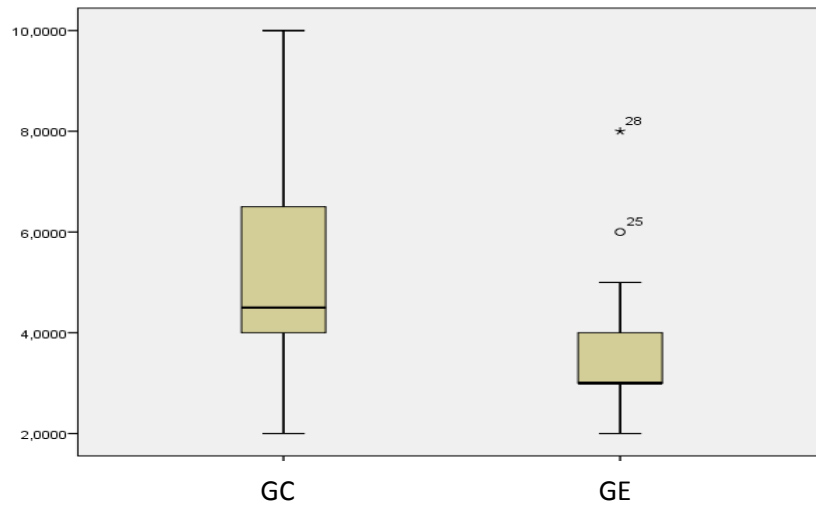


Figura 8: *Boxplot* dos Grupos GC e GE para a variável Distância à posição alvo (graus)

## 5. DISCUSSÃO

Com o presente estudo aleatório e randomizado pretendeu-se avaliar a efectividade do *biofeedback* cinemático 3D em tempo real, como informação de retorno extrínseca, na execução de exercícios escapulo-torácicos durante a fase associativa do processo de (re)aprendizagem motora, em sujeitos saudáveis. Assim, para dar resposta ao propósito do estudo foi efectuado um protocolo cuja tarefa englobava a aquisição da PN da omoplata e a sua manutenção nos primeiros 45° de elevação do membro superior no plano sagital.

Neste sentido, foi seleccionada uma amostra de sujeitos que, á semelhança da amostra utilizada nos estudos realizados por McQuade & Smidt (1998), Karduna *et al.* (2001) e McClure *et al.* (2001), foi constituída por indivíduos assintomáticos, sendo que a idade, peso, altura e ocupação não variou de forma significativa entre os sujeitos (APENDICE 3). Devido à escassez de estudos semelhantes ao que aqui foi proposto, a amostra foi constituída com base em outros estudos que incidam acerca da biomecânica do CAO.

No presente estudo foi utilizada uma ferramenta 3D de avaliação de biomecânica do CAO, por melhor reproduzir os movimentos da omoplata no espaço. De facto, vários autores têm considerado que os estudos bidimensionais muito utilizados apresentam erros no que respeita á representação do complexo movimento da omoplata pois ignoram o movimento num plano (McClure *et al.*, 2001). Assim, no presente estudo, os investigadores escolheram um instrumento 3D de modo a abranger um conjunto maior planos de movimento da omoplata, ou seja, a abranger as três rotações que ocorrem na omoplata durante a elevação do membro superior. Através deste instrumento 3D foi melhor reproduzido o real movimento da omoplata no espaço, pois este instrumento permitiu reproduzir as três rotações da omoplata (Rotação Superior/Inferior, Protracção/Retracção e Báscula Posterior/Anterior).

Assim, para utilização deste instrumento de avaliação, recorreu-se às recomendações da *International Society of Biomechanics*, que tem trabalhado no sentido de estabelecer um sistema de coordenadas articulares padrão baseado no trabalho de Wu & Cavanagh (1995) e recomendado que sejam usados os mesmos

pontos de referência, de modo a permitir a comunicação entre investigadores e entre estes e clínicos, assim como facilitar a compreensão e comparação com estudos que sigam os mesmos pressupostos. (Wu *et al.*, 2005) Desta forma, este estudo utilizou a sequência de ângulos de Euler proposta, ou seja, Y-X-Z, que reflecte a Protracção/Retracção, Rotação Superior/Inferior e Báscula Posterior/Anterior.

Estas linhas orientadoras amplamente aplicadas na investigação da biomecânica do CAO, não têm em conta as translacções que ocorrem neste complexo articular, ou seja, a elevação/depressão e a abdução/adução. (Karduna *et al.*, 2001; Voight, & Thomson, 2000) De facto, no presente estudo foram aplicadas as linhas orientadoras acima referidas, ou seja, foi efectuada uma análise 3D do movimento. Contudo, quando esta é apresentada aos sujeitos, aparece sob a forma de uma gráfico 2D, sendo a Báscula Posterior/Anterior omitida. Observou-se também pelos resultados obtidos no grupo GE que este gráfico 2D é de fácil compreensão para os sujeitos, pelo que uma representação 2D do movimento revela-se muito proveitosa para o sujeito. Desta forma, é possível inferir que a utilização das duas translacções que ocorrem na omoplata como meio de *Biofeedback* para os sujeitos, poderia constituir um método de mais fácil compreensão por parte dos sujeitos.

Para responder à questão colocada no presente estudo, a amostra foi dividida em dois grupos, um que recebeu informação de retorno extrínseca através do *Biofeedback* Cinemático 3D e outro que não recebeu qualquer *Biofeedback* da actividade realizada. O objectivo do *Biofeedback* é fornecer informações dinâmicas durante o treino (Cortés *et al.*, 2010). Assim, no presente estudo, o grupo GC não recebeu *Biofeedback* de qualquer fonte externa, enquanto o grupo GE obteve informação adicional de uma fonte externa que, de acordo com alguns autores, permite otimizar aquela que cada sujeito detém inerente à tarefa. (Muratori *et al.*, 2013; Cortés *et al.*, 2010; Ronsse *et al.*, 2010; Timmermans *et al.*, 2009). Esta divisão da amostra em dois grupos, sendo que a única diferença entre ambos diz respeito à variável independente, permitiu concluir que as diferenças observadas entre os grupos se deveram à presença de informação de retorno extrínseca. Assim, a constituição de um grupo de controlo mostrou-se essencial para a veracidade das inferências feitas.

Tal como em estudos anteriores, no presente estudo o *Biofeedback* foi efectuada através de um procedimento em que os investigadores monitorizaram as respostas

corporais do sujeito, fornecendo informação ao individuo e esperando que este seja capaz de aprender como controlar as suas respostas corporais (Zijlstra *et al.*, 2010; Arena, & Blanchard, 2002). De facto, com esta ferramenta observou-se que cada sujeito participante no presente estudo, perante a visualização dos erros cometidos, alterou o movimento que está a efectuar e o direccionou para aquele que é pretendido. Isto pode ser comprovado, através do que se encontra descrito no capítulo dos resultados, onde se verificou que os indivíduos do grupo GC, por não receberem a influência desta ferramenta apresentaram, globalmente, pior qualidade no desempenho da tarefa. Assim, o *Biofeedback* mostrou-se, tal como sugerido por Ma *et al.* (2011) e Cortés *et al.* (2010), um poderoso instrumento para o ajustamento (adaptação e readaptação) das estratégias motoras, tendo facilitado o alcance do objectivo por parte do grupo GE.

Assim, o *Biofeedback* pode melhorar o desempenho do treino e, consequentemente, do movimento/actividade efectuada (Zijlstra *et al.*, 2010; Arena, & Blanchard, 2002). Contudo, a grande maioria dos estudos efectuados com recurso ao *Biofeedback*, como componente de um protocolo de reabilitação, envolve sobretudo a electromiografia de superfície e abrange disfunções neurológicas (sobretudo no pós AVC) (Baets, *et al.*, 2012; Cortés *et al.*, 2010; Zijlstra *et al.*, 2010; Timmermans *et al.*, 2009) ou do membro inferior (Lünenburger, Colombo & Riener, 2007), havendo pouca literatura, com os seus pros e contras, no que se refere a disfunções do complexo articular do ombro (Chao *et al.*, 2011). Isto pode ser explicado pelo facto de, quando comparado com a electromiografia de superfície, o *Biofeedback* cinemático 3D apresentar custos mais elevados e dispositivos de maiores dimensões e mais complexos (Worsley, *et al.*, 2012).

Tal como no presente estudo, Fayad *et al.* (2006) também utilizou um dispositivo que emitia sinais electromagnéticos, seguindo os pressupostos da *International Society of Biomechanics*, para a recolha de dados acerca do CAO.

Estabeleceu-se que o protocolo do estudo envolvia a aquisição e manutenção da posição neutra da omoplata durante a elevação do membro superior até aos 45°, pois esta posição é um requisito fundamental para a normal função do complexo articular do ombro. De facto, de acordo com Mottram, Woledge & Morrissey (2007) e Sousa *et al.* (2007) a função muscular do ombro pode estar comprometida quando a omoplata se desvia da sua posição neutra, podendo conduzir á presença de dor e disfunção do ombro. Foi com base neste pressuposto que os investigadores consideraram

fundamental incidir em exercícios que englobaram a posição neutra da omoplata, pois a alteração deste requisito em repouso e nos primeiros graus da fase associativa do movimento pode conduzir á presença de disfunção do ombro. De facto, a contribuição da omoplata para o movimento do CAO é reduzida na fase inicial do arco de movimento, sendo que no plano sagital em que decorreu o movimento estudado, apenas começa a partir do 60° do movimento de flexão, de acordo com Mottram (2007) e Delgado (2003). Assim, determinou-se que o movimento pedido ocorria até aos 45°, onde se verificaria uma reduzida variação da PN da omoplata.

A posição neutra da omoplata obtém-se quando a omoplata e os restantes constituintes da articulação escapulo-torácica se encontram numa relação óptima permitindo a mobilidade e estabilidade da articulação GU (Mottram, 1997), sendo o ponto médio das três rotações da omoplata, nomeadamente Protracção/Retracção, Rotação Superior/Inferior e Báscula Anterior/Posterior (Mottram, Woledge & Morrissey, 2007). Desta forma, os investigadores consideraram que através desta ferramenta 3D conseguiam reproduzir de forma mais fiável as rotações da omoplata pois englobam todos os planos de movimento.

Continua a ser controverso definir uma posição como normal para a omoplata pois a variabilidade individual e de estímulos que rodeiam o indivíduo influencia o normal de cada um (Guerreiro & Matias; 2007; Santos, & Matias, 2007). Apesar desta variabilidade, vários protocolos de reabilitação do ombro que incidem no controlo motor, determinam a posição neutra da omoplata como um componente importante dos mesmos (Struyf *et al*, 2011). De facto, tal como foi observado por Voight & Thomson (2000), os protocolos de reabilitação da omoplata devem incluir exercícios que permitam a optimização da posição e movimento da omoplata de modo a impedir o aparecimento de dor e disfunção do CAO. Assim, por se observar que alterações no posicionamento e controlo motor da omoplata (Struyf *et al*, 2011), neste estudo privilegiou-se a PN da omoplata, sendo a sua aquisição e manutenção um componente determinante do movimento avaliado.

Assim, tal como no estudo de McClure *et al*. (2001), a recolha de dados foi efectuada em condições laboratoriais controladas após a calibração do espaço de medição, sendo que a fiabilidade e validade deste método de recolha de dados foi

anteriormente comprovado e utilizado por outros autores nomeadamente Ludewig *et al.* (2004)

Este estudo foi efectuado utilizando sensores fixos na pele de forma a avaliar a mobilidade a omoplata e úmero durante o movimento de aquisição da PN da omoplata e elevação do membro superior. A mesma técnica foi utilizada por Ludewig, Cook & Shields (2002), seguindo o mesmo protocolo de Ludewig & Cook (2000), onde se verificou por Ludewig, Cook, & Nawoczinski (1996) um erro de 2º a 3º quando comparado com os sensores directamente fixos nas estruturas ósseas. (Ludwig, Cook & Shields, 2002)

A (re)aprendizagem motora define-se como o conjunto de processos internos associados á pratica e á experiência, que produzem alterações relativamente permanentes na capacidade de produzir actividades motoras (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012). O que difere a aprendizagem motora da optimização do desempenho (*performance*) do movimento são as mudanças relativamente permanentes que originam, pelo que o desempenho do movimento deve ser avaliado na altura do treino, assim como posteriormente para ser considerada aprendizagem (Poole, 1991). Não se considera como aprendizagem as alterações que duram por um curto período (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012). Este é um dos aspectos importantes a ter em consideração quando é efectuada uma análise deste estudo, uma vez que a avaliação da efectividade do *Biofeedback* cinemático 3D apenas foi efectuada no momento de recolha dos dados, ou seja, este estudo apenas avaliou o desempenho na tarefa, não podendo ser dito que ocorreu uma aprendizagem da mesma. Neste sentido, considerou-se importante que seja efectuada uma análise posterior, pelo que se recomenda que seja continuada a investigação neste campo no sentido de fazer um *follow-up* dos dados recolhidos e uma análise a longo prazo. Este aspecto é muito importante uma vez que, para transpor para a prática clinica, é importante que sejam verificados os benefícios do *Biofeedback* Cinemático 3D a longo prazo.

A aprendizagem de uma tarefa motora tem sido dividida por diversos investigadores em quatro componentes principais, que englobam a recolha efectiva da informação sensorial (planeamento), aprender as principais características da tarefa, configurar os mecanismos preditivos e reactivos de controlo que geram os comandos

motores e aprender tarefas de nível elevado como a antecipação e combate de estratégias oponentes que tornam as decisões efectivas. (Wolpert & Flanagan, 2010)

No presente estudo, o protocolo de recolha de dados iniciou-se com a explicação da tarefa que iria ser efectuada. Assim, cada indivíduo pode aferir qual a informação importante para o desempenho da tarefa e, desta forma, efectuar o planeamento da tarefa. De facto, no que se refere á extracção da informação importante para o desempenho da tarefa (planeamento), é necessário efectuar uma aprendizagem estrutural que envolve a recolha dos *inputs* e *outputs* da tarefa (Wolpert & Flanagan, 2010). Esta fase de planeamento mostrou-se indispensável, pois é nela que o sujeito percebe qual a tarefa a desempenhar. No grupo GE, os investigadores consideraram esta fase ainda mais determinante no sucesso da tarefa pois estes indivíduos estavam perante uma ferramenta com a qual não tinham contacto anterior no seu quotidiano durante a realização dos seus AVDs, aspecto que poderia influencia os resultados apresentados nas variáveis de estudo.

No presente estudo, o *Biofeedback* Cinemático 3D foi aplicado num movimento pertencente à fase associativa da reaprendizagem motora, do processo de aprendizagem proposto por Fitts & Posner (1967). Os investigadores definiram esta fase do movimento para o estudo, pelo facto de nesta fase o sujeito ter de manter e refinar o que foi aprendido na fase anterior de aprendizagem, ou seja, na fase cognitiva. De facto, de acordo com Cano-de-la-Cuerda *et al*, (2012), no estadio associativo, o sujeito começa a refinar as suas capacidades, sendo que através repetição continua os erros começam a diminuir. O facto, de na fase associativa do processo de aprendizagem motora, ocorrer o refinar de aprendizagens anteriores e a prática ser importante para formar associações apropriadas entre o plano de movimento e as consequências sensoriais Poole (1991), confere importância à presença do *Biofeedback* Cinemático 3D pois esta ferramenta permite (re)adaptações constantes. De facto, por na fase associativa, se dar privilégio à qualidade de movimento, os resultados do presente estudo permitem inferir que para a amostra em estudo, em que o uso do *Biofeedback* Cinemático 3D é muito vantajoso, pois o grupo GE obteve resultados positivos não melhoria da qualidade de desempenho do movimento. Neste sentido, a tarefa escolhida foi a aquisição da PN da omoplata e a sua manutenção nos primeiros 45° de elevação do membro superior. Contudo, importa referir que a presença de uma fonte de *Biofeedback* também parece ser importante na

fase anterior do processo de aprendizagem motora (fase cognitiva), pois é aqui que ocorre a consciencialização acerca do movimento.

Edwards & Lee (1985) afirmaram que sujeitos que efectuaram a aprendizagem motora num ambiente em que foram autorizados a cometer erros apresentam uma melhor performance na tarefa do que aqueles que aprenderam num ambiente livre de erros. No mesmo sentido, Maxwell, *et al.* (2001) sugeriram que o treino guiado de uma tarefa permite ao sujeito tomar consciência do padrão do movimento num estágio precoce da (re)aprendizagem. Estes dados revelaram-se muito importante pois, embora os dados neste estudo terem sido recolhidos num ambiente controlado de laboratório, o grupo GE ao receber informação de retorno extrínseca através do *Biofeedback* Cinemático 3D sobre a actividade a desempenhar, recebeu também informação acerca dos erros que cometiam. Isto, permitia-os alterar em tempo real a estratégia motora que estava a ser utilizada, tendo-se verificado, como esta descrito nos resultados, que este grupo apresenta um melhor desempenho global que o grupo GC, cujos indivíduos não receberam qualquer informação acerca de possíveis erros que estivessem a cometer.

Ainda no que se refere aos pressupostos da (re)aprendizagem motora, esta apenas é conseguida se o sujeito conseguir efectuar a tarefa em diversos contextos e não apenas num ambiente específico. (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012) De facto, tal como se pode observar através dos resultados obtido neste estudo, a utilização de *Biofeedback* Cinemático 3D apresenta benefícios na melhoria do desempenho de uma actividade em contexto de laboratório uma vez que o grupo GE apresentou resultados globalmente mais satisfatórios relativamente à variáveis de qualidade de desempenho que o grupo GC. Contudo, a amostra alvo do estudo não foi analisada num contexto diferente, não sendo possível generalizar os resultados do presente estudo para outros contextos. Desta forma, sugere-se que a ferramenta em estudo seja utilizada num contexto diferente, de modo a aferir se os benefícios observados também ocorrem em outro contexto, aferindo assim que apresenta benefícios na (re)aprendizagem motora.

A primeira fase de tratamento dos dados recolhidos em laboratório englobou a caracterização da amostra e verificação da homogeneidade do grupo GE e GC, de forma a garantir que as diferenças estatísticas observadas foram devido à presença da variável independente controlada pelos investigadores (*Biofeedback* Cinemático 3D) e não a diferenças entre os indivíduos que constituíam os grupos em estudo. De facto, os sujeitos foram depois distribuídos de forma aleatória por ambos os grupos, pelo que foi

necessário garantir que ambos os grupos eram semelhantes entre si. Noutra perspectiva, ao serem estabelecidos os critérios de exclusão do estudo pretendeu-se que a amostra a ser utilizada seja o mais homogénea possível a nível dos factores que podem influenciar o padrão normal do movimento da omoplata.

Posteriormente, procedeu-se à análise da normalidade das três variáveis de desempenho utilizadas neste estudo, no sentido de perceber se o conjunto de dados de cada variável é modelado por uma distribuição normal. Após esta análise verificou-se que as variáveis não seguiam uma distribuição normal, ou seja, não podem ser descritas pelo modelo de Gauss onde a média e a mediana são coincidentes. Assim, após esta verificação prosseguiu-se a análise estatística de cada variável. Para a referida análise estatística, foram escolhidos testes não paramétricos pois as variáveis não seguem uma distribuição normal.

Após a análise dos resultados, pode dizer-se que o fornecimento de informação de retorno extrínseca sob a forma de *Biofeedback* Cinemático 3D permite otimizar a qualidade de desempenho dos exercícios escapulo-torácicos. No sentido de avaliar a qualidade de desempenho da tarefa, foram definidas as variáveis dependentes do estudo, sendo que estas 3 variáveis devem ser compreendidas e inter-relacionadas como um todo para perceber a qualidade de desempenho da tarefa.

Da análise estatística efectuada observou-se que o *Biofeedback* Cinemático 3D é efectivo na optimização da execução dos exercícios escapulo-torácicos, tendo apresentado diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GE e GC relativamente às variáveis distância ao percurso ideal e distância à posição alvo. No que respeita à variável tempo, observou-se que a aplicação de *Biofeedback* Cinemático 3D não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em estudo.

No que respeita à variável tempo, ao ser estabelecida a comparação entre o desempenho temporal nos grupos GC e GE, observou-se que o grupo GE demora, em média, menos tempo a reconhecer a PN da omoplata que o grupo GC, como se pode observar no capítulo de resultados. Contudo, apesar desta diferença, observou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas ( $p\text{-value} = 0,376$ ) entre ambos os grupos. Assim, foi possível aferir-se, relativamente à variável tempo, que a H0a definida é aceite, rejeitando-se H1a.

De facto, o grupo GE demorou, em média, menos 0,19 segundos que o grupo GC. Através da análise das *boxplot* apresentadas nos resultados em ambos os grupos, é possível observar que 50% dos indivíduos que constituem ambos os grupos apresentaram o mesmo desempenho temporal, sendo que no grupo GE, 25% dos sujeitos [figura 6] apresentam valores inferiores que no grupo GC. Observou-se ainda que, no GE existe uma maior dispersão de resultados pois existe uma diferença mais acentuada entre os valores máximos e mínimos da variável tempo. Apesar desta orientação de resultados, observou-se no grupo GE que um sujeito é considerado um *outlier* dos resultados observados, pois o tempo despendido para realizar a tarefa proposta é 1,5 vezes superior ao valor máximo grupo.

Estes resultados, apesar de terem reflectido que não existiu uma diferença significativa entre os dois grupos em estudo no que se refere ao desempenho temporal, foram considerados como resultados positivos. De facto, entre os grupos GC e GE a diferença apresentada na sessão de recolha de dados foi a introdução da ferramenta de *Biofeedback* Cinemático 3D que constitui uma ferramenta nova e com a qual os sujeitos do grupo GE tiveram um curto período de adaptação, como se encontra descrito da metodologia deste estudo. Assim pode ser constatado que a introdução que um elemento novo não constituiu ruído nos resultados, ou seja, o desconhecimento da ferramenta em estudo não aumentou o dispêndio temporal da realização da tarefa.

Noutro sentido, os investigadores consideraram necessário, como referido anteriormente, avaliar a variável tempo como parte de um todo da qualidade de desempenho da tarefa. Assim, apesar de não haver diferenças estatisticamente significativas relativamente aos grupos GE e GC na variável tempo, os indivíduos do grupo GE apresentaram um melhor desempenho relativamente às variáveis distância ao percurso ideal e distância à posição alvo, o que permitiu inferir com as devidas limitações, que o desempenho na tarefa durante a sessão de recolha foi melhor no grupo GE que no grupo GC. De facto, no grupo GC é necessário referir que a variável tempo foi medida quando cada sujeito considerou que se encontrava na posição neutra da omoplata (nem sempre isto correspondia à realidade), enquanto no grupo GE os sujeitos adquiriram sempre a PN da omoplata por observação da informação fornecida pelo *Biofeedback* Cinemático 3D, pelo que levanta a questão que, face a um bom desempenho na tarefa, seja preferível despende um tempo semelhante ao GC.

A qualidade de desempenho na realização da tarefa proposta foi ainda avaliada por outras duas variáveis que corresponderam à distância ao percurso ideal e a distância à posição final. Em ambas as variáveis foi observado que existiam diferenças estatisticamente significativas entre ambos os grupos GC e GE, tendo reflectido que a presença de *Biofeedback* Cinemático 3D permite otimizar a qualidade de desempenho relativamente a estas duas variáveis. Estes dados sugerem que na presença da ferramenta em estudo, os sujeitos do grupo GE conseguiram realizar a tarefa de forma mais linear e obtiveram maior sucesso no alcance do objectivo proposto.

No que diz respeito à variável Distância ao percurso ideal, esta foi determinada por uma recta definida que une os dois pontos representados pela posição inicial e a posição final da omoplata, representado o percurso mais curto que a omoplata de cada sujeito pode efectuar desde a sua posição inicial até à zona neutra. Esta recta foi teorizada matematicamente e constituída virtualmente, não tendo sido testada experimentalmente em cada sujeito. Desta forma, podia ou não existir em cada individuo um impedimento anatómico para a sua concretização, sendo que caso exista o valor desta variável seria sempre maior. Contudo, esta condição pode ocorrer em ambos os grupos pelo que, a acontecer, teve a mesma probabilidade nos sujeitos do grupo GE e GC. Assim, esta recta obedece ao pressuposto desta variável, tendo possibilitado inferir comparações válidas entre os grupos GE e GC. Assim, foi definido que quanto menor o valor obtido nesta variável, mais próximo o sujeito se encontra do percurso ideal. Neste sentido, observou-se que a presença do *Biofeedback* Cinemático 3D permite que cada sujeito obtenha informação acerca da forma mais objectiva e linear para atingir a PN da omoplata pois apresentam mais aproximação à recta que o grupo GC, como se pode observar pelos resultados obtidos neste estudo e descritos no capítulo resultados. De facto, o grupo GE realizou um percurso mais curto e próximo do esperado, sendo a distância à recta em média de  $2,68^\circ (\pm 0,89)$  face ao  $4,19^\circ (\pm 1,17)$  do grupo GC. Através destes dados é possível observar, no que respeita a esta variável, que a magnitude de efeito que a ferramenta de *Biofeedback* Cinemático 3D permite é de  $0,55^\circ$  a  $3,57^\circ$ .

Através da observação da *boxplot* exposta nos resultados [Figura 7], no grupo GE além de se aproximar mais do percurso ideal, ocorreu menor dispersão de resultados pelo que foi possível inferir que na presença da ferramenta de estudo otimiza o percurso efectuado pela omoplata. Foi ainda possível observar que a variação à recta no grupo GC é de  $2^\circ$  a  $7^\circ$ , enquanto no grupo GE é de  $2^\circ$  a  $4^\circ$ . Contudo, no grupo GE

observou-se a presença de um *outlier*, cujo valor se situa entre os 25% e os 75% menores valores observados no grupo GC. Isto permite reflectir que apenas um sujeito do GE apresenta uma variação relativamente à recta de 1,5 vezes superior ao valor máximo desta variável.

Assim, observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os grupos GE e GC ( $p\text{-value} = 0,01$ ), rejeitando-se a  $H0b$  definida e aceitando-se a  $H1b$ , onde está definido que o grupo GE apresenta um melhor desempenho relativamente à variável qualidade do percurso. Assim, com base nestes resultados, os investigadores podem inferir que na presença de *Biofeedback* Cinemático 3D, os indivíduos adquirem a PN da omoplata pelo percurso mais próximo do ideal.

No que se refere à variável distância à posição alvo, é necessário referir que esta diz respeito à manutenção da PN da omoplata durante o movimento de elevação do membro superior e, portanto, reflecte a distância entre a posição da final da omoplata e aquela que seria esperada, em cada instante de tempo. De facto, no que se refere a esta variável observou-se diferenças estatisticamente significativas ( $p\text{-value} = 0,01$ ) entre os grupos GC e GE, ou seja, relativamente a esta variável rejeitou-se  $H0c$  e aceitou-se  $H1c$ . Assim, os investigadores puderam inferir que na presença de *Biofeedback* Cinemático 3D, os sujeitos conseguiram apresentar uma menor variação da PN da omoplata.

Tal como esta exposto no capítulo resultados do presente estudo, existe uma média menor da distância entre a posição esperada e a posição final no grupo GE, tendo sido observado no grupo GC uma média de  $5^\circ (\pm 2)$  e no grupo GE de  $3,63^\circ (\pm 1, 63)$ . Estes dados apresentam relevância pois permitem constatar a importância da aplicação da ferramenta de *Biofeedback* Cinemático 3D. De facto, de acordo com Ludewig, & Cook (2000) e Cook, & Ludewig (1996) ocorrem alterações angulares na cinemática de um CAO com disfunção de cerca de  $4^\circ$  a  $6^\circ$ . Através da observação dos dados recolhidos no presente estudo, observou-se que a magnitude de alteração que o *Biofeedback* Cinemático 3D permite é de  $2,26^\circ$  a  $5^\circ$ , relativamente à manutenção da PN nos primeiros  $45^\circ$  do movimento de elevação do membro superior no plano sagital. Assim, observou-se que a ferramenta em estudo pode apresentar alguma relevância na utilização em protocolos de reabilitação do CAO.

Através da análise das *boxplot* de ambos os grupos [Figura 8], no que se refere a esta variável, é possível constatar que o grupo GC apresenta maior dispersão de resultados, sendo que os valores se distribuem num intervalo entre  $2^\circ$  e  $10^\circ$ . Por sua vez,

os valores do grupo GE apresentaram uma menor dispersão, tendo-se concentrado num intervalo que varia entre 2° e 5° aproximadamente.

Apesar da menor dispersão de resultados, no grupo GE observaram-se a presença de um *outlier* e de um *extreme outlier*. O *outlier* situa-se no terceiro quartil quando comparado com a *boxplot* do grupo GC, enquanto o *extreme outlier* situa-se quarto quartil quando comparado com o grupo GC. A presença de um *outlier* significa que existe um sujeito com um valor para a variável qualidade da posição final 1,5 vezes superior ao limite máximo definido na *boxplot*, enquanto no *extreme outlier* o valor do sujeito para a referida variável é 3 vezes maior que o limite máximo da *boxplot*. Desta forma, verificou-se que estes dois sujeitos, aquando da presença do Biofeedback cinemático 3D apresentam um comportamento semelhante aos sujeitos que não receberam informação de retorno extrínseca (GC), podendo reflectir uma incompreensão por parte deste dois sujeitos acerca do funcionamento da ferramenta em estudo.

Após a análise da variável acima referida, verificou-se que na presença de *Biofeedback* Cinemático 3D, os sujeitos conseguem manter de forma mais efectiva a posição neutra da omoplata nos primeiros graus de elevação do membro superior, embora 25% dos sujeitos do grupo GC apresentem também resultados muito satisfatórios com uma variação da posição apenas de 2° a 4°, como é observável pela análise da *boxplot* do grupo GC correspondente a esta variável. Esta variação revelou-se satisfatória pois é semelhante aquele que foi encontrada no GE.

Após análise das variáveis do estudo, uma vez que não se observaram diferenças nas variáveis qualitativas e quantitativas que caracterizam a amostra à partida e o processo de recolha é semelhante em ambos os grupos, pode aferir-se que as diferenças encontradas entre os grupos GE e GC e que condicionam uma melhor qualidade de desempenho, se devem à presença de *Biofeedback* Cinemático 3D aplicado em tempo real no grupo GE. De facto, apesar de não se observar diferenças estatisticamente significativas entre GC e GE relativamente à variável tempo, quando analisamos o binómio tempo versus qualidade do movimento, é possível constatar que os sujeitos do grupo GE apresentam resultados mais positivos pois apresentam melhores resultados nas variáveis distancia ao percurso ideal e distancia à posição alvo, sem diferenças significativas no tempo que demoraram a realizar a tarefa relativamente ao grupo GC.

Assim, é possível constatar que este grupo apresentou uma melhoria do desempenho da tarefa.

Ainda relativamente aos resultados deste estudo, observou-se que estes podem ser benéficos para suportar a introdução do *Biofeedback* Cinemático 3D no treino de (re)adquisição e manutenção da PN da omoplata durante os primeiros graus de elevação do membro superior no plano sagital. De facto, observou-se que o grupo GE apresenta melhor desempenho relativamente à actividade proposta, logo, consegue uma menor variação relativamente à PN da omoplata em cada instante do tempo, durante o arco de movimento proposto. De acordo com Struyf, *et al.* (2012) e Worsley *et al.* (2012) os programas de exercícios para controlo motor da omoplata devem englobar exercícios que incidem na (re)aprendizagem da normal orientação da omoplata em repouso e em movimento, uma vez que alterações na PN da omoplata e do seu controlo motor podem conduzir á presença de dor e disfunção do ombro (Struyf *et al.*, 2013; Mottram, Woledge & Morrissey, 2007).

Como o feedback é dado em tempo real, foi possível observar que este instrumento foi utilizado para que os sujeitos pertencentes ao grupo GE tivessem uma orientação durante a realização da tarefa proposta e recebessem informação acerca do resultado do movimento que estão a efectuar, percebendo durante a tarefa se estavam a efectuar com sucesso e direcciona-la no sentido pretendido. De acordo com Zijlstra *et al.* (2010) e Arena, & Blanchard (2002) fornecer aos sujeitos informação sensorial adicional durante o treino pode melhorar o desempenho do treino, permitindo que pequenas mudanças na direcção correta sejam percebidas (Ma *et al.*, 2011; Cortés *et al.*, 2010).

Devido a um défice de estudos que se centrem na aplicação de *Biofeedback* Cinemático 3D na execução de exercícios escapulo-torácicos não foi possível comparar os resultados deste estudo com outros efectuados anteriormente. De facto, as abordagens utilizando a técnica de *Biofeedback* tem-se centrado sobretudo na electromiografia de superfície, onde é determinada a actividade de alguns grupos musculares responsáveis pelo movimento do CAO (Ma *et al.*, 2011). Contudo, na prática clínica diária, os investigadores consideraram que a compreensão da contracção muscular por parte dos indivíduos é difícil, sendo que o *Biofeedback* Cinemático 3D em tempo real poderá facilitar a compreensão, por parte do sujeito, da tarefa a

desempenhar. Assim, é recomendado que o objecto deste estudo seja melhor explorado, no sentido de justificar a sua aplicabilidade na prática clínica diária.

Outro aspecto muito importante seria a realização de um follow-up, no sentido de se aferir se o benefício que o *Biofeedback* Cinemático 3D apresenta relativamente às três variáveis em estudo para otimizar a execução dos exercícios escapulo-torácicos se mantém ao longo do tempo. Holtermann *et al.* (2008), aplicaram a EMG a nível dos músculos trapezio sob a forma de Biofeedback a um grupo experimental enquanto o grupo controlo não receberam qualquer intervenção. À semelhança do que foi observado no presente estudo, Holtermann *et al.* (2008) verificaram uma melhoria a nível do grupo experimental no que respeita à activação muscular excessiva e risco de lesão a nível do pescoço, mas não comprovaram a manutenção deste efeito a longo prazo. Por outro lado, de acordo com um estudo realizado por Ma *et al.* (2011), no que respeita a follow-up, verificou-se que o grupo que teve uma intervenção com base em *Biofeedback*, apresentou melhores resultados no que respeita ao alívio da dor e aumento da capacidade funcional. Cortés *et al.* (2010) observou um aumento de amplitude de movimento no CAO, bem como da frequência e velocidade de movimento em doentes com Parkinson, quando se aplica o *Biofeedback* durante a intervenção nestes doentes. Assim, embora ainda se verifique uma escassez de estudos utilizando o método apresentado no presente estudo para análise cinemática do movimento, observou-se que o Biofeedback apresenta resultados benéficos quando comparado com um grupo controlo que não recebeu qualquer intervenção.

Contudo, Ronsse *et al.* (2011) observaram que a presença de uma fonte extrínseca de informação de retorno pode impulsionar uma melhoria no desempenho do movimento, mas também pode originar em dependência por parte do sujeito, levando a uma deterioração do desempenho motor aquando da sua remoção. Assim, os investigadores consideram pertinente que a efectividade desta técnica fosse observada na mesma população posteriormente de forma a aferir acerca da manutenção dos resultados. É este aspecto que permite distinguir a efectividade da ferramenta em estudo na performance ou na (re)aprendizagem de uma tarefa. De facto, os resultados do presente estudo demonstraram efectividade do *Biofeedback* Cinemático 3D na performance da tarefa apresentada, mas não indicam se essa mesma tarefa terá sido aprendida.

Por fim, deve ser referido que os resultados obtidos no presente estudo foram fruto apenas de uma sessão de recolha para cada sujeito, sendo esta uma possível limitação do estudo aqui apresentado. Contudo, isto reforça a importância da ferramenta de *Biofeedback* Cinemático 3D, pois conseguiu-se em apenas uma sessão com uma actividade com 5 repetições, um efeito com uma magnitude com relevância clínica.

Após a elaboração e discussão dos resultados deste estudo, é necessário referir que existem algumas fontes de erro possíveis, que podem condicionar os resultados. De facto, apesar da constante evolução e aperfeiçoamento das técnicas aplicadas na recolha de dados de cinemática 3D, existem ainda algumas fontes de erro que podem influenciar nos resultados apresentados. Estes estudos tornam-se complexos pois exigem a digitalização da posição estática da omoplata assim como a utilização de marcadores superficiais para representar o movimento dinâmico da omoplata. Contudo a utilização destes marcadores podem acarretar erros devido à forma plana e ampla da omoplata, ao seu revestimento maciço por tecidos moles e ao movimento significativo do tecido cutâneo. (McClure *et al.*, 2001)

De facto, uma fonte possível de erro presente neste estudo pode estar relacionada com as características dos tecidos moles devido à interposição passiva e activa de tecidos moles entre os marcadores de superfícies e os ossos subjacentes. Além disto, as características dos tecidos moles dependem dos efeitos da inércia, da deformação e deslizamento da pele, da gravidade e da contracção muscular. Contudo, ao contrário do erro instrumental, as características dos tecidos moles não podem ser alteradas por meio de qualquer técnica de filtragem prévia. Desta forma, é necessário melhorar a precisão com que a posição de cada osso é estimada (Cappello *et al.*, 2005), pelo que a técnica utilizada neste estudo, através da digitalização dos topos ósseos, faz uma estimativa da sua posição no espaço.

Outra eventual fonte de erro presente neste estudo está relacionada com os erros instrumentais. Para minimizar isto, procedeu-se à calibração do espaço de recolha de dados. A captação dos dados cinemáticos pressupõe a existência de um espaço calibrado. A extensão da área de calibrada é de extrema importância uma vez que os métodos de reconstrução tridimensionais são mais precisos dentro do volume calibrado (Matias & Gamboa, 2005). Assim, a calibração do espaço foi determinante para a precisão dos resultados, eliminando a contribuição de possíveis factores externos para a adulteração dos resultados.

Outra fonte de erro está relacionada com a deslocação dos pontos de referência anatómicos e erros na digitalização dos pontos de referência do osso (Karduna, McClure, & Michener, 2000). Para minimizar a deslocação dos pontos de referência, procedeu-se á aplicação de *tape* para fixar os sensores. De facto, apesar da elasticidade deste material, a sua aplicação para fixar os sensores pode inibir algum movimento, assim como permitir um ligeiro deslizamento dos sensores. Este deslizamento pode originar que uma alteração na correcta digitalização dos dados (Mattson *et al*, 2012).

Após a análise e discussão das características e dos resultados obtidos no estudo, considera-se que o presente estudo apresenta resultados positivos e inovadores para a aplicabilidade desta técnica na pratica clinica diária, sendo que o *Biofeedback* Cinemático 3D uma ferramenta válida e que deve ser incluída nos protocolos de reabilitação do ombro, de forma a facilitar aa reabilitação das disfunções deste complexo articular. Neste sentido, é necessário dar continuidade ao estudo nesta área de forma a simplificar as ferramentas de *Biofeedback* Cinemático 3D disponíveis e a criar protocolos de intervenção padrão cientificamente suportados, de forma que os fisioterapeutas tenham linhas orientadoras para a sua aplicabilidade em contexto clinico. Por outro lado, apesar da consistência dos resultados obtidos, uma vez que existe uma grande carência de estudos com esta ferramenta, é necessário desenvolver investigação para corroborar os resultados aqui descritos. Assim, devido ao facto desta área constituir um campo de evolução promissor e efectivo, recomenda-se que seja dada continuidade ao trabalho desenvolvido no presente estudo.

## 6. CONCLUSÃO

O presente estudo teve com principal objectivo determinar a efectividade do *Biofeedback* Cinemático 3D aplicado em tempo real na execução de exercícios escapulo-torácicos. Para isso, foram determinadas três variáveis dependentes que englobam o tempo, a distância ao percurso ideal e a distância à posição alvo, através das quais foram comparados dois grupos, GE e GC. Após a análise das variáveis observou-se um melhor desempenho global do GE na realização da tarefa. Assim, como foi o grupo experimental que realizou a tarefas na presença de *Biofeedback* Cinemático 3D, pode concluir-se que este apresenta benefícios durante uma sessão de treino de exercícios escapulo-torácicos.

Desta forma, a utilização do *Biofeedback* Cinemático 3D facilitou a aquisição e manutenção da PN da omoplata durante os primeiros 45° do arco de movimento de elevação do MS no plano sagital. Como, através do está descrito na literatura, a aquisição e manutenção da posição neutra da omoplata é determinante para a prevenção e reabilitação das disfunções do CAO, salienta-se que esta ferramenta deve ser cada vez melhor explorada e introduzida no treino dos exercícios escapulo-torácicos.

Assim, no sentido de documentar melhor a utilização desta técnica, de forma a obter uma relação custo/benefício proveitosa, recomenda-se a continuação da investigação neste campo, com diferentes amostras, actividades e contextos.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aizawa, J., Masuda, T., Koyama, T., Nakamaru, K., Isozaki, K., Okawa, A., *et al.* (2010). Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2915-2922.

Arena, J., & Blanchard, E. (2002) *Psychological Approaches to Pain Management*. (2ª edição, pp.159 – 161).

Baets, L., Jaspers, E., Desloovere, K. & Deun, S. (2012) A Systematic Review of 3D Scapular Kinematics and Muscle Activity during elevation in Stroke Subjects and Controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*

Borsa, P., Timmons, M., & Sauers, E. (2003) Scapular- Positioning Patterns During Humeral Elevation in Unimpaired Shoulders. *Journal of Athletic Training*, 38 (1), 12 – 17

Borstad, J. & Ludewig, P. (2002) Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics*, 17,650–659

Cano-de-la-Cuerda, R., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M., Alguacil-Diego, I. Molina-Rueda, F., Miangolarra-Page J. & Torricelli D. (2012) Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. Aplicaciones clínicas en neurorrehabilitación. *Neurología*.

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 Biomedical Engineering*, 52( 6), 992 – 998.

Cattrysse, E., Baeyens, J., Roy, P., Wiele, O., Roosens, T. & Clarys, J. (2005) Intra-articular kinematics of the upper limb joints: a six degrees of freedom study of coupled motions. *Ergonomics*, 48, 1657 – 1671.

Cook, T. & Ludwig, P. (1996) Three-Dimensional Scapular Orientation and Muscle Activity at Selected Positions of Humeral Elevation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24 (2), 57 – 65.

Cook, A & Woollacott, M. Motor Control: Translating Research into Clinical Practice.(3º edição, pp.22 – 40).

Cools, A., Dewitte, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., Cagnie, B., & Witvrouw, E. (2007) Rehabilitation of Scapular Muscle Balance. Which Exercises to Prescribe?. *American Orthopedic Society for Sports Medicine*, 10 (10), 1-8.

Cortés, A., Chodur, A., Gallon, D., Ribas, D., Machado, J., Melo, T., & Israel, V. (2010) Effects of Biofeedback shoulder abduction in elderly with Parkinsonism: a case study. *Revista Neurociencias*, 18(2),189-193.

Delgado, L. (2003) Os síndromes de conflito funcional do ombro no desportista em [www.fisiopraxis.pt](http://www.fisiopraxis.pt)

Dijk, H., Jannink, M. & Hermens, H. (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*, 37, 202–211.

Domholdt, E. (2000) Physical Therapy Research: Principles and Applications (2ª edição).

Ebaugh, D., McClure, P. & Karduna, A. (2005) Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20, 700–709.

Fayad, F., Brami, A., Yazbeck, C., Hanneton, S., Colau, M., Gautheron, V., et al. (2008) Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of Biomechanics*, *41*, 326–332.

Fayad, F., Hoffmann, G., Hanneton, S., Yazbeck, C., Lefevre-colau, M., Poiraudau, S., et al. (2006) 3-D Scapular Kinematics during Arm Elevation: Effect of motion velocity. *Clinical Biomechanics*, *21*, 932–941.

Forbes, P., Happee, R., Helm, F., & Schouten, A. (2011) EMG feedback tasks reduce reflexive stiffness during force and position perturbations. *Experimental Brain Research*, *213*, 49–61.

Fortin, M., Côté, J., & Filion, F. (2009) *Fondements et étapes du processus de recherche: méthodes quantitatives et qualitatives*. Montréal: Chenelière Éducation.

Godinho M, Mendes R, Melo F e Barreiros J (2007) *Controlo Motor e Aprendizagem: Fundamentos e Aplicações*. Edições FMH (3ª edição, pp.151-161).

Groot, J. H. (1997). The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, *12*(7), 461-472.

Guerreiro, M., & Matias, R. (2007) Análise tridimensional da Posição Inicial da Omoplata em Indivíduos Assintomáticos. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, *1* (1), 17 – 24.

Henry, S. M., & Teyhen, D. S. (2007). Ultrasound imaging as a feedback tool in the rehabilitation of trunk muscle dysfunction for people with low back pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *37*(10), 627.

Holtermann, A., Sogaard, K., Christensen, H., Dahl, B., & Blangsted, A. (2008) The influence of biofeedback training on trapezius activity and rest during occupational computer work: a randomized controlled trial. *European Journal of Applied Physiology*, *104*, 983–989.

Honda, T., Hirashima, M. & Nozaki, D. (2012) Adaptation to Visual Feedback Delay Influences Visuomotor Learning. *PLoS ONE*, 7 (5).

Janes, W., Brown, J. & Essenberg, J. (2012) Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *American Association for Hand Surgery*, 7,400–406

Karduna, A., McClure, P., Michener, L., & Sennett, B. (2001) Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 184 – 190.

Karduna, A., McClure, P., & Michener, L. (2000) Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33, 1063 – 1068

Kibler, W. & McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *Journal Am Acad Orthopedic Surgery*, 11(2), 142-151.

Kibler, W. (1998) The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of sports Medicine*, 26 (2), 325 – 337.

Koishi, H., Goto, A., Tanaka, M., Omori, Y., Futai, K., Yoshikawa, H. & Sugamoto, K. (2011) In vivo three-dimensional motion analysis of the shoulder joint during internal and external rotation. *International Orthopaedics Journal*, 35,1503 –1509.

Ludewig, P., & Reynolds, J. (2009) The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. *Journal Orthopedic Sports Phys Therapy*, 39 (2), 90–104

Ludewig, P., & Braman, J. (2010) Shoulder impingement: Biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual Therapy*, 1-7.

Ludewig, P., Phadke, V., Braman, J., Hassett, D., Cieminski, C., Prade, R. (2009) Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation. *The journal of bone and joint surgery*, 91, 378-89.

Ludewig, P., & Reynolds, J. (2009) The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.

Ludewig, P., Cook, T., & Shields, R. (2002). Comparison of surface sensor and bone-fixed measurement of humeral motion. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 163-170.

Lünenburger, L., Colombo, G., & Riener, R. (2007). Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4 (1).

Ma, C., Szeto, G., Yan, T., Wu, S., Lin, S., & Li, L. (2011) Comparing Biofeedback With Active Exercise and Passive Treatment for the Management of Work-Related Neck and Shoulder Pain: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92, 849 – 858.

Magarey, M. & Jones, M. (2003) Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy*, 8(4), 195–206.

Matias, R., & Gamboa, H. (2005) Avaliação do Movimento e Função Humana: Análise cinemática tridimensional e Electromiografia. *EssFisiOnline*, 1 (3), 38-51.

Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006) Estudo do comportamento motor dos músculos deltoide, trapézio, e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisiOnline*, 2 (4), 3 – 23.

Matsuki, K., Matsuki, K., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., Sugaya, H., Toyone, T., Wada, Y., Takahashi, K. & Banks, S. (2012) Dynamic In Vivo Glenohumeral Kinematics During Scapular Plane Abduction in Healthy Shoulders. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42 (2), 96 – 104.

Maxwell, J. P., Masters, R., Kerr, E., & Weedon, E. (2001). The implicit benefit of learning without errors. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology: Section A*, 54(4), 1049-1068.

McClure, P., 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., Michener, L., Sennett, B., & Karduna, A. (2001) Direct 3 dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal Shoulder Elbow Surgery*, 10 (3), 269 – 277.

McQuade, K., & Smidt, G. (1998) Dynamic Scapulohumeral Rhythm: The Effects of External Arm in the Resistance during Elevation of the Scapular Plane. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27 (2), 125 – 133.

Meskers, C., Fraterman, H., Helm, F., Vermeulen, H., & Rozing, P. (1999). Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of Biomechanics*, 32 (6), 629.

Michener, L., Walsworth, M., Burnet, E. (2004) Effectiveness of Rehabilitation for Patients with Subacromial Impingement Syndrome: A Systematic Review. *Journal of hand therapy*.

Milne, A., Chess, A., Johnson, J., & King, G. (1996) Accuracy of an electromagnetic tracking device: A study of the optimal operating 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, 46 – 53.

Mottram, S. (1997) Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*, 2 (3), 123 – 131.

Mottram, S., Woledge, R. & Morrissey, D. (2007) Motion analysis study of a scapular orientation exercise and subjects' ability to learn the exercise. *Manual Therapy*.

Muratori, L. Lamberg, E., Quinn, L. & Duff, S. (2013) Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation. *Journal of Hand Therapy*, 26, 94 – 103.

Oehlert, G. (2010) A First Course in Design and Analysis of Experiments.

Ohl, X., Billuart, F., Lagacé, P., Gagey, O., Hagemester, N. & Skalli, W. (2012) 3D morphometric analysis of 43 scapulae. *Anatomic Bases Of Medical, Radiological And Surgical Techniques*, 34, 447–453.

Oliveira, A. (2009). Bioestatística, Epidemiologia e Investigação-Teoria e Aplicações. Lisboa: LIDEL.

Phadke, V., Camargo P. & Ludewig, P. (2009) Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(1), 1–9.

Poole, J. (1991) Application of Motor Learning Principles in Occupational Therapy. *The American Journal of Occupational Therapy*, 45 (6), 531 – 537.

Roy, J., Moffet, H., Hébert, L., Vincent, G., & Mcfadyen, B. (2007) The reliability of three-dimensional scapular attitudes in healthy people and people with shoulder impingement syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8 (49), 1-10

Roren, A., Colau, M., Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Gautheron, V., et al. (2012) Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility: A comparison with contralateral unaffected shoulders. *Journal of Biomechanics*, 45, 1305–1311.

Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., *et al.* (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cerebral Cortex*, 21 (6), 1283-1294.

Roren, A., Fayad, F., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Poiraudeau, S. *et al.* (2013) Precision of 3D scapular kinematic measurements for analytic arm movements and activities of daily living. *Manual Therapy*, 18, 473 – 480.

Rubin, B., & Kibler, B. (2002) Fundamental Principles of Shoulder Rehabilitation: Conservative to Postoperative Management. *The Journal of arthroscopic and related surgery.*, 18 (9), 29 – 39.

Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M. & Yoshikawa, H. (2007) Three Dimensional Clavicular and Acromioclavicular Rotations during Arm Abduction Using Vertically Open MRI. *Journal Of Orthopaedic Research*, 1243 – 1249.

Santos, C., & Matias, R. (2007) A intervenção da Fisioterapia em utentes com Síndrome de Conflito Sub-Acromial e Instabilidade da Gleno-Umeral: efectividade e pressupostos. *EssFisiOnline*, 3 (4), 14-35.

Schimidt, R., & Lee, T. (2005) *Motor Control and Learning*. (5ª edição)

Senk, M., & Cheze, L. (2006) Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21, S3–S8.

Shaun, G., Cassidy, R., McIlroy, W., & Graham, S. (2012). Single session motor learning demonstrated using a visuomotor task: Evidence from fMRI and behavioural analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 308-319.

Sousa, O., Ribeiro, F., Leite, M., Silva, F. & Azevedo, A. (2007) Efeito da posição da omoplata na força máxima isométrica de flexão do ombro. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 7 (2), 183 – 188.

Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J., Mottram, S. & Meeusen, R. (2011) Scapular positioning and movement in unimpaired Shoulders, Shoulder Impingement Syndrome, and Glenohumeral Instability. *Scandinavian Journal Medicine Science Sports*, 21, 352–358.

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.

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.

Tate, A., McClure, P., Kareha, S., Irwin, D., & Barbe, M. (2009) A Clinical Method for Identifying Scapular Dyskinesis, Part 2: Validity. *Journal of Athletic Training*, 44 (2), 165–173.

Teece, R., Lunden, J., Lloyd, A., Kaiser, A., Cieminski, C., & Ludewig, P. (2008) Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. *Journal Orthopedic Sports Physical Therapy*, 38 (4), 181–190.

Timmermans, A., Seelen, H., Willmann, R. & Kingma, H. (2009) Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6 (1).

Tsai, N., McClure, P., & Karduna, A. (2003) Effects of Muscle Fatigue on 3-Dimensional Scapular Kinematics. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 84, 1000 – 1005.

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

Wolpert, D. & Flanagan, J. (2010) Motor learning.

Worsley, P., Warner, M., Mottram, S., Gadola, S., Veeger, H., Hermens, H., *et al.* (2012). Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.

Wu, G., Helm, F., Veeger, H., Makhsous, M., Roy, P., Anglin, C., *et al.* (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, 981–992.

Zijlstra, A, Mancini, M., Chiari, L., & Zijlstra, W. (2010) Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7 (58).

## 8. LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Rotações da Omoplata.....	18
Figura 2: Colocação dos sensores Electromagnético.....	38
Figura 3: Desenho do Estudo.....	40
Figura 4: Imagem da Informação Fornecida ao sujeito pelo <i>software TheMotionMonitor</i> .....	47
Figura 5: Representação gráfica dos constituintes da variável “Distância ao percurso ideal”.....	50
Figura 6: <i>Boxplot</i> dos grupos GC e GE para a variável “Tempo” (segundos).....	55
Figura 7: <i>Boxplot</i> dos grupos GC e GE para a variável “Distância ao percurso ideal” (graus).....	56
Figura 8: <i>Boxplot</i> dos grupos GC e GE para a variável “Distância à posição alvo”.....	57

## 9. LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Referências Anatômicas do tórax, omoplata e úmero.....	43
<b>Tabela 2:</b> Sistema de Coordenadas segundo as recomendações do IBS.....	43
<b>Tabela 3:</b> Valores do sig. do teste de <i>Shapiro-Wilk</i> .....	53
<b>Tabela 4:</b> Resumo dos testes estatísticos.....	54
<b>Tabela 5:</b> Tabela descritiva das Variáveis de Qualidade de Desempenho.....	88
<b>Tabela 6:</b> Normalidade das Variáveis de Qualidade de Desempenho.....	90
<b>Tabela 7:</b> Tabela do teste U de <i>Mann-Whitney</i> .....	90
<b>Tabela 8:</b> Tabela caracterizadora dos elementos da amostra.....	96
<b>Tabela 9:</b> Normalidade das Variáveis de Qualidade de Desempenho.....	98

## **ANEXOS**

## Anexo 1: Tabela descritiva das Variáveis de Qualidade de Desempenho

**Tabela 5:** Tabela descritiva das Variáveis de Qualidade de Desempenho

	V2		Statistic	Std. Error	
Distpathme an	1	Mean	4,187500	,2918154	
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	3,565510	
			Upper Bound	4,809490	
		5% Trimmed Mean	4,152778		
		Median	4,000000		
		Variance	1,363		
		Std. Deviation	1,1672618		
		Minimum	2,0000		
		Maximum	7,0000		
		Range	5,0000		
		Interquartile Range	1,7500		
		Skewness	,450	,564	
		Kurtosis	1,316	1,091	
		2	2	Mean	2,683767
95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound			2,192443	
	Upper Bound			3,175091	
5% Trimmed Mean	2,593074				
Median	2,140503				
Variance	,787				
Std. Deviation	,8872165				
Minimum	2,0000				
Maximum	5,0000				
Range	3,0000				
Interquartile Range	1,0000				
Skewness	1,487			,580	
Kurtosis	2,143			1,121	
EuclidDist mean	1			Mean	5,000000
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	3,934275	
			Upper Bound	6,065725	
		5% Trimmed Mean	4,888889		
		Median	4,500000		
		Variance	4,000		
		Std. Deviation	2,0000000		
		Minimum	2,0000		
		Maximum	10,0000		

		Range	8,0000	
		Interquartile Range	2,7500	
		Skewness	,971	,564
		Kurtosis	1,223	1,091
2		Mean	3,632502	,4201003
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound Upper Bound	2,731477 4,533528
		5% Trimmed Mean	3,480558	
		Median	3,000000	
		Variance	2,647	
		Std. Deviation	1,6270416	
		Minimum	2,0000	
		Maximum	8,0000	
		Range	6,0000	
		Interquartile Range	1,0000	
		Skewness	1,629	,580
		Kurtosis	2,818	1,121
Time	1	Mean	2,812500	,1637770
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound Upper Bound	2,463418 3,161582
		5% Trimmed Mean	2,791667	
		Median	3,000000	
		Variance	,429	
		Std. Deviation	,6551081	
		Minimum	2,0000	
		Maximum	4,0000	
		Range	2,0000	
		Interquartile Range	1,0000	
		Skewness	,197	,564
		Kurtosis	-,373	1,091
	2	Mean	2,622400	,2571145
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound Upper Bound	2,070944 3,173856
		5% Trimmed Mean	2,604000	
		Median	2,000000	
		Variance	,992	
		Std. Deviation	,9958001	
		Minimum	1,0000	
		Maximum	4,5760	
		Range	3,5760	
		Interquartile Range	1,0000	

Skewness	,546	,580
Kurtosis	-,391	1,121

## Anexo II: Teste Estatísticos das variáveis de Qualidade de Desempenho

**Tabela 6:** Normalidade das Variáveis de Qualidade de Desempenho

		Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
Distancia ao percurso ideal	GC	,914	16	,137
	GE	,766	15	,001
Distancia à posição alvo	GC	,917	16	,153
	GE	,818	15	,006
Tempo	GC	,794	16	,002
	GE	,900	15	,097

**Tabela 7:** Tabela do teste U de Mann-Whitney

	Distancia ao percurso ideal	Distancia à posição alvo	Tempo
Mann-Whitney U	37,000	64,000	99,000
Wilcoxon W	157,000	184,000	219,000
Z	-3,360	-2,250	-,885
Asymp. Sig. (2-tailed)	,001	,024	,376
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,001 <sup>b</sup>	,027 <sup>b</sup>	,423 <sup>b</sup>

## **10. APENDICES**

## **APÊNDICE 1: Pedido de autorização para recolha de dados**

*Setúbal, Abril de 2013*

**Assunto:** Pedido de parecer à Comissão Especializada de Ética para a Investigação, CEEI – ESS, no sentido de implementar o projecto de investigação pertencente ao Mestrado em Fisioterapia em Condições Musculo-Esqueléticas.

Exmos(as) Srs(as) Membros da Comissão Especializada de Ética para a Investigação CEEI - ESS

Os nomes dos requerentes do presente pedido são Ricardo Matias, docente e investigador do Departamento de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde de Setúbal e Ana Antunes, Inês Filipe, Sara Cordeiro e Sergio Neto, alunos do Mestrado em Fisioterapia em Condições Músculo-esqueléticas da ESS. Os requerentes encontram-se a desenvolver um projeto de investigação denominado **Efetividade do Biofeedback Cinemático 3D na Execução de Exercícios Escápulo-Torácicos em indivíduos Assintomáticos**, cuja fundamentação do mesmo se encontra acima referida.

Neste sentido, e para que se possa dar prosseguimento ao que foi elaborado, é solicitada a vossa autorização para a recolha de dados de sujeitos assintomáticos no laboratório de movimento da ESS. É de referir que todos os sujeitos intervenientes no referido projecto participarão mediante o consentimento livre e informado, sendo os objectivos do projecto serão expostos e esclarecidos.

Com a certeza de que o vosso contributo irá auxiliar no desenvolvimento do projecto apresentado, agradece-se antecipadamente a vossa colaboração e disponibilidade.

Com os melhores cumprimentos,

---

## APÊNDICE 2: Carta explicativa do Estudo

### 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 Sara Cordeiro, 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, Sara Cordeiro através do número 963717172 ou pelo endereço electrónico [sara.cordeiro320@gmail.com](mailto:sara.cordeiro320@gmail.com).

Os melhores cumprimentos,

---

### APÊNDICE 3: Declaração 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: Questionário de Caracterização da amostra

### QUESTIONÁRIO DE CARATERIZAÇÃO DA AMOSTRA

O presente questionário insere-se no âmbito do projecto acima descrito, no sentido de caracterizar a amostra participante no mesmo

Idade: \_\_\_\_\_

Género: F  M

Altura: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_

Actividade Profissional: \_\_\_\_\_

1. Tem história actual ou anterior de patologia no ombro? Sim  Não

Se sim, a sua participação termina aqui. Obrigada.

2. Tem ou já teve dor no ombro? Sim  Não

Se sim, a sua participação termina aqui. Obrigada.

3. Tem ou já teve limitação funcional no ombro? Sim  Não

Se sim, a sua participação termina aqui. Obrigada.

2. Qual é a sua mão dominante? Direita  Esquerda

3. Pratica ou já praticou alguma atividade desportiva regular? Sim  Não

Se sim, qual? \_\_\_\_\_

Durante quanto tempo? \_\_\_\_\_

Média de vezes/semana \_\_\_\_\_

**Obrigada pela colaboração**

## APÊNDICE 5: Caracterização da Amostra

### TABELA CARACTERIZADORA DOS ELEMENTOS DA AMOSTRA

**Tabela 8:** Tabela caracterizadora dos elementos da amostra

<b>Sujeito</b>	<b>Idade (Anos)</b>	<b>Género (F/M)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Peso (kg)</b>
<b>1</b>	<b>24</b>	<b>F</b>	<b>1,69</b>	<b>58</b>
<b>2</b>	<b>33</b>	<b>F</b>	<b>1,52</b>	<b>79</b>
<b>3</b>	<b>22</b>	<b>F</b>	<b>1,60</b>	<b>58</b>
<b>4</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,67</b>	<b>67</b>
<b>5</b>	<b>20</b>	<b>F</b>	<b>1,70</b>	<b>59</b>
<b>6</b>	<b>18</b>	<b>M</b>	<b>1,69</b>	<b>65</b>
<b>7</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,62</b>	<b>64</b>
<b>8</b>	<b>18</b>	<b>F</b>	<b>1,61</b>	<b>58</b>
<b>9</b>	<b>21</b>	<b>F</b>	<b>1,63</b>	<b>49</b>
<b>10</b>	<b>25</b>	<b>F</b>	<b>1,71</b>	<b>57</b>
<b>11</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,67</b>	<b>67</b>
<b>12</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,69</b>	<b>54</b>
<b>13</b>	<b>23</b>	<b>M</b>	<b>1,80</b>	<b>78</b>
<b>14</b>	<b>20</b>	<b>M</b>	<b>1,76</b>	<b>78</b>
<b>15</b>	<b>21</b>	<b>F</b>	<b>1,58</b>	<b>51</b>

<b>16</b>	<b>23</b>	<b>F</b>	<b>1,56</b>	<b>59</b>
<b>17</b>	<b>21</b>	<b>F</b>	<b>1,62</b>	<b>57</b>
<b>18</b>	<b>21</b>	<b>F</b>	<b>1,63</b>	<b>49</b>
<b>19</b>	<b>36</b>	<b>M</b>	<b>1,75</b>	<b>72,5</b>
<b>20</b>	<b>33</b>	<b>F</b>	<b>1,62</b>	<b>79</b>
<b>21</b>	<b>21</b>	<b>M</b>	<b>1,79</b>	<b>83</b>
<b>22</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,58</b>	<b>51</b>
<b>23</b>	<b>18</b>	<b>F</b>	<b>1,64</b>	<b>59</b>
<b>24</b>	<b>28</b>	<b>M</b>	<b>1,81</b>	<b>77</b>
<b>25</b>	<b>22</b>	<b>M</b>	<b>1,72</b>	<b>75</b>
<b>26</b>	<b>21</b>	<b>F</b>	<b>1,62</b>	<b>63</b>
<b>27</b>	<b>21</b>	<b>M</b>	<b>1,71</b>	<b>60</b>
<b>28</b>	<b>19</b>	<b>M</b>	<b>1,84</b>	<b>68</b>
<b>29</b>	<b>20</b>	<b>M</b>	<b>1,75</b>	<b>76</b>
<b>30</b>	<b>22</b>	<b>F</b>	<b>1,74</b>	<b>58</b>
<b>31</b>	<b>22</b>	<b>F</b>	<b>1,75</b>	<b>63</b>
<b>32</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,56</b>	<b>48</b>
<b>33</b>	<b>19</b>	<b>F</b>	<b>1,68</b>	<b>50</b>
<b>34</b>				

## APÊNDICE 6: Valores médios recolhidos para cada sujeito

### TABELA DOS VALORES MÉDIOS RECOLHIDOS PARA CADA SUJEITO

**Tabela 9:** Normalidade das Variáveis de Qualidade de Desempenho

	Distancia ao percurso ideal	Distância à posição Alvo	Tempo	Protracção	Rotação Superior	Báscula Anterior
<b>GC</b>	3,203067	4,7873376	2,578	37,9385852	-0,9364546	-0,0985492
GC	2,732784	3,42688	2,882	42,4033402	1,4959632	-2,0366216
GC	3,7511094	6,7022086	4,032	12,84179	13,8230158	-14,457826
GC	4,0198636	2,4027524	2,232	34,1806774	-2,5606812	-20,620233
GC	4,4616216	4,5317012	2,764	40,737691	-7,921147	-10,489015
GC	2,3154228	3,8076806	2,822	41,5375992	-1,3174126	-10,757383
GC	4,5564226	6,538553	2,83	46,8839044	-12,106114	-15,390019
GC	4,0089288	3,8091028	2,142	33,0481018	-6,6338034	2,8413768
GC	4,5402314	4,457312	3,206	34,0963278	-7,0810528	-15,843499
GC	7,2710938	4,4586926	1,942	48,6308884	-19,495174	-2,1839444
GC	4,1129428	5,3222078	3,332	54,8932108	1,1935542	3,5920786
GC	4,5644074	4,4012342	2,434	43,5187884	-2,9206486	-8,580691
GC	5,2628968	6,980666	3,038	33,7466548	-17,919416	-10,643254
GC	4,341968	5,8938094	1,958	28,229911	-6,2907252	-6,8104596
GC	5,342376	2,6198522	4,396	43,4176032	11,0420716	-3,0740872
GC	2,5991726	10,405813	2,802	49,2604474	12,5483898	4,2463198
<b>GE</b>	1,9402274	2,8282934	1,81	18,505478	12,6295022	-11,447401
GE	1,944467	3,8573646	2,812	10,0404144	14,5765876	-16,752878
GE	2,0377916	3,3333582	2,182	39,4612696	-5,4714926	-3,9167968
GE	1,7500708	2,6119452	2,126	51,787066	-11,875151	2,279102
GE	2,4244208	2,7562154	1,334	42,6104212	3,3756006	-3,2553202
GE	4,8621228	2,1229948	2,884	40,3410012	-2,557242	-14,850473
GE	2,7690494	2,9239768	3,846	33,1750392	-5,2054756	-9,752488
GE	3,076532	3,509968	2,516	48,811663	-3,6121504	-0,2295988
GE	3,3463208	5,7332244	2,232	30,9518968	-12,125169	-18,662693
GE	3,3016762	1,790205	1,754	43,9866154	-8,8664214	-12,30941
GE	3,621798	5,387031	1,878	29,914605	-9,0498916	-4,269638
GE	3,3939894	8,3013286	4,388	19,8426098	-1,6250004	0,0906932
GE	1,564958	3,4032748	3,032	46,5809986	-0,672557	-9,9189372

GE	2,1405028	3,4261422	4,576	39,0402136	7,9809394	-2,7409804
GE	2,115997	2,0613908	1,76	37,8471668	5,3388762	-5,4251984