

Sérgio

Neto



A Quantidade de Informação como Factor de  
Modelação da Qualidade de Movimento  
através do Biofeedback Cinemático 3D

Sérgio Mendes Neto

A Quantidade de  
Informação como  
Factor de Modelação da  
Qualidade de  
Movimento através do  
Biofeedback Cinemático  
3D

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia - Ramo Condições  
Músculo-Esqueléticas

IPS

Dezembro de 2013



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

## [DECLARAÇÕES]

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

O candidato,

---

Setúbal, 30 de Dezembro de 2013.

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

O(A) orientador(a),

---

Setúbal, .... de ..... de .....

*A todas as pessoas que me influenciaram, de uma maneira ou de outra, a continuar a  
busca pelo Conhecimento*

## **AGRADECIMENTOS**

Gostaria agradecer antes de mais à minha Família, presente e futura, pelo suporte e oportunidade que me dão diariamente de evoluir e crescer, numa área que tanta satisfação me transmite.

Às colegas que me ajudaram na recolha dos dados deste estudo, em particular à Ana Antunes, pela paciência e partilha de conhecimento.

Ao Professor Doutor Ricardo Matias e à Professora Doutora Filomena Carnide, pela ajuda na elaboração desta tese.

## RESUMO

**Desenho do estudo:** Estudo quantitativo, experimental, estudo de campo, prospetivo e com um desenho analítico.

**Objetivos:** Analisar e definir, através da recolha de dados, qual o número de dimensões necessárias para uma correta execução de exercícios escapulo-torácicos através do *Biofeedback* Cinemático Tridimensional e se a quantidade de informação retorno dada altera a execução dos movimentos, sendo que se pretende também verificar se o tipo de *Biofeedback* influencia a distância à melhor posição, a distância Escapular Torácica na Posição Neutra e também a variável dependente- tempo percorrido .

**Enquadramento:** Estudos têm demonstrado a efetividade do uso do *Biofeedback* Cinemático Tridimensional, sendo que, quando este é retirado, observa-se uma alteração na forma como o indivíduo executa a tarefa, bem como no tempo de execução.

Por outro lado, este estudo vai permitir averiguar o número de dimensões necessárias à execução da tarefa pedida, sendo que é fundamental perceber se a utilização de diferentes tipos de informação de retorno, com o recurso ao *Biofeedback*, melhora a performance do movimento.

**Métodos:** A amostra participante foi constituída por 15 indivíduos sem sintomatologia ou história de patologia do ombro, tendo constituído um único grupo de amostra no qual existiu diferentes tipos de *Biofeedback* na realização dos exercícios.

A análise cinemática tridimensional incidiu sobre dados recolhidos e digitalizados através de sensores colocados ao nível da omoplata, membro superior e tórax, por meio de um sistema de varrimento eletromagnético não invasivo e do software The Motion Monitor durante a execução da tarefa pedida (exercício escapulo-torácicos).

**Resultados:** Verificou-se que existiam diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis em análise (influência do *Biofeedback* facultado ao sujeito, nas variáveis distância ao melhor caminho, a distância na Posição Neutra Escapulo Torácica e o Tempo percorrido na realização da tarefa). Assim, destacam-se diferenças também relativamente à quantidade de informação de retorno fornecida, bem como à qualidade da execução dos exercícios escápulo-torácicos, no que respeita às variáveis de desempenho: feedback extrínseco unidimensional e bidimensional. Na prática estes resultados indicam diferenças na qualidade da execução de exercícios escápulo-torácicos relativamente à quantidade de informação de retorno fornecida aos sujeitos integrantes da amostra.

**Conclusão:** Estes resultados demonstraram que a qualidade de execução dos exercícios focados na omoplata melhorou, em tempo real, com o uso do *Biofeedback* Cinemático Tridimensional, e que ocorreu transferência de aprendizagem com uma transferência de informação de retorno.

### A QUANTIDADE DE INFORMAÇÃO COMO FACTOR DE MODELAÇÃO DA QUALIDADE DE MOVIMENTO ATRAVÉS DO BIOFEEDBACK 3D

**PALAVRAS-CHAVE:** *Biofeedback* Cinemático Tridimensional, Estabilidade Escápulo-torácica, (re)Aprendizagem Motora, Fisioterapia

## ABSTRACT

**Study Design:** Quantitative, experimental, field study and prospective study, with an analytical design.

**Objectives:** To analyze and define, through data collection, how many dimensions are needed for a proper execution of scapular-thoracic exercises through the Three-dimensional Cinematic *Biofeedback*.

**Background:** Studies have demonstrated the effectiveness of using three-dimensional *Biofeedback*, and when it is removed, there is deterioration in the way the individual performs the task, as also in the duration of it.

Moreover, this study will allow to ascertain the number of needed dimensions to implement the requested task, crucial to understand whether the use of different amount of information given during scapular-thoracic exercises measured with the use of *Biofeedback* improves motion performance.

**Material and Methods:** The participant sample consisted of 15 subjects without symptoms or history of shoulder pathology, having constituted a single sample group in which different types of information were given during specific scapular-thoracic exercises.

The three-dimensional kinematic analysis focused on data collected and scanned by sensors placed at the level of the shoulder blade, arm and chest, through a system of non-invasive electromagnetic scanning and The Motion Monitor software for the task requested (scapula-thoracic exercises).

**Results:** It was found that there were significant differences between the variables under analysis (influence of information provided to the subject, at the variables distance to the best path, distance to the scapular-thoracic neutral position and the time needed for doing the exercise. So, there are differences regarding the quantity of information given, as well as the quality of the scapular-thoracic exercises, as regards the performance variables: one-dimensional and two-dimensional extrinsic feedback. In practice, these results indicate differences in the quality of implementation of the scapular-thoracic exercises related to the amount of feedback provided to the subjects included in the sample

**Conclusion:** These results demonstrate that the execution quality of scapula-focused exercises benefits of real-time three-dimensional Kinematic *Biofeedback* and that transfer of (re)learning occurs with a specific amount of information given.

## THE AMOUNT OF INFORMATION AS A FACTOR OF MODELLING QUALITY IN MOVEMENT THROUGH 3D BIOFEEDBACK

**KEYWORDS:** *Biofeedback*, Scapulothoracic Stability, Motor (re)Learning, Physiotherapy

## ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO .....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA .....	7
2.1. Complexo Articular do Ombro .....	7
2.2. Estabilidade dinâmica e disfunção do movimento .....	9
2.2.1. Mobilidade e estabilidade: os componentes articulares do CAO.....	11
2.3. A Reaprendizagem Motora e o Controlo Motor .....	13
2.4. O Biofeedback Tridimensional Cinemático .....	15
3. METODOLOGIA .....	18
3.1. Objetivos do Estudo e desenho metodológico .....	19
3.2. População-Alvo e População Acessível .....	19
3.3. Critérios de Seleção da Amostra – Critérios de Inclusão e Exclusão.....	20
3.4. Amostra .....	21
3.5. Variáveis Dependentes.....	22
3.6. Variáveis Independentes .....	24
3.7. Instrumentos do Estudo - Análise Cinemática 3D.....	24
3.8. Procedimentos Experimentais.....	25
3.9. Reconstrução e Biofeedback do Movimento Escapular .....	28
3.10. Tratamento Estatístico de Dados .....	31
3.11. Questões éticas .....	32
4. RESULTADOS .....	34
4.1. Resultados do Estudo .....	34

5. DISCUSSÃO DE RESULTADOS .....	39
CONCLUSÃO.....	45
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	49
ÍNDICE DE TABELAS.....	60
ÍNDICE DE FIGURAS .....	61
APÊNDICE 1 – Carta Explicativa do Estudo aos Participantes .....	i
APÊNDICE 2 – Modelo do Formulário de Consentimento Informado .....	ii
APÊNDICE 3 – Termo de Responsabilidade .....	iii
APÊNDICE 4 – Dados de Caracterização da Amostra .....	iv

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

BCM – Instrumento Biofeedback Cinemático

CAO – Complexo articular do ombro

ET – Articulação escápulo-torácica

1dimIntRot - 1 dimensão de Rotação Interna;

1dimUpRot – 1 dimensão de Rotação Superior;

1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula);

1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula);

2dim - 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração).

DistMT – Distância ao melhor trajecto;

DistPNET – Distância à Posição Neutra Escapulo Torácica

PMG – Programa motor genérico

PN – Posição neutra

SCL – Sistema de coordenadas local

ZN – Zona neutra

## 1. INTRODUÇÃO

A compreensão dos vários padrões de ativação neuromuscular que integram os diferentes sistemas neurofisiológicos e biomecânicos perfaz uma das principais vertentes do saber atual na área da fisioterapia (Donatelli, 2004).

Em geral, as atividades praticadas pelo ser humano resultam em esforços internos consideráveis, os quais afetam várias estruturas físicas. É precisamente o conhecimento que se extrai acerca da extensão desses esforços empreendidos, que auxiliará os diversos profissionais que adestram e orientam os indivíduos para a prática de determinadas atividades físicas. Neste sentido, cabe ao fisioterapeuta aplicar exercícios de recuperação a quem padece das patologias resultantes dos esforços internos. Todos estes profissionais necessitam de travar conhecimento com a magnitude dos esforços internos conducentes à lesão, sendo que daí irá resultar a otimização dos serviços de prestados aos doentes, bem como se irá repercutir na saúde e na qualidade de vida do utente (Cunha-Miranda, Carnide & Lopes, 2010).

De facto, os défices no movimento que têm sido observados em indivíduos com doenças músculo-esqueléticas podem resultar de uma reorganização cortical (Roy *et al.*, 2009). É neste sentido que se tem aplicado o conceito de estabilidade dinâmica, por se relacionar com a capacidade do sistema nervoso central modelar, de forma eficiente, o controlo inter-segmentar através de uma co ativação do sistema muscular local e solicitando, através de padrões coordenados, o sistema muscular global. (Matias *et al.*, 2006).

Desta forma, tem sido demonstrado que o treino do movimento pode induzir a uma alteração na organização cortical em indivíduos saudáveis e contribuir para melhorar a performance motora em indivíduos com lesões periféricas (Roy *et al.*, 2009). É com vista a possibilitar uma melhoria na performance do movimento em indivíduos saudáveis que este projeto foi desenvolvido, através da averiguação do número de dimensões necessárias para uma correta execução de exercícios escapulo-torácicos, com *Biofeedback* Tridimensional Cinemático, em indivíduos assintomáticos.

O treino do movimento deve basear-se em estratégias que promovam a aprendizagem motora, sendo que fatores como o uso de instruções, demonstração e

*biofeedback* durante o treino do movimento têm sido provados como promotores dessa aprendizagem (Roy *et al.*, 2009).

Ao longo da prática clínica, o *biofeedback* é considerado como uma variável potente que afeta a habilidade de aprendizagem motora. Quando um sujeito realiza uma tarefa, existem dois tipos de informação acerca do desempenho da tarefa, a informação de retorno extrínseca, que neste contexto é designado por *biofeedback* intrínseco. O *biofeedback* intrínseco é inerente ao desempenho na realização de uma tarefa. Por outro lado, o *biofeedback* extrínseco refere-se ao aumento ou reforço da tarefa intrínseca com uma fonte externa (Dijk, Jannink & Hermens, 2005). De entre estes, o *biofeedback* extrínseco é aquele que apresenta maior relevância, sendo dado por uma fonte externa, e fornece informação acerca dos erros que pode ser adicionada aos sinais de erro intrínsecos de cada sujeito (Roy *et al.*, 2009).

Para que se entendam os diferentes conceitos que se abordaram, tomamos como definição que desempenho é “o cumprimento de obrigação ou tarefa; execução”, a performance é a “realização” ou sinónimo de desempenho e a aprendizagem é a “aquisição de conhecimentos através da experiência ou do ensino” (Infopédia, 2014). Assim, durante a aquisição da tarefa, o aumento do *biofeedback*, ou seja, adicionar um *biofeedback* extrínseco (como, por exemplo, o estímulo visual da descrição da tarefa) ao normal *biofeedback* intrínseco permite impulsionar a performance da tarefa, conduzindo o sujeito-alvo na direção adequada da realização da tarefa. Tem sido ainda demonstrado que a sua remoção subsequente origina um decréscimo no desempenho do sujeito (Ronsse *et al.*, 2011).

A observação é a base do primeiro mecanismo de aprendizagem. Paralelamente, a imitação permite a criação de uma bagagem de comportamentos que, mais tarde, serão ligados e evoluirão para formas particulares em função das características do envolvimento e dos requisitos particulares das situações (Godinho, 2007).

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 dado especial ênfase à execução (por exemplo, à forma como o movimento é executado) e ao resultado (por exemplo, à precisão) (van Dijk, et al., 2005; Shaun, Cassidy, McIlroy, & Graham, 2012). A aquisição de novas competências motoras surge associada à transição entre um estado cognitivo (que exige atenção por parte do sujeito) e um estado autónomo no qual a competência é automaticamente

atingida. A prática e elementos contextuais são cruciais no processo de aprendizagem. O envolvimento ativo do sujeito no processo de detecção e correção do erro é crucial para a construção e retenção da competência a adquirir (Godinho, 2007; Beets et al., 2012).

Praticar a atividade a aprender é o melhor método para uma correta aquisição das competências motoras, mas também existem resultados noutros tipos de prática tal como a observação, embora estes não excedam os resultados obtidos pela prática da atividade (Godinho, 2007; Larssen, Ong, & Hodges, 2012).

Fitts e Posner (1967) consideraram três fases distintas no processo de aprendizagem: Fase Cognitiva, Fase Associativa e Fase Autónoma (Godinho, 2007; Cano-de-la-Cuerda, et al., 2012).

A primeira fase, a fase cognitiva, caracteriza-se pela procura por parte do individuo em compreender o objetivo e as componentes da tarefa motora, bem como em desenvolver estratégias para o desempenho da tarefa, selecionar as fontes de informação mais relevantes e determinar uma forma de avaliar o seu desempenho. Trata-se de uma fase em que existe uma elevada quantidade de erros, representando uma grande variabilidade no desempenho, que tendencialmente é otimizado à medida que a tarefa é repetida (Godinho, 2007).

A segunda fase da aprendizagem, a fase associativa, caracteriza-se pelo aumento da consistência ou estabilidade do desempenho do individuo entre as várias repetições da atividade, isto é, o numero de erros cometidos é menor. Nesta fase, já existe seleção por parte do individuo da melhor estratégia para a concretização da atividade exigida, permitindo ao individuo aperfeiçoar o padrão de movimento. A menor variabilidade no desempenho do individuo representa aprendizagem e nesta fase o processo de otimização é mais lento (Godinho, 2007). A terceira e última fase de aprendizagem, a fase autónoma, é caracterizada pelo automatismo e facilidade que o individuo tem na execução da atividade. Requer menos atenção e esforço, o que permite ao individuo centrar-se noutros aspetos relevantes para o sucesso da ação. Existe menor frequência nos erros, o que torna a resposta mais consistente. Nesta fase, a otimização do nível de desempenho tende a estabilizar e as alterações são muito lentas podendo durar vários anos (Godinho, 2007).

Outros estudos foram realizados tendo em conta as dimensões da reaprendizagem motora. Fuller *et al.* (1998) desenvolveram um estudo para uma

compreensão completa da cinemática dos membros inferiores, isto é uma análise através da cinemática para entender e decifrar o movimento total desses membros. Também Ribeiro (2012) defende que existem alguns estudos que analisam o benefício que advém do uso de informação de retorno extrínseca (IRE) na reabilitação de casos de disfunção do ombro, sendo que estes não vão além do *biofeedback* fornecido pela electromiografia de superfície. Este estudo teve como principal objetivo determinar a efetividade do *Biofeedback* Tridimensional Cinemático em tempo real, enquanto informação de retorno extrínseca, no reconhecimento da zona neutra da omoplata, em indivíduos saudáveis.

O *Biofeedback* corresponde a uma técnica que utiliza frequentemente equipamentos eletrônicos para prover o sujeito de sinais auditivos e/ou visuais relativamente a uma tarefa. Além disso, esta técnica é muito importante por possibilitar aos clínicos ministrarem instruções aos indivíduos, da forma como é possível modificar os padrões de movimento (Tate & Milner, 2010). O *Biofeedback* permite ainda fornecer informação ao utente em tempo real aquando da realização da tarefa, o que é uma mais valia no que respeita à verificação das suas dificuldades e possíveis intervenções e desenvolvimento de estratégias ajustadas (Tate & Milner, 2010).

Os movimentos complexos em três dimensões, as restrições de movimento provocadas pelo deslizamento da articulação escapulo-torácica e o número de músculos envolvidos, fazem da articulação do ombro um sistema articular cujo entendimento se tem mostrado bastante complexo. Assim, o projeto aqui apresentado teve como principal objetivo aferir o número de dimensões necessárias para uma correta execução de exercícios escapulo-torácicos, com *Biofeedback* Tridimensional Cinemático, em indivíduos assintomáticos. Esta análise cinemática tridimensional foi aplicada em tempo real e como fonte de *biofeedback* extrínseco, no sentido de reforçar o *biofeedback* inerente à tarefa e melhorar a performance da execução do movimento por parte dos sujeitos.

Os estudos bidimensionais mais utilizados apresentam vieses no que respeita à representação do complexo movimento da omoplata, pois restringem o movimento num plano, empobrecendo a cinemática tridimensional da omoplata (Cappello *et al.*, 2005; McClure *et al.*, 2001). Desta forma, torna-se essencial o desenvolvimento de estudos que introduzam a componente tridimensional. Por outro lado, este estudo veio permitir averiguar o número de dimensões necessárias à execução da tarefa pedida, dado revelar-se fundamental perceber se a utilização de exercícios escapulo-torácicos medidos com o

recurso ao *Biofeedback* melhora a performance do movimento. A mobilidade e qualidade dos movimentos do complexo articular do ombro (CAO) dependem da ação complexa e coordenada dos músculos da cintura escapular e do contributo das diversas estruturas articulares que a constituem (Kibler *et al.*, 2013), com ênfase na participação da articulação escápulo-torácia (ET) e gleno-umeral (GU), para executar uma amplitude de movimento (ROM) completa (Fayad *et al.*, 2006).

O movimento saudável do ombro advém da interação complexa dos estabilizadores estáticos e dinâmicos. Deve aqui referir-se que o treino com *Biofeedback* no sistema neuro-músculo-esquelético, tem como objetivo permitir que o sistema nervoso central (SNC) readquira de forma voluntária um esquema sensorio motor que poderá estar alterado (Ribeiro, 2012).

Do ponto de vista anatómico, todas as quatro articulações do ombro devem ter como pré-requisito a livre circulação. A anatomia óssea proporciona a base estrutural a partir da qual as forças são geradas e, subsequentemente, executadas. No que diz respeito à articulação gleno-umeral, o complexo cápsulo-ligamentar fornece contenção estática. A lesão gleno-umeral e a instabilidade podem ocorrer quando um ou mais dos componentes ósseos, estáticos ou dinâmicos desta interação são interrompidos. Além disso, quando envolve outras lesões, para lá da que afeta a junção de estruturas gleno-umerais especificamente, os efeitos podem ser notados, secundariamente, através da diminuição do desempenho do ombro. Um profundo conhecimento da anatomia funcional do ombro, permite ao profissional de saúde enveredar por uma boa abordagem para a avaliação e gestão do ombro (Terry & Chopp, 2000).

Rumo a um entendimento mais pleno dos conhecimentos biomecânicos e cinemáticos do sistema músculo-esquelético, o membro superior tem vindo a ser objeto de investigação desde os anos 30, com maior relevo, sobretudo no que concerne ao estudo do CAO (Wilk, Arriga & Andrews, 1996; Kibler, 1998; Donatelli, 2004).

O carácter tridimensional dos movimentos praticados pelos membros superiores, bem como o considerável número de graus de liberdade disponíveis, tem gradualmente vindo a motivar cada vez mais a ocorrência de estudos sobre as articulações desses membros superiores. Deste modo, sempre que se projetam intervenções de cariz ortopédico, o saber que se extrai da cinemática e da cinética da articulação revela-se extremamente importante (Murray & Johnson, 2004).

São diversos os estudos que têm demonstrado a efetividade do uso do *Biofeedback*, sendo que, quando este é retirado, observa-se uma deterioração na forma como o indivíduo executa a tarefa. Por estes motivos continua a ser necessária mais informação nesta área de forma a justificar a sua aplicabilidade na prática clínica. Existe já um considerável volume de investigação realizada em contexto de laboratório, não só com indivíduos saudáveis mas também com indivíduos com afecções do ponto de vista musculo-esquelético. Todavia, ainda é necessário aprofundar os estudos existentes, bem como o conhecimento já detido face a esta temática (Dijk, Jannink & Hermens, 2005; Ronsse *et al.*, 2011).

Logo, sabendo-se atualmente que o *biofeedback* extrínseco tem implicações na reabilitação, uma vez que a reaquisição da habilidade motora torna-se fundamental para a recuperação motora, é crucial fundamentar os seus efeitos na prática com sujeitos (Dijk, Jannink & Hermens, 2005). Neste sentido, este projeto pretende também o aprofundar de conhecimentos com base nos recursos disponíveis, no sentido do avanço da investigação e da efetividade das intervenções na área da fisioterapia.

Esta investigação encontra-se organizada da seguinte forma: em primeiro lugar, o presente capítulo I, Introdução, dedica-se à apresentação geral e sucinta do estudo, dos principais conceitos e das motivações subjacentes, bem como à exposição da estruturação do documento. O capítulo II será dedicado à Revisão da Literatura consultada, considerada pertinente para a prossecução do estudo. No capítulo III, apresentar-se-á a Metodologia que norteou o trabalho empírico. O capítulo IV exporá os Resultados do trabalho de campo e o capítulo V, a Discussão. Finalmente, no capítulo VI, a Conclusão, tecer-se-ão as considerações finais, apresentar-se-ão as limitações do estudo e propor-se-ão temas para investigações vindouras passíveis de derivar deste trabalho. No final, serão apresentadas as Referências Bibliográficas e os Apêndices.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. Complexo Articular do Ombro

Tendo em conta a temática em análise e os principais objectivos destacados no início desta investigação, parece-nos relevante destacar algumas noções importantes na reflexão deste tema, de entre as quais se destaca a necessidade de compreender o complexo articular do ombro.

Assim, o CAO corresponde ao elo funcional que existe entre o membro superior e o tronco. A anatomia do CAO amplia-se a uma vasta dimensão de movimento proximal. Este movimento ocasiona, por seu lado, o posicionamento distal preciso da mão, o que origina movimentos grossos e finos (Prentice & Voight, 2003; Guerreiro & Matias, 2007).

O CAO é o que apresenta uma maior amplitude de movimento (ADM) no contexto do corpo humano. Compõe-se por três estruturas ósseas: a omoplata, a clavícula e o úmero; por quatro articulações, a saber: gleno-umeral, escapulo-torácica, esterno-clavicular, e acrómio-clavicular; e por vinte músculos que proporcionam maior mobilidade do nosso corpo em relação a outras regiões (Terry & Chopp, 2000). A articulação gleno-umeral caracteriza-se por ser inerentemente instável; a estabilidade desta depende do funcionamento coordenado e sincronizado dos estabilizadores estáticos e dinâmicos (Prentice & Voight, 2003; Cartucho, Baptista & Sarmiento, 2007; Guerreiro & Matias, 2007; Matias, 2009). A dor no CAO, juntamente com a disfunção do membro superior, resulta numa redução da autonomia funcional e da qualidade de vida (De Baets *et al.*, 2013).

A seguir à dor lombar, a dor no ombro apresenta-se como a causa de maior ocorrência de incapacidade entre as disfunções músculo-esqueléticas, afetando 16% a 21% da população (Santos, 2011). A maioria das queixas associa-se a atividades profissionais ou desportivas que envolvem o uso do braço (quer abaixo, quer acima do nível do ombro), sendo que, em determinadas profissões ou em alguns desportos, a prevalência de dor no complexo articular do ombro (CAO) pode chegar a 40% ou mais (Santos, 2011). De acordo com Cunha-Miranda, Carnide e Lopes (2010), alguns grupos profissionais perfazem os maiores responsáveis pela abstenção laboral.

Em Portugal, as quatro disfunções músculo-esqueléticas mais prevalentes associadas ao trabalho equivalem a dor lombar (38,4%), seguida da dor cervical (19,2%); dor na coluna dorsal (13,9%) e tendinopatia do ombro (9,9%). De todas as disfunções do membro superior, a tendinopatia do ombro é a mais predominante na população ativa ligada a uma atividade laboral, logo de seguida vem a tendinopatia da mão (7,5%), tendinopatia do cotovelo (5%) e a síndrome do túnel ou canal cárpico (4,8%) (Cunha-Miranda, Carnide, Lopes, 2010).

Entre as articulações do CAO, tem sido recentemente dada relevância à caracterização do movimento da omoplata e da articulação escapulo-torácica nas disfunções do ombro. De facto, para haver um correto funcionamento do membro superior, é fundamental a capacidade de controlar e posicionar a omoplata. Se esta capacidade estiver comprometida, significa que se está, possivelmente na presença de um quadro que predispõe ao desenvolvimento de sintomatologia dolorosa e/ou patologia do ombro (Cook & Ludwig, 1996; Mottram, 1997, Roy *et al.*, 2007; Santos & Matias, 2007). Em todo o caso, o alto grau de mobilidade intrínseco ao CAO exige um certo comprometimento da estabilidade, o que condiciona o aumento da vulnerabilidade das articulações à lesão, sobretudo na prática de atividades dinâmicas exercidas acima da cabeça (Prentice & Voight, 2003; Guerreiro & Matias, 2007; Matias, 2009).

O ombro saudável carece de características basilares de mobilidade ou ADM, de estabilidade e de força. Todavia, cada uma dessas componentes encontra-se, não raramente, comprometida em pessoas que sofrem de artrite ou que apresentam rutura da coifa dos rotadores (a coifa dos rotadores funciona como uma convergência de tendões semelhante a um capuz ao redor da cabeça do úmero. Os tendões dos quatro músculos unem-se à cápsula articular em torno da articulação gleno-umeral) (Kontaxis & Johnson, 2009). Boa parte de pacientes com deficiência da coifa dos rotadores avança para um quadro de osteoartrite, marcado pela dor, perda de função e independência (Frankle *et al.*, 2005).

A dor no ombro conduz, entre outros, a uma diminuição da ADM e da função. Mostra-se, assim, essencial o desenvolvimento contínuo e cumulativo de conhecimento a partir da observação do corpo humano, como aquele que pode ser obtido através da cinemática do ombro e da atividade elétrica dos músculos, ainda não suficientemente documentada. Além disso, a descrição das forças de proximidade gleno-umeral e das

forças musculares durante a prática de exercícios de reabilitação revela-se, de forma semelhante, muito escassa (Magermans *et al.*, 2004).

Uma vez que a articulação do ombro apresenta a maior ADM das articulações do corpo humano, fazem-se cruciais as descrições exatas e significativas dos movimentos e das cargas a que é submetida, a fim de perceber a sua função quer normal, conseguida através do estudo de indivíduos não só assintomáticos, como portadores de patologias (Koh, 1998). O estudo de indivíduos assintomáticos serve exatamente a compreensão dos fatores biomecânicos que podem predispor as pessoas a contraírem patologias músculo-esqueléticas do ombro (Mercer *et al.*, 2006).

## **2.2. Estabilidade dinâmica e disfunção do movimento**

Os conceitos de estabilidade dinâmica e de disfunção do movimento, perfazem lexemas que caracterizam a avaliação da função e do movimento. Segundo este conceito, o sistema de movimento envolve a interação coordenada entre os diversos sistemas anatómicos, ou seja, articular, miofascial, neurológico e tecido conjuntivo (Hall, 2000; Comeford & Mottram, 2001; Norkin & Levangie, 2001; Lippert, 2003; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmiento, 2007).

A estabilidade dinâmica equivale, como já se referiu, a um conceito relacionado com a capacidade de o sistema nervoso modelar o controlo inter-segmentar através de uma coativação do sistema muscular local, solicitando, por via de padrões coordenados, o sistema muscular global (Hall, 2000; Comeford & Mottram, 2001; Norkin & Levangie, 2001; Lippert, 2003; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmiento, 2007).

Os estudos bidimensionais mais frequentes mostram vieses na representação do complexo movimento da omoplata, dado que não levam em conta o movimento em vários planos, o que torna redutora a cinemática tridimensional da omoplata (McClure *et al.*, 2001; Cappello *et al.*, 2005). Logo, considera-se crucial a promoção de investigações que introduzam a componente tridimensional.

Tem-se verificado a efetividade do uso do *Biofeedback*, sendo que, quando este é retirado, observa-se uma deterioração na forma como o indivíduo executa a tarefa.

Continua a ser necessária, todavia, mais informação nesta área, de forma a justificar a sua aplicabilidade na prática clínica (Dijk, Jannink & Hermens, 2005; Ronsse *et al.*, 2011).

Tem sido realizada a medição direta de esforços internos ao corpo humano por via de sensores implantados através de cirurgia, ainda que, por razões quer éticas quer operacionais, estas técnicas possuam aplicações limitadas, bem como se restrinjam aos escassos laboratórios que dispõem desta tecnologia. Os sensores para a medição dos esforços internos podem ser colocados em ossos (Rolf *et al.*, 1997), tendões (Herzog, Archambault, Leonard & Nguyen, 1996; Komi *et al.*, 1996), articulações (Rohlmann, Bergmann & Graichen, 1997; D' Lima *et al.*, 2005), ligamentos (Fleming & Beynon, 2004) e próteses (Bergmann, Graichen & Rohlmann, 1993; Kaufman, Kovacevic, Irby & Colwell, 1996; Bergmann *et al.*, 2007).

A omoplata move-se num padrão complexo tridimensional que ocorre em combinação com a elevação do úmero, aumentando a congruência articular e proporcionando uma base estável para o movimento da cabeça do úmero. Este facto permite diminuir o risco de instabilidade do ombro, havendo evidência que alterações nesse padrão se associam a patologias do CAO (Karduna *et al.*, 2001; Borsa, Timmons & Sauer, 2003; Fayad *et al.*, 2006; Phadke, Camargo & Ludewig, 2009).

Efetivamente, a capacidade de posicionamento e controlo de movimentos da omoplata mostra-se essencial para uma função normal do membro superior, sendo que a incapacidade por parte desta leva, muitas vezes, a omalgia e disfunção no ombro (Mottram, 1997; Kibler, 1998; Voight & Thomson, 2000; Rubin & Kibler, 2002; Santos & Matias, 2007).

Neste contexto, a omoplata reveste-se de suma relevância no que concerne à biomecânica do CAO. A relação de conectividade estabelecida entre a omoplata e o tórax traduz-se fulcral no que à função do MS diz respeito (Ebaugh, McClure & Karduna, 2005). Assim, a análise do movimento escapular revela que, de um modo geral, ocorrem os movimentos de rotação superior, báscula posterior e retração da omoplata durante qualquer movimento de elevação do MS (Struyf *et al.*, 2012). Neste sentido, diversos estudos têm sugerido que a reabilitação das disfunções do CAO deve assentar na aplicação de exercícios terapêuticos direcionados para a melhoria do controlo motor ET (Struyf *et al.*, 2013).

### **2.2.1. Mobilidade e estabilidade: os componentes articulares do CAO**

O ombro associa, de modo ímpar, mobilidade e estabilidade. A mobilidade advém de uma superfície articular saudável, de unidades músculo-tendíneas intactas e restrições flexíveis cápsulo-ligamentares. Já a estabilidade vai depender de as estruturas cápsulo-ligamentares estarem intactas, bem como das funções musculares apropriadas e da integridade das estruturas articulares ósseas (Gschwend, Scherer & Lohr, 1981).

O funcionamento do CAO equivale à unidade integrada que compreende uma relação complexa entre as suas diversas estruturas. A fim de que se obtenha uma função ideal do ombro, também o movimento precisa estar disponível na junção cervico-torácica e nas conexões entre as três primeiras costelas, o esterno e a coluna (Comerford & Mottram, 2001; Cartucho, Baptista & Sarmiento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

Por outro lado, a cavidade glenoidal mostra-se aproximadamente 50% mais profunda e côncava por um anel de fibrocartilagem que se designa de lábio glenoidal. Este configura parte da superfície articular e insere-se na margem da cavidade glenóide e na cápsula articular. O lábio aumenta a estabilidade da articulação uma vez que acrescenta 75% de forma vertical e 56% transversal à área de contacto da cabeça umeral (Gschwend, Scherer & Lohr, 1981; Comerford & Mottram, 2001; Cartucho, Baptista & Sarmiento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

Ao passo que o lábio glenoidal providencia alguma estabilidade à articulação GU, vários outros mecanismos facultam um suporte adicional, os quais se mostram tanto dinâmicos quanto estáticos. O mecanismo dinâmico inclui os músculos da coifa dos rotadores (supra-espinhoso, infra-espinhoso, redondo menor e subescapular) e diversos acopladores de força muscular. Os mecanismos estáticos incluem os reforços da cápsula articular, a coesão, a geometria articular e o suporte ligamentar (Frankle *et al.*, 2005; Kontaxis & Johnson, 2009).

As articulações Acrómio-Clavicular (AC) e Esterno-Clavicular (EC) equivalem a articulações sinoviais de faces planas, cuja função passa por possibilitar movimentos, embora limitados, entre a clavícula e o eixo axial e entre aquela e o acrómio. Ambas as articulações são passíveis de originarem sintomas inflamatórios, degenerativos,

traumáticos, entre outros (Hall, 2000; Norkin & Levangie, 2001; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

Das articulações mencionadas a EC equivale, de acordo com Lippert (2003), a uma articulação fisiológica de movimento livre que, à exceção dos pontos de apoio na articulação AC, não conhece qualquer restrição ligamentar. O mesmo autor refere ainda que a articulação sub-acromial não corresponde a uma articulação verdadeira, ainda que exiba um comportamento análogo. Esta articulação é composta pelo arco coracoacromial, a bolsa subdeltóidea e os tendões da coifa dos rotadores. O mecanismo de estabilização da articulação sub-acromial depende da ação dos sistemas estabilizadores da articulação GU e também dos músculos ET. Traduz-se ainda numa das principais fontes de dor no CAO (Norkin & Levangie, 2001; Lippert, 2003; Frankle *et al.*, 2005; Kontaxis & Johnson, 2009).

Para Hall (2000), a liberdade de movimento da articulação sub-acromial mostra-se proporcional ao aumento da estabilidade que sucede através da cápsula articular, dos ligamentos gleno-umerais e coracoumeral, das três porções do músculo deltóide e, sobretudo, dos músculos da coifa dos rotadores (Hall, 2000; Norkin & Levangie, 2001; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

Ainda de acordo com Hall (2000), a articulação GU compõe-se por dois sistemas musculares: um interno, composto pelos músculos da coifa dos rotadores, e outro externo, constituído pelos músculos deltóide e redondo maior (Hall, 2000; Norkin & Levangie, 2001; Frankle *et al.*, 2005; Ebaugh, McClure & Karduna, 2005; Kisner & Colby, 2007).

Quanto à articulação ET, esta não equivale similarmente a uma articulação verdadeira, mas, antes, a uma “pseudo-articulação”. Os movimentos da escápula solicitam o deslizamento desta sobre o tórax. Há em circunstâncias normais uma flexibilidade avultada de tecido mole, possibilitando que a escápula participe em todos os movimentos realizados pelo MS (Hall, 2000; Norkin & Levangie, 2001; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

Entre as restantes articulações, a ET consiste numa articulação fisiológica de movimento livre, sem restrições ligamentares (exceto nos pontos de apoio na articulação AC (Hall, 2000; Norkin & Levangie, 2001; Lippert, 2003; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

O papel principal desempenhado pelo CAO passa por colocar o MS numa posição que torne possível a função da mão no espaço (Van der Helm, 1994; Prentice & Voight, 2003; Guerreiro & Matias, 2007).

Funcionalmente, o CAO acarreta um equilíbrio essencial entre a estabilidade e a mobilidade, já que faculta, de um lado, o fulcro necessário à elevação do MS em praticamente todos os planos em relação ao tronco e, de outro, o CAO é o responsável por proporcionar uma base estável para todos os movimentos do MS (Van Der Helm, 1994; Prentice & Voight, 2003; Guerreiro & Matias, 2007). Porém, a fim de que haja um funcionamento adequado do MS, torna-se primordial a existência de capacidades quer de controlo quer de posicionamento da omoplata (Mottram, 1997).

Todavia, se não ocorrer um controlo adequado da omoplata ao longo da realização dos movimentos do MS, isso pode revelar a presença de um quadro propício para que o CAO desenvolva uma sintomatologia dolorosa e/ou uma patologia (Mottram, 1997; Comeford & Mottram, 2001).

Existem investigadores que encaram o controlo motor enquanto um fator etiológico determinante no que respeita às disfunções músculo-esqueléticas (Hall, 2000; Comeford & Mottram, 2001; Norkin & Levangie, 2001; Lippert, 2003; Frankle *et al.*, 2005; Cartucho, Baptista & Sarmiento, 2007; Kisner & Colby, 2007).

### **2.3. A Reaprendizagem Motora e o Controlo Motor**

Ribeiro (2012) refere que a aquisição de novas competências motoras surge associada à transição entre um estado cognitivo (que exige atenção por parte do sujeito) e um estado autónomo no qual a competência é automaticamente atingida. A prática e elementos contextuais são cruciais no processo de aprendizagem. O envolvimento ativo do sujeito no processo de deteção e correção do erro é crucial para a construção e retenção da competência a adquirir. O apoio externo pode consistir em fornecer a informação sobre a forma como o movimento deve ser efetuado, seja com instruções verbais ou demonstrações do comportamento pretendido, podendo acontecer durante ou no fim da atividade realizada.

Segundo Shaun *et al.* (2012) 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 dado especial ênfase à execução (por exemplo, à forma como o movimento é executado) e ao resultado (por exemplo, à precisão).

Outros estudos (Schmidt & Lee, 2005; Latash, Levin, Scholz & Schoner, 2010) referem que a aprendizagem é considerada um processo de adaptação crónica que traduz uma modificação estrutural do comportamento como efeito da prática do sujeito. Como referem Cano-de-la-Cuerda *et al.*, (2012) os principais fatores que influenciam a aprendizagem motora são as instruções verbais, as características e variabilidade da prática, a participação ativa e a motivação do indivíduo, a possibilidade de cometer erros, o controlo postural, a memória e o feedback.

Schmidt (2003) afirma que a aprendizagem de um movimento nunca praticado é o resultado da integração e reorganização de elementos básicos ou sub-rotinas, mais ou menos similares, de movimentos anteriormente aprendidos. Outros autores (Sherwood & Lee, 2003) defendem uma perspetiva cognitiva do controlo motor, que assenta fundamentalmente no papel cognitivo da aprendizagem motora.

Na verdade, as pesquisas sobre o efeito da inferência contextual (variabilidade da prática) e sobre os diversos efeitos da informação de *Biofeedback*, sugerem que cada repetição de um movimento tem uma influência específica no processo de (re)aprendizagem (Sherwood & Lee, 2003).

O esforço cognitivo surge como o fator que parece acrescentar uma contribuição ponderada, em cada repetição, ao processo de (re)aprendizagem motora (Sherwood & Lee, 2003). Este resulta dos processos perceptivos e motores envolvidos no controlo do movimento, implicando a manipulação de variáveis envolvidas na prática como a observação, a informação de retorno sobre o resultado, e o tipo de prática, de modo a obter diferentes níveis de esforço cognitivo (Sherwood & Lee, 2003).

A prática deve ser organizada de acordo com estes processos, prevendo-se que nas atividades em que existe um maior esforço cognitivo a aprendizagem é mais eficaz (Sherwood & Lee, 2003). Assim, estes autores sugerem que a precisão do movimento depende não só dos programas motores e esquemas de *recall*, mas também da organização da prática do treino, o que influencia o esforço cognitivo associado à tarefa.

Quando realizamos uma análise das capacidades de coordenação motoras, deve ter-se em atenção não só às capacidades de execução do movimento em causa, como também aos processos de tomada de decisão subjacentes ao comportamento motor (Sherwood & Lee, 2003).

O facto de os dispositivos para *Biofeedback* Tridimensional Cinemático, atualmente existentes serem de grandes dimensões e elevado custo, pode ser um fator contribuinte para a inexistência de estudos que avaliem a sua efetividade enquanto informação de retorno extrínseca em utentes com disfunção do ombro, deixando a eletromiografia de superfície como primeira escolha nos protocolos de reabilitação do ombro (Cools, Dewite, *et al.*, 2007; Worsley, *et al.*, 2013). Assim, o *Biofeedback* Tridimensional Cinemático é o mecanismo de retroação que permite controlar a ação produzida. Vários tipos de informação de retorno podem ser encontrados, cada um com a sua especificidade e utilidade no processo de controlo motor ou aprendizagem.

#### **2.4. O Biofeedback Tridimensional Cinemático (3D)**

Pese embora a eletromiografia de superfície já tenha demonstrado a sua eficácia enquanto informação de retorno extrínseca em situações de disfunção do ombro, permanece por esclarecer se outras formas de *feedback* extrínseco poderão ter ou não a mesma eficácia (Ribeiro, 2012). Deste modo, o *Biofeedback* Tridimensional Cinemático tem vantagens sob outras técnicas na monitorização e modificação de atividades subconsciente, muitas das quais reguladas pelo Sistema Nervoso Autónomo (SNA). A temperatura da pele, frequência cardíaca e atividade eletroencefalográfica (EEG) são monitorizadas eletronicamente. Observando o monitor e utilizando técnicas de *Biofeedback*, uma pessoa pode aprender a forma de reduzir conscientemente o ritmo cardíaco e regular o débito circulatório dos membros (Seeley, Stephens & Tate, 2011).

Por exemplo, já foi defendido que as pessoas podem evitar a instalação de uma enxaqueca ou reduzir a sua intensidade aprendendo a dilatar os vasos sanguíneos no pelo dos braços e mãos. O aumento da dilatação dos vasos sanguíneos aumenta a temperatura da pele, o que se relaciona com a diminuição da intensidade da enxaqueca (Gosling & Laucas, 2009).

Algumas pessoas usam o método do *Biofeedback* Tridimensional Cinemático para relaxar, aprendendo a reduzir a frequência cardíaca ou alterar o padrão do EEG. A gravidade de úlceras gástricas, hipertensão arterial, ansiedade e depressão pode ser reduzida pela utilização destas técnicas (Seeley, Stephens & Tate, 2011).

Podemos através da The Quantum Alliance (2011) entender, do ponto de vista histórico, que há referência do *Biofeedback* desde o Século V A.C., quando os filósofos gregos Democritus e Leucippus propuseram que a matéria, incluindo o corpo humano, era composta por partículas minúsculas e indivisíveis a que chamaram átomos, ou ‘átomos’, em grego. Os médicos da antiga Grécia também se aperceberam que os impulsos elétricos emitidos por enguias-elétricas usadas nos banhos de pés terapêuticos aliviavam a dor e tinham uma influência benéfica na circulação. Já aqui o tratamento era feito através de estímulos.

Em 1910, cerca de 50% dos médicos dos EUA utilizaram a eletromedicina na sua prática do dia-a-dia. De 1920 a 1960 são muitas as investigações sobre Bioenergética e *Biofeedback* por Rife, Tesla e Miller.

Atualmente, milhares de médicos e investigadores em todo o mundo estão a investigar a eletromedicina e o *Biofeedback* como alternativas válidas aos métodos tradicionais de tratamento. Estas vias estão a conduzir a novas possibilidades no tratamento de problemas como lesão da medula espinal, recuperação muscular, regeneração dos nervos, estimulação do cérebro, doenças da bexiga, doenças do coração, tumores e outras doenças e afeções crónicas devastadoras.

A resposta de luta ou fuga pode ocorrer quando uma pessoa é sujeita a uma situação de stress psicológico, como seja uma situação de ameaça, medo, embaraço ou excitação. Quer a pessoa confronte a situação de stress, quer a evite, o sistema nervoso e o sistema endócrino estão envolvidos consciente ou inconscientemente. A resposta pode consistir num confronto ou numa excitação como a fuga. A resposta envolve todas as partes do sistema nervoso, bem como o sistema endócrino e pode ser mediada consciente ou inconscientemente. A porção autonómica da resposta de luta ou fuga resulta num aumento generalizado da atividade simpática, como a frequência cardíaca, tensão arterial, sudorese, força muscular e outras respostas, preparando o indivíduo para a atividade física. A resposta de luta ou fuga é adaptativa, porque possibilita ao indivíduo resistir ou afastar-se de uma situação ameaçadora (Seeley, Stephens, Tate, 2011).

Tendo em conta as perspetivas dos autores referidos e da contextualização histórica analisada, de modo a realizar a contextualização face ao nosso estudo, existem dois tipos de *Biofeedback* : intrínseco (via sistema sensorial interno) e extrínseco (aumentado). A informação de retorno intrínseca é própria da ação, não é possível dissociá-la desta, ao passo que a informação de retorno extrínseca é complementar à informação de retorno intrínseca e portanto pode existir, ou não, durante ou após a ação.

O *Biofeedback* extrínseco trata-se de uma informação suplementar, fornecida em simultâneo com o *Biofeedback* intrínseco. Exemplos de *Biofeedback* extrínseco para melhoria do desempenho motor incluem estímulos auditivos, visuais, verbais e somato-sensoriais. Deste modo, o *Biofeedback* é uma forma de *Biofeedback* extrínseco que pode ser psicofisiológico, fisiológico ou proprioceptivo e que é usado para aumentar a perceção do individuo do que está a ocorrer no seu corpo (Henry & Teyhen, 2007).

### 3. METODOLOGIA

A metodologia equivale a um vocábulo que designa o modo como nos debruçamos sobre os problemas, investindo esforços para procurar respostas as quais possam apresentar-se como possíveis resoluções para esse problema. Método, por sua vez, corresponde a um termo que caracteriza o conjunto de operações e de atividades os quais, no cerne de um processo preestabelecido, se realizam de modo sistemático com vista a conhecer a realidade e a poder atuar sobre essa realidade (Deshaies, 1997).

Esta descrição deverá ser pormenorizada de forma a permitir a replicação do estudo com base na informação apresentada (D'Oliveira, 2002).

A metodologia refere-se à forma ou às formas através das quais é realizada uma investigação. São os pressupostos, os interesses do investigador, bem como os objetivos e as hipóteses de investigação previamente traçados que, segundo Bogdan e Biklen (1994), irão mostrar-se decisivos na escolha de um (ou mais) de entre os vários caminhos pelos quais poderá enveredar a investigação.

O desenho da investigação permite assim delinear os elementos que fazem parte do esquema geral da pesquisa. Para Fortin (2003) “a fase metodológica operacionaliza o estudo, precisando o tipo de estudo, as definições operacionais das variáveis, o meio onde se desenrola o estudo e a população” (p. 108).

Assim, uma vez apresentado o quadro de referência, parte-se agora para a metodologia de forma a dar seguimento prático à pesquisa, tendo em conta a justificação do estudo, a sua finalidade, os objectivos e as questões de investigação, bem como a população e a amostra e os procedimentos realizados na investigação.

A metodologia assenta no “conjunto dos métodos e das técnicas, que guiam a elaboração do processo de investigação científica” (Fortin, 1999, p. 372). Esta envolve a escolha de diversos métodos disponíveis, analisa e avalia as várias técnicas de pesquisa e verifica novos métodos, que permitam a captação e processamento de informações, para que sejam resolvidos os problemas de investigação (Barros & Lehseld, 1986, citado por Santos, 2008).

### 3.1 Objetivos do Estudo e desenho metodológico

Propusemo-nos investigar o efeito das variáveis independentes: IntRotmean – 1 dim1varsRotSup – 1 dimensão com uma variável (Movimento de Rotação Superior; 1dim1varsProt - 1 dimensão com uma variável (Movimento de Protração Escapular); 1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula); 1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula); e ainda 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração Escapular e Rotação Superior, sobre as variáveis dependentes, DistMT - Distância ao melhor trajecto, DistPNET – Distância à posição neutra da Escápulo Torácica e Tempo.

Assim, e tendo em conta os objectivos destacados, este estudo enquadra-se dentro dos estudos **quantitativos**, tendo por base uma realidade objetiva e determinável; **experimentais**, porque foi possível ao investigador controlar variáveis tais como a população e os fatores de exposição em estudo e seleccionar, de forma controlada, os participantes que integraram o estudo; **estudo de campo**, uma vez que envolvem pessoas que estão livres de doença, mas sob risco de desenvolvê-la; **prospetivo**, por ter sido antecipadamente elaborada a questão em estudo; e com um desenho **analítico**, permitindo estabelecer relações entre as variáveis dependentes e independentes (Fortin, Côté, & Fillion, 2009).

O estudo que aqui se expõe é de natureza quantitativa uma vez que se alicerçou numa realidade objetiva e determinável, caracterizando-se por medir e/ou quantificar parâmetros existentes e conhecidos (Vidich & Lyman, 1994; Malhotra, 2001).

### 3.2. População-Alvo e População Acessível

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

### 3.3. Critérios de Seleção da Amostra – Critérios de Inclusão e Exclusão

Os critérios de **inclusão** definidos consideraram sujeitos:

- Adultos jovens, do género feminino ou masculino;
- Com idade igual ou superior a 18 anos;
- Sem história de dor e/ou disfunção do CAO.

Os critérios de **exclusão** foram estabelecidos de acordo com os critérios definidos no estudo de Ludewig *et al.* (2009), considerando-se excluídos os sujeitos com:

- Presença de dor no ombro nos testes clínicos;
- Presença de disfunção escapular visível durante os movimentos repetidos de flexão e extensão do braço.
- 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 atividade 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.

### 3.4. Amostra

Para Fortin (2003) “a descrição da população e da amostra fornece uma boa ideia sobre a eventual generalização dos resultados. As características da população definem o grupo de sujeitos que serão incluídos no estudo e precisam os critérios de selecção” (p. 133)

Ainda segundo Fortin (2003), população é o “conjunto de todos os sujeitos ou outros elementos de um grupo bem definido tendo em comum uma ou várias características semelhantes e sobre a qual assenta a investigação” (p. 373).

A amostra participante foi constituída por um único grupo de análise de 15 indivíduos, de ambos os sexos sem sintomatologia ou história de patologia do ombro, com idade igual ou superior a 18 anos, frequentadores da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, A média de idades é de 21,5667 anos com Desvio Padrão de 4,14133.

Quanto ao género, a presente amostra tinha 5 homens e 10 mulheres.

A média de estatura da amostra é 1,68 m com Desvio Padrão de 0,08192. A maioria dos indivíduos (N=11) encontra-se entre o 1,60m e 1,70m de altura.

A média do peso dos sujeitos da amostra é 62,8 kg com Desvio Padrão de 10,4 kg.

Por fim, o lado dominante diz respeito à lateralidade, ou seja, à preferência lateral, direita ou esquerda do nosso corpo. A sua distribuição na amostra incide sobretudo no lado direito (N=14 indivíduos). A recolha efetuou-se no mês de Maio de 2013. Os critérios de inclusão e exclusão foram definidos com base em Ludewig *et al.* (2009), sendo que deve ser tido em conta a sua história clínica (McClure *et al.*, 2001).

A amostra constituiu um único grupo de análise, sendo que a esse grupo foram aplicados diferentes tipos de *Biofeedback*: 1 dim1varsRotSup – 1 dimensão com uma variável (Movimento de Rotação Superior; 1dim1varsProt - 1 dimensão com uma variável (Movimento de Protração Escapular); 1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula); 1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula); e ainda 2dim – 2

Dimensões (Movimento de Protração Escapular e Rotação Superior), sobre as variáveis dependentes, DistMT – Distância ao melhor trajecto, DistPNET – Distância à posição neutra escápulo-torácica e o Tempo.

Nesta altura, o investigador regista a posição através de dois sinais *trigger* com um intervalo de 3 segundos entre eles. Foram realizadas 5 repetições da atividade.

Assim, através da ferramenta de biofeedback do TheMotionMonitor foi construída a informação visual fornecida em tempo real ao sujeito. Através dos valores de rotação interna/externa (X) e rotação superior/inferior (Y) registados aquando da definição da posição pretendida  $\pm 2.5^\circ$  (relacionado com a variação da posição da omoplata em repouso (Ludewig, P. M., et al., 2009) a ferramenta construía um quadrado que representaria o alvo a atingir pelo sujeito, o que poderia ser conseguido através do movimento de uma cruz amarela que representava a omoplata do sujeito.

Essa informação foi projetada de forma visível e antes da realização da atividade foi dado ao sujeito algum tempo de interação com a ferramenta para garantir que o sujeito teria entendido em que medida o movimento da sua omoplata influenciava o movimento da cruz. Posteriormente, e após o comando por parte do investigador, o sujeito deveria colocar a cruz dentro do quadrado, e seria neste momento registada a posição.

Os indivíduos foram contactados verbalmente e por correio eletrónico, tendo-lhes sido explicados os objetivos do estudo, os procedimentos a efetuar em laboratório no sentido de otimizar a recolha de dados e o carácter voluntário de participação no mesmo. Posteriormente, aos 15 indivíduos que se disponibilizaram para participar no estudo, foi solicitado o consentimento destes para recolher, tratar e utilizar dados e foram esclarecidas eventuais dúvidas referentes à sua participação no projeto (Karduna *et al.*, 2001).

### **3.5. Variáveis Dependentes**

As variáveis dependentes, em análise foram DistMP - Distância ao melhor trajecto, DistPNET – Distância à posição neutra escápulo torácica e a variável Tempo, representando esta o tempo que os sujeitos demoraram desde que lhes foi dado o comando verbal “leve a sua omoplata para trás e para dentro” até ao momento em que (i) assumiram estar na posição pretendida, (ii) assumiram estar na posição e foram

corrigidos pelo fisioterapeuta e (iii) colocaram a cruz dentro do quadrado. Neste estudo foi assumido que quanto menor fosse o tempo entre estes dois momentos, melhor terá sido o desempenho do indivíduo na realização da atividade, no que diz respeito à variável tempo.

Neste estudo procedeu-se ao cálculo da **distância Euclidiana ao melhor trajeto em cada instante no tempo**. Foi projetada uma reta da posição inicial (postura) até à posição alvo, traduzindo o percurso ideal (caminho mais curto e rápido) para atingir a posição alvo. Em cada instante do tempo, foi medida a distância Euclidiana da posição/orientação 3D da omoplata recolhida (projetada) do sujeito, até essa reta. O cálculo da média foi feito através da raiz quadrada da média destas distâncias, o que forneceu uma noção do afastamento médio ao melhor trajeto.

Por outro lado, propôs-se calcular a **moda da distância Euclidiana da posição 3D da omoplata à posição alvo em cada instante no tempo**, obtida através da média da raiz quadrada entre essas distâncias, o que permitiu estabelecer uma média da noção de proximidade e frequência à posição neutra ET. O pressuposto é que a realização de exercícios mais próximos desta posição alvo (ZN) indique um melhor controlo da omoplata em redor de uma melhor posição ou orientação 3D.

Estipulou-se que o percurso ideal é a linha reta determinada pelo ponto da omoplata na sua posição inicial e o ponto da omoplata na sua posição final pretendida. Esses pontos são definidos na primeira fase.

Para cálculo do percurso efetuado, considerou-se a distância das posições percorridas pelo indivíduo em relação ao percurso estabelecido como ideal. As distâncias foram calculadas para todos os pontos em relação ao ponto mais próximo no percurso ideal, usando como valor final do indivíduo a média de todos os valores do erro. Os percursos mais distantes, ou com maior erro, apresentam uma média superior. Um percurso bem-sucedido, hipoteticamente sem erro, obteria o valor 0.

Para cálculo do trajeto que ficou por percorrer em relação à posição final, projetou-se a posição final do indivíduo no ponto mais próximo da reta do percurso ideal e calculou-se a distância deste à posição final.

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

### 3.6. Variáveis Independentes

Na definição das variáveis independentes foram considerados os seguintes tipos de *Biofeedback*: 1 dim1varsRotSup – 1 dimensão com uma variável (Movimento de Rotação Superior); 1dim1varsProt - 1 dimensão com uma variável (Movimento de Protração Escapular); 1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula); 1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula); e ainda 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração Escapular e Rotação Superior).

Estas variáveis foram introduzidas e manipuladas durante a investigação com o intuito de exercer determinado efeito sobre as variáveis dependentes, ou pelo menos ser possível verificar se existe ou não esse efeito pretendido (Fortin *et al.*, 2009).

### 3.7. Instrumentos do Estudo – Análise Cinemática 3D

O instrumento de recolha de dados baseou-se nas *guidelines* orientadoras para estudos do complexo articular do ombro, estabelecidas pela *International Society of Biomechanics* (Wu *et al.*, 2005). As referências anatómicas utilizadas para a recolha dos dados foram as seguintes: apófise espinhosa da sétima vértebra cervical (C7); apófise espinhosa da oitava vértebra dorsal (T8); processo coracóide (PC); incisura jugular (IJ); processo xifóide (PX); articulação esterno-clavicular (SC); articulação acrômio-clavicular (AC); ângulo medial da omoplata (AM); ângulo inferior da escápula (AI); ângulo acromial (AA); centro de rotação da gleno-umeral (GU) o qual foi estimado pelo método de regressão linear; epicôndilo lateral (EL); epicôndilo medial (EM); processo estilóide rádio (PER); e processo estilóide ulna (PEU), tal como é recomendado pela *International Society of Biomechanics*.

A análise cinemática tridimensional incidiu sobre dados recolhidos e digitalizados através de sensores colocados ao nível da omoplata, membro superior e tórax, por meio de um sistema de varrimento eletromagnético não invasivo e do software *The Motion Monitor* durante a execução da tarefa pedida (exercícios escapulo-

torácicos) (Tate, Milner, 2010). A escolha da localização para a colocação dos sensores foram definidas com base nas referências ósseas necessárias para definir os sistemas de coordenadas de cada segmento de acordo com Wu *et al.* (2005).

Durante a execução dos exercícios escapulo-torácicos, cada sujeito foi alvo de *feedback* extrínseco, tendo os dados recolhidos sido tratados estatisticamente, a fim de aferir o tipo de instruções necessárias a uma execução correta destes movimentos, com *Biofeedback 3D*.

### **3.8. Procedimentos Experimentais**

As recolhas decorreram no mês de Maio de 2013, no Laboratório de Análise de Movimento Humano da ESS-IPS. Foram conduzidas por três fisioterapeutas que exercem a sua profissão noutra instituição, com mais de dois anos de experiência clínica, com conhecimento dos objetivos e procedimentos do estudo. O processo de recolha de dados durou em média cerca de 40 minutos por sujeito.

A todos os sujeitos foi solicitada a leitura da carta explicativa do estudo (APÊNDICE 1), a qual continha os objetivos de investigação, os procedimentos e os instrumentos de medição que iriam ser utilizados. Os procedimentos em laboratório garantiram a total privacidade e anonimato dos participantes. Todos os sujeitos assinaram o documento de consentimento informado (APÊNDICE 2), para participar de forma livre e esclarecida, permitindo posteriormente recolher, tratar e utilizar os respetivos dados.

Antes de se iniciarem as recolhas, o investigador responsável pelo estudo assinou o Termo de Responsabilidade (APÊNDICE 3), no qual afirmou que seriam respeitados todos os princípios éticos consignados na Declaração de Helsínquia, nas “*Guidelines for Good Clinical Practice*” da Organização Mundial de Saúde e na “Convenção dos direitos do homem e da biomedicina” da Comunidade Europeia.

A recolha dos dados iniciou-se com o preenchimento dos dados de caracterização da amostra (APÊNDICE 4), incluindo a idade, género, altura, peso e lado dominante.

Foram identificadas e marcadas tipograficamente com um marcador, sendo estas

as apófises espinhosas da sétima vértebra cervical (C7), oitava vértebra dorsal (T8) e décima segunda vértebra dorsal (T12), referências necessárias à fase de digitalização, o que facilitou a sua posterior identificação durante essa fase.

Através do *software* “The MotionMonitor” e de acordo com as recomendações da ISB (Wu *et al.*, 2005), foram digitalizadas as referências anatómicas do tórax, omoplata e úmero, previamente identificadas por palpação. Este procedimento foi realizado com o sujeito na posição de pé, próximo do transmissor eletromagnético, através do *stylus* - Sensor 1, montado num ponteiro de acrílico transparente, cuja extremidade pontiaguda foi colocada sobre a referência anatómica pretendida. Este sensor, após calibrado, permitiu registar a posição 3D das diversas referências com um erro inferior a 1mm (RMSE).

Posteriormente foram colocados os três sensores eletromagnéticos para a recolha cinemática:

- Sensor 2 – na face anterior do manúbrio esternal;
- Sensor 3 – na face superior e mais externa do acrómio;
- Sensor 4 – na face externa do úmero.

Os sensores foram fixos com tape, disposto em cruz, sendo igualmente colocado tape no fio de cada sensor, junto da coluna dorsal, para unir todos os fios e evitar a tensão e deslocação dos mesmos durante as recolhas. O sensor 4 foi reforçado através de uma banda de velcro (braçadeira), pois dada a sua localização está mais sujeito aos artefactos dos tecidos moles (ATM).

Nesta fase, todos os sujeitos foram advertidos a manter a posição ortostática próxima do transmissor eletromagnético durante o restante período do procedimento experimental, assegurando a qualidade e precisão das recolhas.

Foi explicado a todos os sujeitos o conceito de ZN (Zona Neutra) (Mottram, 1997), e definida a respetiva PN ET (Posição Neutra Escápulo-Torácica). Para o efeito, foi fornecido individualmente um estímulo tátil de retração, rotação inferior e báscula posterior da omoplata, seguido do *biofeedback* visual do mesmo movimento, executado pelo fisioterapeuta. Assegurou-se a compreensão e integração da PN ET solicitando-se ao sujeito que repetisse essa mesma posição. Aquando a sua compreensão, foi recolhida a PN de cada sujeito. Os sujeitos foram informados que esta seria a posição alvo do

estudo, a qual iria ser solicitada mais tarde durante a execução de algumas tarefas.

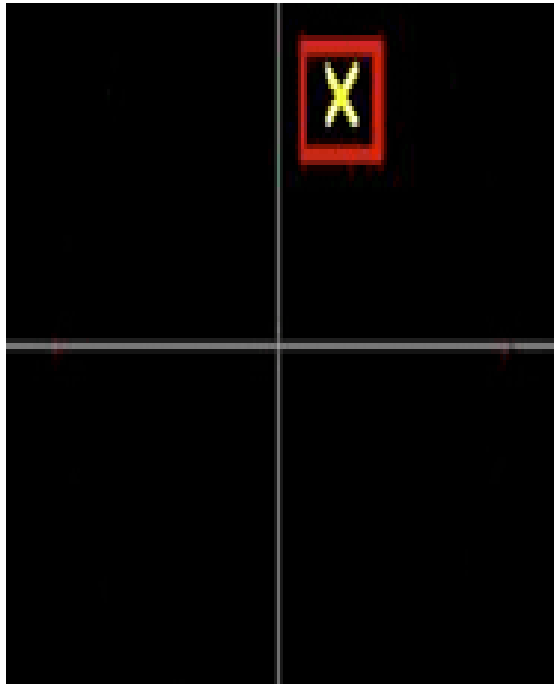
Antes da execução de cada movimento, o fisioterapeuta fornecia uma instrução verbal (comando) e o *biofeedback* visual correspondente ao objetivo motor da tarefa (Tabela 1). Posteriormente, o sujeito realizava um ensaio de teste a fim de averiguar a sua compreensão face à execução do movimento pretendido. A ordem de execução para cada exercício foi fornecida sempre pelo mesmo fisioterapeuta.

**Tabela 1 - Resumo dos exercícios recolhidos. (ZN – zona neutra articular)**

EXERCÍCIOS	COMANDO
<b>Exercício de colocação da omoplata na ZN sob orientação</b>	Após fornecer o movimento pretendido da omoplata, o comando verbal foi: <b>“memorize esta como sendo a sua zona neutra”</b> .
<b>Exercício de recolocação da omoplata na ZN</b>	Após fornecer a imagem e estímulo táctil do movimento desejado, o comando verbal foi: <b>“Leve a sua omoplata para a zona neutra”</b> .

Foi explicado a cada sujeito que a caixa vermelha representava a ZN ET, isto é, a meta (zona alvo) a ser atingida durante o exercício, e que o “X” amarelo reproduzia o movimento do ombro. Assim, o sujeito teria de movimentar o ombro de modo a que o “X” fosse colocado dentro da referida caixa, indicando o sucesso da tarefa.

Antes de executarem os exercícios de estabilidade dinâmica, os sujeitos tinham um período de interação prévia com o BCM, no qual foi explicado que os movimentos de abdução/adução da omoplata moviam o “X” do *display* (Figura1) no eixo do *x* e os movimentos de elevação/depressão da omoplata promoviam o seu deslize no eixo dos *y*.



**Figura 1 - Imagem do Biofeedback Cinemático 3D**

Desta forma, o centro da caixa vermelha (Figura 1), refletia a posição alvo 2D da omoplata e as dimensões da caixa a magnitude do erro tolerada para cada exercício, dada a variabilidade intra-sujeito do grau de abdução/adução e elevação/depressão ET publicados na literatura. Estes exercícios foram recolhidos separadamente e assinalados com um conjunto de dois sinais de disparo sincronizados (*triggers*), utilizados para identificar: (1) o início da atividade; e (2) o final da atividade. O exercício terminava ao final de 15 segundos ou assim que o sujeito terminasse os 5 ensaios consecutivos.

### **3.9. Reconstrução e *Biofeedback* do Movimento Escapular**

A reconstrução 3D e o *biofeedback* do movimento escapular foram realizados através do instrumento **BCM**, o qual integra o sistema de *hardware trackSTAR* (Ascension Technology Corporation, Burlington, Vermont), e o *software “The MotionMonitor”* (Innovative Sports Training, Chicago, Illinois).

O trackSTAR é um sistema composto por um transmissor electromagnético de longo alcance (2m), que foi utilizado para determinar a localização e orientação de 4 sensores de superfície, localizados no tórax, omoplata e úmero. Os sensores possuem

uma taxa de amostragem de 100Hz cada e uma precisão estática de 1,8mm e 0,5° (Milne, Chess, Johnson, & King, 1996).

O *software* “The MotionMonitor” permitiu a digitalização das referências anatômicas (Tabela 2) e o cálculo dos SCL para cada um dos segmentos corporais do tronco, omoplata e úmero (Tabela 3), segundo o protocolo de procedimentos recomendado pela *International Society Biomechanics* (ISB), para estudos do movimento do MS (Wu *et al.*, 2005).

De acordo com este protocolo, a descrição dos movimentos ET ocorreu com base no centro de rotação inicial da GU, o qual foi definido pelo método de Rotação (Wu *et al.*, 2005). Através dos sensores atribuídos à omoplata e úmero foram realizadas 5 rotações do úmero em relação à omoplata, sendo posteriormente identificada a quantidade de variação ocorrida no centro de rotação das respectivas leituras. Para o efeito, foram igualmente fornecidas as distâncias entre o centro da articulação da GU e os respectivos sensores do úmero e da omoplata.

As rotações ET foram descritas de acordo com as sequências dos ângulos de Euler propostas pela ISB. Foram recolhidos os movimentos de rotação superior (eixo do X), protração (eixo do Y) e báscula anterior da omoplata (no eixo do Z), tendo em conta os eixos do sistema de coordenadas do segmento diretamente proximal em relação ao segmento móvel. Foram calculados os ângulos de Euler sem restrições articulares e quantificados, em cada *frame*, o grau de rotação da omoplata (momento angular). Assim, as sequências dos ângulos de Euler traduziram a deslocação ET no espaço Euclidiano 3D, as quais foram representadas graficamente para cada uma das rotações escapulares.

**Tabela 2 – Referências anatômicas do tórax, omoplata e úmero.**

SEGMENTOS	REFERÊNCIAS ANATÓMICAS
Tórax	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>C7</b>: apófise espinhosa da sétima vértebra cervical;</li> <li>• <b>T8</b>: apófise espinhosa da oitava vértebra torácica;</li> <li>• <b>Fúrcula</b>: ponto supraesternal;</li> <li>• <b>Apêndice xifoide</b>: ponto mais caudal do esterno.</li> </ul>

<b>Omoplata</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Raiz da espinha da omoplata:</b> o ponto médio da superfície triangular no bordo interno da omoplata em relação à coluna vertebral;</li> <li>• <b>Ângulo inferior:</b> ponto mais distal da omoplata;</li> <li>• <b>Ângulo acromial:</b> ponto mais póstero-externo da omoplata.</li> </ul>
<b>Úmero</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Centro de rotação da GU:</b> estimado pela captação de diversas posições articulares;</li> <li>• <b>Epicôndilo:</b> ponto mais distal;</li> <li>• <b>Epitróclea:</b> ponto mais distal.</li> </ul>

Além de permitir a reconstrução e análise cinemática do ombro, este *software* suportava um módulo de *biofeedback*, transformando a informação 3D recolhida numa imagem 2D que representava, em tempo real, o sucesso do sujeito em alcançar o objetivo motor da tarefa. Apesar deste módulo trabalhar apenas com duas ordens de grandeza (X e Y), permitiu manipular a quantidade de informação que foi fornecida ao sujeito, isto é, o número de variáveis das quais dependia o sucesso da tarefa, de acordo com a complexidade e o objetivo da mesma.

**Tabela 3 – Coordenadas locais do tórax, escápula e úmero.**

	SISTEMA DE COORDENADAS DO TÓRAX	SISTEMA DE COORDENADAS DA OMOPLATA	SISTEMA DE COORDENADAS DO ÚMERO
<b>O</b>	A origem coincide com a fúrcula.	A origem coincide com o ângulo acromial.	A origem coincide com a glenoumeral.
<b>X</b>	O vetor perpendicular ao plano formado pela epitróclea, epicôndilo e a glenoumeral, apontando para a frente.	O vetor perpendicular ao plano formado pelo ângulo inferior, ângulo acromial e raiz da espinha, apontando para a frente. Este plano não é o mesmo que o plano visual da omoplata.	O vetor comum e perpendicular ao eixo Zt e Yt, apontando para a frente.

---



---

<b>Y</b>	O vetor que liga o ponto médio entre o apêndice xifoide e T8 e o ponto médio entre a fúrcula e C7, apontando para cima.	O vetor comum e perpendicular ao eixo $X_e$ e $Z_e$ , apontando para cima.	O vetor entre a glenoumeral e o ponto médio entre a epitroclea e o epicôndilo, apontando para a glenoumeral.
----------	---	--	--

---

<b>Z</b>	O vetor perpendicular ao plano formado pela fúrcula, C7 e o ponto médio entre o apêndice xifoide e T8, apontando para a direita.	O vetor entre a raiz da espinha e o ângulo acromial, apontando para o ângulo acromial.	O vetor comum e perpendicular ao eixo $Y_u$ e $Z_u$ , apontando para a direita.
----------	--	--	---

---

A validade concorrente deste instrumento como um método de recolha de dados para o ombro foi fornecida pelo sistema trackSTAR, cuja precisão e confiabilidade foi reportada como elevada em diversos estudos (Lunden, Braman, LaPrade, & Ludewig, 2010; Milne *et al.*, 1996; Paula, Ackerman, Carvalho, Eidson, & Cevidanes, 2012). A integração de um *software* com um módulo de *biofeedback* traduziu a sua capacidade de investigar a qualidade da execução e de transferência de aprendizagem do sujeito. O uso do protocolo ISB assegurou a qualidade e precisão das recolhas e facilitou o pós-processamento dos respectivos dados.

Tendo em conta estes pressupostos, considerou-se adequado o uso do BCM para avaliar os objetivos propostos à realização deste estudo.

### **3.10. Tratamento Estatístico de Dados**

O teste de Friedman ou ANOVA em ordens de Friedman é o teste não paramétrico apropriado para comparar duas ou mais populações de onde foram extraídas amostras emparelhadas, em que a variável dependente, no estudo, é pelo menos ordinal. Este teste permite estudar o efeito de apenas um fator pelo que pode também ser utilizado em alternativa à ANOVA com um fator de medições repetidas quando os seus pressupostos de aplicação não são válidos. As observações da variável

dependente podem condensar-se numa tabela semelhante à ANOVA de medições repetidas onde as observações são substituídas pelas ordens respetivas em cada sujeito.

Sendo o objetivo principal deste estudo averiguar se o tipo de *Biofeedback* 3D, influencia as variáveis dependentes em indivíduos assintomáticos, o teste de Friedman revela-se particularmente indicado. Pretende-se assim avaliar a existência de alterações significativas em cada uma das situações apresentadas. Pretende-se assim avaliar se as distribuições dos testes para cada uma das variáveis são iguais ou se pelo contrário, existe pelo menos uma significativamente diferente das restantes.

A significância da evolução da realização dos testes para as variáveis em estudo foi assim avaliada com recurso ao teste não paramétrico de Friedman. Para identificar os momentos em que se registaram variações significativas, procedeu-se à comparação múltipla das médias das ordens.

Para tal recorreu-se ao SPSS Statistics (V. 20, IBM SPSS, Chicago, IL). Os resultados foram considerados como apresentando relevância estatística desde que se verificasse  $\alpha < 0.05$ .

### **3.11. Questões éticas**

Na sequência da aprovação pela comissão ética da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal deste projeto, tomou então lugar a seleção da amostra participante de acordo com os critérios previamente estabelecidos, sendo que todos os participantes foram informados dos critérios de sigilo e confidencialidade face à utilização dos dados apenas para fins investigativos.

Em qualquer estudo de investigação no qual participem indivíduos são levantadas questões morais e éticas (Fortin, 2000), estando estas abordadas na declaração de Helsínquia (*Declaration of Helsinki*) (Aguiar, 2007). Os direitos fundamentais dos indivíduos podem ser lesados, por isso, na busca de aquisição do conhecimento deve ter-se em conta um limite referente ao respeito pelo indivíduo e à protecção do seu direito de viver livre e dignamente (Domholdt, 2002). Assim sendo, foi importante tomar todas as precauções necessárias para a protecção dos direitos e liberdades de cada sujeito que participou neste estudo. De acordo com Fortin (2000),

existem cinco direitos fundamentais determinados pelos códigos de ética aplicáveis aos seres humanos: o direito à autodeterminação, à intimidade, ao anonimato e à confidencialidade, à protecção contra o desconforto e o prejuízo e, por fim, o direito a um tratamento justo e leal.

Procurou assegurar-se que a intimidade de cada um fosse protegida, tendo tido o direito de decisão sobre a quantidade da informação de natureza pessoal revelada. O anonimato foi assegurado, tendo sido salvaguardada a identidade dos sujeitos. O direito à protecção contra o desconforto e o prejuízo refere-se às regras de protecção da pessoa, contra inconvenientes susceptíveis de a prejudicarem (Fortin, 2000).

## 4. RESULTADOS

### 4.2. Resultados do Estudo

A tabela 4 apresenta os resultados obtidos com o teste de Friedman:

**Tabela 4 – Associação dos parâmetros para os diferentes tipos de Biofeedback**

Teste de Friedman			
	DistMT (°)	DistPNET (°)	Tempo (s)
1dimIntRot	1,43	3,70	2,56
1dimUpRot	1,48	4,21	2,86
1dim2vars	1,87	3,14	4,00
1dim3vars	1,32	2,13	5,00
2dim	1,43	3,06	4,26
<i>p value</i>	<i>0.003*</i>	<i>0.001*</i>	<i>0.004*</i>

\* $p < 0.05$

**Legenda:**

DistMT – Distância ao melhor trajecto;

DistPNET – Distância à Posição Neutra Escapulo Torácica;

IntRotmean – Média de Rotação Interna;

UpRotmean – Média de Rotação Superior;

1dimIntRot - 1 dimensão de Rotação Interna;

1dimUpRot – 1 dimensão de Rotação Superior;

1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula);

1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula);

2dim - 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração);

° - média angular;

s – segundos.

Os resultados da associação entre os diferentes *Biofeedbacks* são apresentados na tabela 5.

**Tabela 5 - Associação entre os diferentes Biofeedbacks**

Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas (p-value)				
DistMT	1dimIntRot	1dimUpRot	1dim2vars	1dim3vars
1dimIntRot				
1dimUpRot	0.307			
1dim2vars	0.017*	0.027*		
1dim3vars	0.691	0.173	0.003*	
2dim	0.733	0.156	0.088	0.570

\* $p < 0.05$

**Legenda:**

DistMT – Distância ao melhor trajecto;

IntRotmean – Média de Rotação Interna;

UpRotmean – Média de Rotação Superior;

1dimIntRot - 1 dimensão de Rotação Interna;

1dimUpRot – 1 dimensão de Rotação Superior;

1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula);

1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula);

2dim - 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração).

Da análise da tabela anterior observaram-se diferenças estatisticamente significativas nos exercícios 1dimIntRot (1 dimensão de rotação interna) e 1dim2vars (1 dimensão e duas variáveis) e ( $p=0.017$ ), 1dimUpRot (1 dimensão de Rotação Externa) e 1dim2vars (1 dimensão e duas variáveis) ( $p=0.027$ ) e 1 dim2vars e 1dim3vars ( $p=0.003$ ).

### **Análise dos resultados correspondentes à variável DistPNET:**

Os resultados do teste de Wilcoxon para a variável DistPNET, são apresentados na tabela 6:

**Tabela 6 - Resultados correspondentes à variável DistPNET**

Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas (p-value)					
DistPNET	1dimIntRot	1dimUpRot	1dim2vars	1dim3vars	2dim
1dimIntRot					
1dimUpRot	0.532				
1dim2vars	0.069	<b>0.031*</b>			
1dim3vars	<b>0.009*</b>	<b>0.009*</b>	0.460		
2dim	<b>0.020*</b>	<b>0.005*</b>	0.609	0.394	

**\*p<0.05**

#### **Legenda:**

DistPNET – Distância à Posição Neutra Escapulo Torácica;

IntRotmean – Média de Rotação Interna;

UpRotmean – Média de Rotação Superior;

1dimIntRot - 1 dimensão de Rotação Interna;

1dimUpRot – 1 dimensão de Rotação Superior;

1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula);

1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula);

2dim - 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração).

Observaram-se diferenças estatisticamente significativas nos exercícios 1dimIntRot e 1dim3vars ( $p=0.009$ ), 1dimIntRot e 2dim ( $p=0.020$ ), 1dimUpRot e 1dim2vars ( $p=0.031<0.05$ ), 1dimUpRot e 1dim3vars ( $p=0.009$ ) e 1dimUpRot e 2dim ( $p=0.005$ ).

### Análise da variável *Tempo*:

Os resultados do teste de Wilcoxon para a variável *Tempo* são apresentados na tabela 7:

**Tabela 7 – Resultados correspondentes à variável *Tempo***

Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas ( <i>p-value</i> )					
Tempo	1dimIntRot	1dimUpRot	1dim2vars	1dim3vars	2dim
1dimIntRot					
1dimUpRot	0.112				
1dim2vars	<b>0.003*</b>	<b>0.020*</b>			
1dim3vars	<b>0.002*</b>	<b>0.003*</b>	0.053		
2dim	0.088	0.460	0.910	0.125	

\* $p < 0.05$

#### Legenda:

1dimIntRot - 1 dimensão de Rotação Interna;

1dimUpRot – 1 dimensão de Rotação Superior;

1dim2vars – 1 dimensão com duas variáveis (Movimento de Rotações Superior e Inferior e Rotações Interna e Externa da Escápula);

1dim3vars – 1 dimensão com três variáveis (Movimentos de Rotação Superior e Inferior, Rotações Interna e Externa, e o Tilt da Escápula);

2dim - 2dim – 2 Dimensões (Movimento de Protração).

Os resultados permitem-nos constatar que existem diferenças estatisticamente significativas nos exercícios 1dimIntRot e 1dim2vars ( $p=0.003$ ), 1dimIntRot e 1dim3vars ( $p=0.020$ ), 1dimUpRot e 1dim2vars ( $p=0.020$ ) e 1dimUpRot e 1dim3vars ( $p=0.003$ ).

Esta variável representa o tempo que os sujeitos demoraram desde que lhes foi dado o comando verbal até ao momento em que (i) assumiram estar na posição pretendida, (ii) assumiram estar na posição e foram corrigidos pelo fisioterapeuta e (iii) colocaram a cruz dentro do quadrado, dependendo do grupo a que pertenceram. Neste

estudo foi assumido que quanto menor fosse o tempo entre estes dois momentos, melhor terá sido o desempenho do individuo na realização da atividade, no que diz respeito à variável tempo.

## 5. DISCUSSÃO DE RESULTADOS

O objetivo deste estudo foi averiguar a influência das dimensões necessárias para uma correta execução de exercícios através do *Biofeedback* Tridimensional Cinemático numa amostra de pessoas assintomáticas. Os sujeitos receberam diferentes tipos de Biofeedback e pretendeu-se verificar a sua influência nas variáveis dependentes em estudo.

Em cada nível foi avaliado o “erro de execução” que é o tempo despendido em cada exercício e a distância Euclidiana à posição entendida como esperada (3D) para cada exercício e comparadas as 2 dimensões (unidimensional e bidimensional). Assim, este estudo teve como objetivos específicos verificar se a alteração da informação de retorno teria influência nas variáveis em estudo. O desempenho temporal foi medido através do tempo que os sujeitos demoram a atingir a posição pretendida, e o desempenho no percurso, através da diferença entre o percurso efetuado e aquele que seria o percurso mais curto.

A aprendizagem motora pode ser definida como uma mudança relativamente permanente na capacidade de realizar uma actividade motora (Schmidt, 2005). Resulta da experiência e da prática, não podendo ser medida directamente, mas através do comportamento motor (Schmidt, 1993). Em conjunto com o controlo motor, a aprendizagem de novas estratégias surge de um processo que envolve as componentes de percepção, cognição e acção, que se centram nas mudanças internas do indivíduo (Schmidt, 2005). O processo de aprendizagem diz respeito à procura de solução para uma tarefa que surge, de uma interacção do indivíduo com a tarefa e o ambiente (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

Na prática estes resultados indicam diferenças na influência da indicação de diferentes tipos de *Biofeedback*, no que respeita à distância ao melhor trajecto, à distancia à Posição Neutra Escapulo Torácica e no tempo despendido na execução dos movimentos. O feedback evolui em função da capacidade individual de lhe atribuir significado (Godinho, 2007).

Estes resultados vão ao encontro da evidência encontrada em diversos estudos sobre os efeitos positivos da variabilidade da prática na capacidade de transferência de aprendizagem sobretudo na fase de aquisição do processo (Danziger & Mussa-Ivaldi,

2012; Fairbrother, 2010; Franklin *et al.*, 2012; Latash *et al.*, 2002; Schmidt & Lee, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Todavia, os resultados de estudos mais recentes sugerem que, para que a aprendizagem motora seja efetiva, isto é, haja integração da tarefa em estudo, não deve ser dado *feedback* extrínseco em todas as repetições realizadas (Winstein, 1991; Godinho, 2007). Quando é dado *feedback* extrínseco frequentemente, o sujeito desvia a sua atenção da informação intrínseca e por isso a redução da frequência relativa da informação de retorno extrínseca favorece o desenvolvimento das capacidades de detecção de erros necessárias no momento da retenção e transferência da aprendizagem (Winstein, 1991; Godinho, 2007).

Para cálculo do percurso efetuado, considerou-se a distância das posições percorridas pelo indivíduo em relação ao percurso estabelecido como ideal. As distâncias foram calculadas para todos os pontos em relação ao ponto mais próximo no percurso ideal, usando como valor final do indivíduo a média de todos os valores do erro. Os percursos mais distantes, ou com maior erro, apresentam uma média superior. Um percurso bem-sucedido, hipoteticamente sem erro, obteria o valor 0. Para cálculo do trajeto que ficou por percorrer em relação à posição final, projetou-se a posição final do indivíduo no ponto mais próximo da reta do percurso ideal e calculou-se a distância deste à posição final.

Pela inexistência de estudos similares, não é possível efetuarmos comparações com outros resultados. No entanto, os dados apresentados reforçam a necessidade de, na prática clínica, e principalmente quando se tratam de programas de (re)aprendizagem motora, centrar a intervenção no processo de fornecer aos utentes informação sobre os aspetos morfológicos e funcionais, sendo que parece ser mais efetivo fornecer informação visual do que verbal.

Como foi referido, propusemo-nos medir a distância Euclidiana da posição ET ao melhor trajeto cinemático. Definiu-se um vetor (reta) da posição inicial ET (postura), até à posição alvo e, para cada instante do tempo, foi medida a distância Euclidiana da orientação 3D da omoplata recolhida do sujeito (projetada), até essa mesma reta. Através do cálculo da média da raiz quadrada das diferenças do valor médio das três rotações escapulares e de cada rotação escapular individualmente, entre o percurso ideal e o percurso descrito pelo sujeito, obtivemos uma noção do afastamento médio ao melhor trajeto, entre o início e o fim de cada atividade.

No que respeita aos modelos de planeamento e execução da ação, as ideias mais recentes e aceites preveem que existe um planeamento do programa motor antes da realização do movimento e uma componente de correção motora que decorre durante a realização da tarefa motora propriamente dita (Desmurget & Grafton, 2000; Glover, 2004). Na fase de **planeamento**, isto é, antes do início do movimento, um programa motor é selecionado com base no ambiente e no objetivo da tarefa e é enviado para o lobo parietal e cerebelo uma espécie de impressão digital – cópia eferente – desse mesmo programa motor (*feedforward*) (Desmurget & Grafton, 2000; Glover, 2004).

Durante a realização do movimento, este fica sobre a ação de um sistema de **controlo** (*feedback*), que usando a comparação entre essa cópia eferente e o movimento que está efetivamente a ser realizado, fica responsável pela correção de erros que poderiam levar à falha na concretização da tarefa (Desmurget & Grafton, 2000; Glover, 2004). A primeira fase, a do planeamento, para cumprir os seus objetivos deve ter em conta um conjunto de informação visual e cognitiva, nomeadamente as características espaciais do espaço e sujeito (tamanho, forma, orientação, e as relações espaciais alvo-sujeito), as características não espaciais do alvo (como funciona, peso, fragilidade, coeficiente de fricção das superfícies), o objetivo da tarefa e o contexto visual circundante. Estas informações poderão ter na sua base informação integrada de experiências passadas logo, será menos eficaz a selecionar tarefas se esta for completamente desconhecida (Glover, 2004).

Destaca-se que a fase em que existe maior probabilidade de ocorrerem erros capazes de resultar numa atividade falhada, acontecem na fase de controlo, isto é, na fase de monitorização e *feedback*. Desta forma, a existência de uma maximização da capacidade de comparação e correção do movimento por parte do *biofeedback* pode contribuir para o sucesso da atividade motora. Fornecer *biofeedback* ao indivíduo, em tempo real, enquanto executa a tarefa é uma forma de assegurar/contribuir para o sucesso dessa mesma tarefa.

Deve salientar-se que a variabilidade dos resultados intra-indivíduos é causada por 3 fontes de variabilidade, consideradas independentes e que podem ser identificadas por: (i) erro de palpação, que se deve à falta de precisão em determinar a posição espacial exata de uma referência óssea através da palpação e digitalização; (ii) ruído motor, que diz respeito à variabilidade cinemática das estruturas ósseas do ombro, mesmo na mesma posição do braço e que resulta da distribuição de forças musculares

diferentes; (iii) diferenças inter-sujeitos, isto é, as diferenças entre a cinemática do ombro devido a diferentes morfologias, força muscular e estratégias motoras da população em estudo (De Groot, 1997.).

Pode ainda concluir-se que dos resultados, o erro de palpação será, dos restantes contribuintes, aquele que poderá ser mais facilmente controlado pelos investigadores. O uso de sensores na pele para o estudo do movimento escapular e umeral durante a elevação do membro superior já foi investigado e revelou em média um erro inferior a 5° quando comparado com sensores diretamente fixos às estruturas ósseas da omoplata e úmero (Ludewig, Cook & Shields, 2002).

Da análise da tabela 4 relativamente ao teste de Friedman, pode concluir-se que as variáveis DistMT, DistPNET e Tempo apresentam diferenças estatisticamente significativas nos vários momentos da execução dos movimentos.

Na prática estes resultados indicam diferenças no biofeedback dado aos sujeitos e as variáveis dependentes analisadas (distância ao melhor trajecto e também à variável tempo), sendo que quanto menor a média apresentada em cada uma das variáveis em estudo, melhor o desempenho do sujeito na realização dos movimentos propostos.

Desta forma, em relação à variável DistMT, pode observar-se que entre as variáveis 1 Dim2Vars - 1 DimIntRot ( $p=0.017$ ) e 1Dim2Vars - 1 DimUpRot ( $p=0.027$ ); e 1 Dim3Vars - 1Dim2Vars ( $p=0.003$ ) há diferenças estatisticamente significativas. Pode-se então concluir que no cálculo da melhor distância ao ponto pretendido, há uma influência da quantidade de informação de retorno que é dada para a melhoria da qualidade do movimento. É um resultado que pode ser interpretado como espectável, uma vez que quanto mais informação tem o indivíduo, aparentemente há uma melhoria na qualidade de execução.

Relativamente à variável DistPNET, pode observar-se que entre as variáveis 1 Dim2Vars - 1DimUpRot ( $p=0.031$ ); e 1Dim3 Vars - 1DimIntRot ( $p=0.009$ ) e 1 Dim3Vars - 1Dim UpRot ( $p=0.009$ ); e 2 Dim - 1DimUpRot ( $p=0.005$ ) e 2Dim - 1DimIntRot ( $p=0.020$ ) há diferenças estatisticamente significativas. Mais uma vez, denota-se uma influência na quantidade de informação de retorno na qualidade do movimento. A capacidade do indivíduo assumir uma posição neutra da sua articulação escapulo-torácica é influenciada grandemente pela quantidade de informação de retorno.

Relativamente à variável Tempo, verifica-se que existem diferenças estatisticamente significativas nos exercícios 1dim2vars - 1dimIntRot ( $p=0.003$ ), 1dim3vars - 1dimIntRot ( $p=0.020$ ), 1dim2vars - 1dimUpRot ( $p=0.020$ ) e 1dim3vars - 1dimUpRot ( $p=0.003$ ).

É pois curioso constatar novamente, que a quantidade de informação de retorno transmitida aos utentes influencia o tempo que este demora a concluir a tarefa, isto é, quanto mais informação de retorno é dada, mais demorado é o exercício.

Pelos resultados obtidos e análise demonstrada considera-se que o presente estudo apresenta resultados inovadores e promissores cuja continuidade não deve ser posta de lado.

São necessários mais estudos no sentido de avaliar a efetividade do *Biofeedback cinemático 3D* em tempo real no que respeita ao sucesso na concretização de uma tarefa, tendo em conta indivíduos com sintomas e verificar se existe aprendizagem do feedback dado na execução dos exercícios.

Contudo, os resultados apresentados revelam que esta poderá ser uma ferramenta a incluir nos protocolos de reabilitação do ombro. A integração de um protocolo de reabilitação pré-definido no software de apoio aos dispositivos eletromagnéticos para recolha de dados cinemáticos 3D é uma forma de usar esta ferramenta e potenciar o processo de recuperação (Ribeiro, 2012), sendo que será importante realizar estudos com indivíduos que apresentem sintomas associados ao ombro.

Relativamente às limitações constatadas no estudo, destaca-se que os objetivos de uma investigação quantitativa passam basicamente por tentar encontrar relações entre variáveis ou por proceder a descrições com o recurso ao tratamento estatístico dos dados recolhidos, a fim de testar determinadas teorias. Ora, este paradigma, embora mais conclusivo, também apresenta algumas limitações aliadas à própria natureza dos fenómenos estudados que importa não esquecer, a saber: a complexidade inerente aos seres humanos que nem sempre pode ser medida, assim como o carácter de subjetividade intrínseco ao investigador; o estímulo para a participação num estudo que pode desencadear diferentes respostas consoante cada sujeito; a emergência de um considerável número de variáveis de difícil ou mesmo impossível controlo; a medição traduz-se amiúde indireta, por exemplo, no tocante a comportamentos ou atitudes e, ainda, o problema da validade e da fiabilidade dos instrumentos de medição que são

aplicados neste tipo de investigação (Quivy, 1992; Vidich & Lyman, 1994; Malhotra, 2001).

Tendo em conta que este estudo foi realizado com indivíduos sem disfunção no ombro, destaca-se que o facto de os dispositivos para análise cinemática 3D atualmente existentes serem de grandes dimensões e elevado custo, pode ser um fator contribuinte para a inexistência de estudos que avaliem a sua efetividade enquanto informação de retorno extrínseca em utentes com disfunção do ombro, deixando a electromiografia de superfície como primeira escolha nos protocolos de reabilitação do ombro (Cools, Dewite, *et al.*, 2007; Weon *et al.*, 2011; Worsley, *et al.*, 2012), sendo que em estudos realizados à posteriori, era importante analisar estas questões, uma vez que apesar desta investigação ter sido realizada em indivíduos sem sintomas, os dados analisados e destacados, podem ser à posteriormente tidos em conta, para possível comparação, em estudos em sujeitos com sintomas, podendo ser uma mais valia a nível interventivo na fisioterapia.

## CONCLUSÃO

De facto, o uso do *Biofeedback* Tridimensional Cinemático mostrou ser facilitador na tarefa de reconhecimento da posição neutra da omoplata, relativamente ao tempo demorado a reconhecê-la e à qualidade de execução dessa tarefa no que respeita à proximidade do percurso efetuado ao percurso ideal e à proximidade da posição final alcançada à posição pretendida (Ribeiro, 2012).

Entendeu-se, então, que os resultados deste estudo demonstram diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis relativamente ao tipo de Biofeedback fornecido ao sujeito e a distância ao melhor trajecto, e ao tempo decorrido na realização dos movimentos solicitados. Na prática estes resultados indicam diferenças na qualidade da execução de exercícios escapulo-torácicos relativamente à quantidade de informação de retorno fornecida aos sujeitos integrantes da amostra.

Este estudo demonstrou que o uso do *Biofeedback* Tridimensional Cinemático, é de extrema importância no desempenho dos sujeitos na realização das actividades.

Relativamente à Qualidade da execução que resulta da combinação de duas variáveis: o percurso efetuado pela omoplata do sujeito desde que é dado o comando verbal até que é atingida a posição final da omoplata e a diferença entre a posição atingida projetada no percurso ideal e a posição pretendida.

Os resultados permitem-nos constatar que existem diferenças estatisticamente significativas nos exercícios 1dimIntRot e 1dim2vars ( $p=0.003$ ), 1dimIntRot e 1dim3vars ( $p=0.020$ ), 1dimUpRot e 1dim2vars ( $p=0.020$ ) e 1dimUpRot e 1dim3vars ( $p=0.003$ ). Esta variável representa o tempo que os sujeitos demoraram desde que lhes foi dado o comando verbal até ao momento em que assumiram estar na posição pretendida.

Apesar desta investigação ter sido aplicada a sujeitos assintomáticos, é importante ter em conta a prevalência de casos de disfunção do ombro, tornando-se pertinente dar continuidade ao estudo aqui apresentado consolidando os seus resultados e levando ao aparecimento de novo conhecimento.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Amadio, A.C.; Barbanti, V. J. (2000) A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Ed. Estação Liberdade.

Amadio, A.C.; Baumann, W. (2000) Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. Revista Brasileira de Biomecânica, 1(1). 7-14.

Başkurt, Z.; Başkurt, F.; Gelecek, N.; Özkan, M. H. (2011) The effectiveness of scapular stabilization exercise in the patients with subacromial impingement syndrome. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 24(3), 173–179.

Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A. (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J Biomech., 24. 969- 990.

Bergmann, G.; Graichein, F.; Bender, A.; Kaab, M.; Rohlmann, A.; Westerhoff, P. (2007) In vivo glenohumeral contact forces – Measurements in the first patient 7 months postoperatively. J Biomed., 40(10). 2139-2149.

Bogdan, R.; Biklen, S. (1994) Investigação qualitativa em educação. Uma introdução à teoria e aos métodos. Porto: Porto Editora.

Borsa, P.; Timmons, M.; Sauers, E. (2003) Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. Journal of Athletic Training, 38(1). 12-17.

Cano-de-la-Cuerda, R.; Molero-Sanchez, A.; Carratala-Tejada, M.; Alguacil-Diego, I. M.; Molina-Rueda, F.; Miangolarra-Page, J. C., *et al.* (2012). Theories and control models and motor learning: clinical applications in neuro-rehabilitation. Neurologia, 17.

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.

Cartucho, A.; Baptista, N.; Sarmiento, M. (2007) Conceitos actuais sobre a instabilidade do ombro. Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto, 1. 28-37.

Chester, R.; Smith, T. O.; Hooper, L.; Dixon, J. (2010) The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. BMC Musculoskeletal Disorders, 11, 45.

Cools, A.; Witvrouw, E.; Declercq, G.; Danneels, L.; Cambier, D. (2003). Scapular Muscle Recruitment Patterns: Trapezius Muscle Latency with and without Impingement Symptoms. The American Journal of Sports Medicine, 31(4), 542-549.

Comeford, J.; Mottram, S. (2001) Functional stability retraining: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. Manual Therapy, 6(1). 3-14.

Cook, T.; Ludwig, P. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy, 24(2). 57-65.

Cowan, S. M.; Bennell, K. L.; Hodges, P. W.; Crossley, K. M.; McConnell, J. (2003) Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 21(3), 553–558.

Cunha-Miranda, L.; Carnide, F.; Lopes, M. (2010) Prevalence of rheumatic occupational diseases – Proud study. Acta Reumatológica Portuguesa, 35.

D' Lima, D.D.; Townsend, C.P.; Arms, S.W.; Morris, B.A.; Colwell, C.W. Jr. (2005) An implantable telemetry device to measure intraarticular tibial forces. J Biomech, 38(2). 299-304.

De Baets, L.; Jaspers, E.; Desloovere, K.; Van Deun, S. (2013) A systematic review of 3D scapular kinematics and muscle activity during elevation in stroke subjects and controls. Journal of Electromyography and Kinesiology, 23. 3-13.

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

De Paula, L. K.; Ackerman, J. L.; Carvalho, F. de A. R.; Eidson, L.; Cevidanes, L. H. S. (2012) Digital live-tracking 3-dimensional minisensors for recording head orientation during image acquisition. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics, 141(1), 116–123.

Deshaies, B. (1997). Metodologia da investigação em ciências humanas. Lisboa: Instituto Piaget.

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 Rehabil Medicine, 37. 202-211.

Donatelli, R. (2004) Physical therapy of the shoulder. Churchill Livingstone.

Dutton, M. (2006) Fisioterapia ortopédica: Exame, avaliação e intervenção. Porto Alegre: Artmed.

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

Fayad, F.; Hoffmann, G.; Hanneton, S.; Yazbeck, C.; Lefevre-colau, M.; Roby-Brami, A. (2006) 3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity. Clinical Biomechanics, 21. 932-941.

Fitts, P. M.; Posner, M. I. (1967) Human performance. Brooks/Cole Pub. Co.

Fleming, B. C.; Beynnon, B. D. (2004) In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: A review. Ann Biomed Eng, 32(3). 318-28.

Fortin, M.; Côté, J.; Filion, F. (2009) Fundamentos e etapas do processo de investigação. Loures: Lusodidacta.

Frankle, M; Siegal, S; Pupello, D; Saleem, A; Mighell, M; Vasey, M. (2005) The reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. The Journal of Bone & Joint Surgery, 87(8), 1697-1705.

Fuller, K.; Wong, B.; Fox, S.; Choi, Y.; Chambers, T. J. (1998). TRANCE is necessary and sufficient for osteoblast-mediated activation of bone resorption in osteoclasts. J. Exp. Med. 188, 997-1001

Gil, A. (1994) Métodos e técnicas de pesquisa social. 4. ed. Atlas. São Paulo.

Gosling, A.A.; Laucas, B.P. (2009) Abordagem fisioterapêutica da tendinite calcificante do músculo supra espinhal: Uma revisão de literatura. Minas Gerais: Universidade Federal de Minas Gerais. Disponível em: <http://www.eeffto.ufmg.br/biblioteca/1733.pdf>

Gschwend, N.; Scherer, M.; Lohr, J. (1981) Die Tendinitis calcarea des Schultergelenks. Orthopade, 10. 196-205.

Guerreiro, M.; Matias, R. (2007) Análise tridimensional da posição da omoplata em indivíduos assintomáticos. Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto, 1(1).

Guerreiro, M.; Matias, R. (2007). Análise tridimensional da posição inicial da omoplata em indivíduos assintomáticos. Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto, 1. 17-24.

Hall, S. J. (2000). Biomecânica Básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Hall, C.M., *et al.* (2007). Exercícios terapêuticos: Na busca da função (2.<sup>a</sup> Ed.). São Paulo: Guanabara Koogan.

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.

Hess, S.A. (2000) Functional stability of the glenohumeral joint. Manual Therapy, Brisbane, 5(2), 63-71.

Herzog, W.; Archambault, J.M.; Leonard, T.R.; Nguyen, H.K. (1996) Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings. J Biomech, 29(1). 103-9.

Huang, H.-Y.; Lin, J.-J.; Guo, Y. L.; Wang, W. T.-J.; Chen, Y.-J. (2013) EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 23(1), 267–274.

Infopédia (2014). Dicionários e Enciclopédia em Língua Portuguesa. Disponível em [www.infopedia.pt](http://www.infopedia.pt)

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.

Kaufman, K.R.; Kovacevic, N.; Irby, S.E.; Colwell, C.W. (1996) Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. J Biomech, 29(5). 667-71.

Kibler, W. (1998). Shoulder rehabilitation: principles and practice. Med Sci Sports Exerc, 30. S40-S50.

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

Kibler, W. B.; Ludewig, P. M.; McClure, P.; Uhl, T. L.; Sciascia, A. (2009) Scapular Summit 2009: introduction. July 16, 2009, Lexington, Kentucky. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 39(11), A1–A13.

Kibler, W. B.; Ludewig, P. M.; McClure, P. W.; Michener, L. A.; Bak, K.; Sciascia, A. D.; ...; Cote, M. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the “scapular summit.” British Journal of Sports Medicine, 47(14), 877–885.

Kisner, C.; Colby, L. A. (2007) Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas. 3ª ed. São Paulo: Manole.

Koh, T. (1998) Three-Dimensional in Vivo Kinematics of the Shoulder during humeral elevation. Journal of Applied Biomechanics, 14, 312-326.

Komi, P.V.; Belli, A.; Huttunen, V.; Bonnefoy, R.; Geysant, A.; Lacour, J. R. (1996). Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 72(3). 278-80.

Kontaxis, A.; Johnson, G. R. (2009) The biomechanics of reserve anatomy shoulder replacement – A modelling study. Clin Biomech, 24(3). 254-260.

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

Lauder W.; Watson, R; Topping, K; Holland, K.; Johnson, M.; Porter, M.; Roxburgh M.; Behr B. (2008) An evaluation of fitness for practice curricula: self-efficacy, support and self-reported competence in preregistration student nurses and midwives. Journal of Clinical Nursing 17, 1858–1867.

Lippert, L. S. (2003) Cinesiologia clínica para fisioterapeutas (3.ª ed.). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Loss, J.F.; Cervieri, A.; Soares, D.P.; Scarrone, F.; Zaro, M.A.; Bogert, A. (2002) Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, 23(3). 93-104.

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

Ludewig, P. M.; Phadke, V.; Braman, J. P.; Hassett, D. R.; Cieminski, C. J.; LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume, 91(2), 378-389.

Ludewig, P. M.; Lawrence, R. L.; Braman, J. P. (2013). What's in a Name? Using movement system diagnoses versus pathoanatomic diagnoses. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 43(5), 280–283.

Magernans, D.J.; Chadwick, E.K.; Veeger, H.E.; Rozing, P.M.; Van der Helm, F.C. (2004) Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: A simulation study. Clin Biomech, 19(2). 116-122.

Magill, R.; Anderson, D. (2013). Motor Learning and Control: Concepts and Applications: Tenth Edition. McGraw-Hill Higher Education.

Malhotra, N. (2001) Pesquisa de marketing: uma orientação aplicada (3ª ed.). Porto Alegre: Bookman.

Markovska-Simoska, S.; Pop-Jordanova, N.; Georgiev, D. (2008). Simultaneous EEG and EMG biofeedback for peak performance in musicians. Prilozi / Makedonska Akademija Na Naukite I Umetnostite, Oddelenie Za Biološki I Medicinski Nauki = Contributions / Macedonian Academy of Sciences and Arts, Section of Biological and Medical Sciences, 29(1), 239–252.

Matias, R.; Batata, D.; Morais, D.; Miguel, J.; Estiveira, R. (2006) Estudo do comportamento motor dos músculos deltóide, trapézio, e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. EssFisionline, 2(4). 3-23.

Matias, R.; Pascoal, A. G. (2006) The unstable shoulder in arm elevation: a three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 21 Suppl 1, S52–58.

Matias, R. (2009) Disfunções do quadrante superior: Estabilidade dinâmica e disfunções do movimento. Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal.

McClure, P. W.; Michener, L. A.; Sennett, B. J.; Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. J Shoulder Elbow Surg, 10(3), 269-277.

McClure, P. W.; Michener, L. A.; Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. Physical Therapy, 86(8), 1075–1090.

Mercer, J.; DeHaven, W.; Smyth, J.; Wedel, B. B.; Bird, G.; Putney, J. (2006) Large store-operated calcium-selected currents due to co-expression of orai1 or orai2 with the intracellular calcium sensor, stim1. J. Biol. Chem. 281, 24979-24990.

Mey, K. D.; Danneels, L., Cagnie, B., Cools, A. (2011). Are kinetic chain rowing exercises relevant in shoulder and trunk injury prevention training? British Journal of Sports Medicine, 45(4), 320–320.

Milne, A. D.; Chess, D. G.; Johnson, J. A.; King, G. J. (1996) Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal range and metal interference. Journal of Biomechanics, 29(6), 791–793.

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

Mottram, S. (1997). Dynamic stability of the scapula. Manual therapy, 3(2).

Murray, I.M.; Johnson, G.R. (2004). A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing everyday tasks. Clinical Biomechanics, 19(6). 586-594.

Norkin, C.C.; Levangie, P.K. (2001). Articulações estrutura e função: Uma abordagem prática e abrangente (2.ª ed.). São Paulo: Ed. Revinter.

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.

Pop-Jordanova, N.; Chakalaroska, I. (2008) Comparison of Biofeedback Modalities for Better Achievement in High School Students. Disponível em <http://core.kmi.open.ac.uk/display/600732>

Prentice, E. W.; Voight, L. M. (2003) Técnicas em reabilitação musculoesqueléticas. Artmed Editora.

Quivy, R. (1992). Manual de investigação em ciências sociais. Lisboa: Gradiva.

Ribeiro, P. (2012). O Biofeedback Cinemático na realização de exercícios escapulo-torácicos. Tese de Mestrado em Fisioterapia. IPS – Escola Superior de Saúde.

Rohlmann, A.; Bergmann, G.; Graichen, F.; Weber, U. (1997) Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo. Med Eng Phys, 9(6). 539-46.

Rolf, C.; Westblad, P.; Ekenman, I.; Lunderg, A.; Murphy, N.; Halvorse, K. (1997). An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. Scand J Med Sci Sports., 7(3). 144-151.

Ronsse, R.; Puttemans, V.; Coxon, J.; Goble, D.; Wagemans, J.; Swinnen, S. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. Cerebral Cortex, 21. 1283-1294.

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.

Roy, J.; Moffet, H.; McFadyen, B.; Lirette, R. (2009) Impact of movement training on upper limb motor strategies in persons with shoulder impingement syndrome. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 1(8). 1-11.

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.

Santos, C. (2011). Protocolo de fisioterapia, com auxílio de biofeedback electromiográfico, em utentes com disfunções no ombro: efeitos na dor, na funcionalidade e estabilidade dinâmica (Tese de Mestrado). Setúbal: ESS/UNL-FCM/ENSP.

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.

Schmidt, R. A. (1991). Motor learning & performance: from principles to practice. Champaign, Ill.: Human Kinetics Books.

Schmidt, R. A. (2003). Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. Research Quarterly for Exercise and Sport, 74(4), 366–375.

Sherwood, D. E.; Lee, T. D. (2003). Schema theory: critical review and implications for the role of cognition in a new theory of motor learning. Research Quarterly for Exercise and Sport, 74(4), 376–382.

Seeley. R. R.; Stephens, T. D.; Tate, P. (2011) Anatomia e Fisiologia. Lusodidacta.

Schmidt, R. A.; Lee, T. D. (2005). Motor Control and Learning - 4th: A Behavioral Emphasis. Human Kinetics.

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.

Soares, D.P.; Loss, J.F.; Costa, E.K.; Vellado, D.M.; Candotti, C.T.; Guimarães, A.C. (2004) Dinâmica inversa no ciclismo: Adaptações metodológicas. Revista Brasileira de Biomecânica.

Struyf, F.; Nijs, J.; Mottram, S.; Roussel, N. A.; Cools, A. M. J.; Meeusen, R. (2012). Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. British Journal of Sports Medicine.

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.

The Quantum Alliance (2011) História do Biofeedback. Disponível em [http://www.thequantumalliance.eu/pt-pt/biofeedback\\_history](http://www.thequantumalliance.eu/pt-pt/biofeedback_history)

Tate, J.; Milner, C. (2010) Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. Physical Therapy, 90(8). 1123-1134.

Terry, G. C.; Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. Athl Train, 35(3). 248-255.

Tibi, R.; Eviatar, Z.; Karni, A. (2013) Fact Retrieval and Memory Consolidation for a Movement Sequence: Bidirectional Effects of “Unrelated” Cognitive Tasks on Procedural Memory. PLoS ONE, 8(11).

Torre, M.; Melo, M.; Pasini, M.; Araújo, L.; Candotti, C.; Loss, J. (2008). Cálculo das forças internas da coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, 29, 27-43.

Van Der Helm, F. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. J. Biomech., 27(5). 551-570.

Vecchia, E.D.; Duarte, M.; Amadio, A.C. (1997) Proposta de um modelo metodológico para determinação de forças internas do aparelho locomotor humano. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Campinas, Brasil. 189-194.

Vecchia, E.D.; Duarte, M.; Serrão, J.C.; Rodriguez, M.D.; Amadio, A.C. (1999) Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis, Brasil. 269-274.

Vidich, A.J.; Lyman, S.M. (1994). "Qualitative methods: Their history in sociology and anthropology. In N.K. Denzin & Y.S. Lincoln, Handbook of qualitative research. London: Sage Publications.

Voight, M.; Thomson, B. (2000). The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. Journal of Athletic Training, 35(3). 364-372.

Wilk, K.; Arriga, C.; Andrews, J. (1996), Closed and open kinetic chain exercises for the upper extremity. J Sport Rehabilitation, 5. 88-102.

Wilmore, J. H.; Costill, D. L.; Kenney, W. L. (2008). Physiology of Sport and Exercise. Human Kinetics.

Worsley, P.; Warner, M.; Mottram, S.; Gadola, S.; Veeger, H. E.; Hermens, H., ...  
Stokes, M. (2013) Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons, 22(4), 11–19.

Wu, G.; Helm, F.; Veeger, H.; Makhsous, M.; Roy, P.; Buchholz, B. (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.

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Resumo dos exercícios recolhidos. (ZN – zona neutra articular).....	
Tabela 2 - Associação dos parâmetros para os diferentes tipos de Biofeedback.....	45
Tabela 3 - Associação entre os diferentes Biofeedbacks .....	46
Tabela 4 - Resultados correspondentes à variável DistPNET .....	47
Tabela 5 – Resultados correspondentes à variável tempo .....	48
Tabela 6- Distribuição da amostra por idades .....	70
Tabela 7 - Caracterização da amostra segundo o género .....	70
Tabela 8 - Distribuição das alturas da amostra .....	70
Tabela 9 - Distribuição do peso nos sujeitos da amostra .....	70
Tabela 10 - Distribuição do lado dominante pelos indivíduos da amostra .....	71

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem do Biofeedback Cinemático 3D.....	44
---	----

## APÊNDICE 1 – Carta Explicativa do Estudo aos Participantes

### CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO AOS PARTICIPANTES

Os nossos nomes são, docente e investigador do Departamento de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde de Setúbal e, 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 **Qual o número de dimensões necessárias para uma correcta execução de exercícios com biofeedback cinemático 3D**. Este estudo tem como principal objetivo 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.

Os melhores cumprimentos,

---

## APÊNDICE 2 – Modelo do Formulário de Consentimento Informado

### DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

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

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

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

O Participante

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_

Investigador responsável pelo estudo:

\_\_\_\_\_

## **APÊNDICE 3 – Termo de Responsabilidade**

### **TERMO DE RESPONSABILIDADE**

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

---

## APÊNDICE 4 – Dados de Caracterização da Amostra

**Tabela 2- Distribuição da amostra por idades**

Idade em anos	Nº de Indivíduos
18	2
19	4
20	2
21	2
23	2
24	1
25	1
33	1
<b>TOTAL</b>	<b>15</b>

**Tabela 3 - Caracterização da amostra segundo o género**

Sexo	Nº de Indivíduos
Feminino	10
Masculino	5
Total	15

**Tabela 4 - Distribuição das alturas da amostra**

Alturas (m)	Nº de Indivíduos
[1,50 – 1,60[	3
[1,60 – 1,70[	8
[1,70 – 1,80[	3
[1,80 – 1,90[	1
TOTAL	15

**Tabela 5 - Distribuição do peso nos sujeitos da amostra**

Peso (Kg)	Nº de Indivíduos
[40 – 50[	1
[50 – 60[	7
[60 – 70[	4
[70 – 80[	3
TOTAL	15

**Tabela 6 - Distribuição do lado dominante pelos indivíduos da amostra**

Lado Dominante	Nº de Indivíduos
Direito	14
Esquerdo	1
TOTAL	15