



Patrícia dos Santos
Pires Ribeiro

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

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia em
Condições Músculo-Esqueléticas

Relatório de Projeto de Investigação

Relatório do Projeto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas realizada sob a orientação científica do Professor Ricardo Matias

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, 28 de Dezembro de 2013

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

O orientador,

Setúbal, 28 de Dezembro de 2013

Para a minha mãe.

Porque as minhas vitórias, foram sempre as dela.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Ricardo Matias pela sua orientação e disponibilidade em todos os momentos necessários.

À Professora Madalena Gomes da Silva e à Professora Filomena Carnide, que de forma desinteressada se mostraram disponíveis e me ajudaram num momento crucial.

Ao Instituto Politécnico de Setúbal, por me ter facultado todas as condições de trabalho necessárias.

A todos os familiares e amigos que de alguma forma estiveram presentes e contribuíram positivamente para este trabalho.

À Dina, à Sandra e à Marta pela amizade e presença ao longo deste percurso.

Ao Rodrigo, pela sua paciência e dedicação. Por nunca ter desistido, quando até eu parecia desistir.

Ao meu pai, à minha mãe e à minha irmã, pelo seu apoio e força determinantes neste percurso.

RESUMO

O *Biofeedback* cinemático na realização de exercícios escápulo-torácicos

Patrícia Ribeiro; Ricardo Matias

Desenho do estudo: Estudo quantitativo, experimental, prospetivo de fator único.

Objetivos: Determinar a efetividade do *biofeedback* cinemático tridimensional (3D) em tempo real, como informação de retorno extrínseca, no reconhecimento da zona neutra da omoplata, em indivíduos saudáveis; medir o desempenho temporal, 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, sem Informação de Retorno Extrínseca (IRE), com Informação de Retorno Extrínseca clínica verbal e palpatória (IRE-VP) e com informação de retorno extrínseca visual cinemática (IRE-VC).

Enquadramento: Reconhecer aquela que deve ser a posição adequada da omoplata e tomar consciência da importância dessa posição para a estabilidade e correto funcionamento da articulação gleno-umeral é uma tarefa difícil, pois a grande maioria do indivíduos não têm os conhecimentos necessários. É reconhecido o contributo que a IRE tem na reaprendizagem motora, em especial na primeira fase da aprendizagem motora – a consciencialização. Vários estudos se têm debruçado em avaliar a influencia da IRE na reabilitação de indivíduos com disfunção do ombro, tendo-se limitado ao formato electromiográfico. No sentido de encontrar novas estratégias para facilitar o processo de reaprendizagem motora nestes indivíduos, foi escolhido *biofeedback* cinemático tridimensional.

Métodos: Participaram no estudo 60 sujeitos, sem queixas de dor no ombro, com idades compreendidas entre os 18 e os 54 anos, com um valor médio de 21,66 anos (± 5.89), divididos aleatoriamente em três grupos com uma tarefa comum: o reconhecimento da zona neutra da omoplata. Um grupo não recebeu qualquer tipo de IRE - Grupo Controlo (GC), outro grupo recebeu IRE-VP e outro recebeu IRE-VC. Para efeitos de análise da performance foram consideradas duas variáveis: tempo e qualidade da execução. A abordagem estatística destas variáveis consistiu numa análise de variância simples e num teste de comparações múltiplas.

Resultados: Observámos que o grupo controlo e o grupo IRE-VC efetuaram a tarefa pedida em menos tempo que o grupo IRE-VP ($p < 0.01$) e que o grupo IRE-VC obteve melhores resultados no que respeita à qualidade da execução da tarefa do que o GC e o grupo IRE-VP ($p < 0.01$).

Conclusão: Pelos resultados obtidos, na tarefa de reconhecimento da zona neutra da omoplata, podemos concluir que o *biofeedback* cinemático é mais efetivo na facilitação da obtenção de melhor qualidade de execução da tarefa do que o *feedback* clínico ou a inexistência de *feedback* e igualmente efetivo à inexistência de IRE no que respeita ao tempo demorado a reconhecer essa posição.

Palavras-chave: *biofeedback* cinemático; exercícios escápulo-torácicos; aprendizagem motora

ABSTRACT

Cinematic feedback in scapulothoracic exercises

Patrícia Ribeiro, Ricardo Matias

Study Design: Single factor experimental design.

Objectives: To determine the effectiveness of real time cinematic biofeedback as extrinsic information in the recognition of the neutral zone of the scapula in healthy subjects; to measure the temporal performance and quality of the execution without extrinsic feedback, with clinical feedback and with cinematic feedback.

Background: To recognize the proper scapula position and to be aware of the importance of this position to the stability and correct function of the gleno-umeral joint is a difficult task, because most people don't have the necessary knowledge. It is known that extrinsic feedback is effective in motor learning, specially in the early stages. There are several studies that evaluated the influence of extrinsic feedback in rehabilitation of shoulder dysfunctions, but only in the electromyography format.

Material and Methods: Sixty healthy subjects were randomly divided into 3 groups that received no feedback (group 1 – control group), verbal and palpatory feedback (group 2) and real time cinematic feedback (group 3). The performance variables considered – time and quality of execution - were statistically analyzed with ANOVA one-way and multiple comparisons test.

Results: Control group and group 3 executed the task in less time than group 2 ($p < 0.01$) and group 3 executed the task with better quality than control group and group 2 ($p < 0.01$).

Conclusions: From the results of this study we conclude that in the studied task, the cinematic feedback is more effective to facilitate a better quality of execution than no feedback or clinical feedback and, regarding to time taken to attain the requested position, equally effective to no feedback.

Key Words: cinematic feedback; scapulothoracic exercises; motor learning.

LISTA DE ABREVIATURAS

3D: tridimensional

AA: ângulo acromial

AC: articulação acrómio-clavicular

AI: ângulo inferior da omoplata

AX: apêndice xifoide

C7: apófise espinhosa da sétima vértebra cervical

CAO: complexo articular do ombro

CD: conhecimento do desempenho

CR: conhecimento do resultado

EC: articulação esternoclavicular

EMG: eletromiografia de superfície

ESS-IPS: Escola Superior de Saúde – Instituto Politécnico de Setúbal

ET: articulação escápulo-torácica

FE: fúrcula esternal

GU: articulação gleno-umeral

H1: hipótese 1

H2: hipótese 2

H3: hipótese 3

H4: hipótese 4

H5: hipótese 5

H6: hipótese 6

H7: hipótese 7

H8: hipótese 8

IRE: informação de retorno extrínseca

IRE-VC: informação de retorno extrínseca visual cinemática

IRE-VP: informação de retorno extrínseca verbal palpatória

ISB: *International Society of Biomechanics*

RE: raiz da espinha da omoplata

SCS: síndrome do conflito subacromial

SPSS: *Statistical Package for Social Sciences*

T8: apófise espinhosa da 8^a vertebra cervical

ÍNDICE

INTRODUÇÃO	1
REVISÃO DA LITERATURA	3
1. A (DIS)FUNÇÃO NO COMPLEXO ARTICULAR DO OMBRO	3
1.1. <i>Disfunção do movimento na Articulação Escapulo-Torácica</i>	10
1.2. <i>Recuperação do movimento normal da Articulação Escápulo-Torácica</i>	11
2. A (RE)APRENDIZAGEM MOTORA E O CONTROLO MOTOR	12
2.1. <i>Informação de Retorno</i>	13
2.2. <i>Informação de Retorno do Resultado e Aprendizagem Motora</i>	15
2.3. <i>Teoria de (re)aprendizagem motora</i>	16
METODOLOGIA DO ESTUDO	18
3. MÉTODOS	18
3.1. <i>Objetivos</i>	18
3.2. <i>Tipo de Estudo</i>	18
3.3. <i>Hipóteses</i>	20
3.4. <i>Amostra</i>	21
3.5. <i>Instrumentos</i>	22
3.6. <i>Desenho do Estudo – Procedimentos</i>	22
3.6.1. <i>Procedimentos Experimentais</i>	22
3.6.2. <i>Procedimentos de Recolha dos Dados</i>	24
3.7. <i>Variáveis</i>	25
3.7.1. <i>Informação de Retorno Extrínseca</i>	25
3.7.2. <i>Tempo a atingir a posição</i>	26
3.7.3. <i>Qualidade da execução</i>	26
3.8. <i>Tratamento dos Dados</i>	28
APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	29
4. RESULTADOS	29
4.1. <i>Descrição da Amostra</i>	29
4.2. <i>Homogeneidade entre os grupos face às variáveis de caracterização</i>	30
4.3. <i>Caracterização dos grupos face às variáveis de desempenho</i>	30
4.3.1. <i>Tempo</i>	30
4.3.2. <i>Qualidade da Execução</i>	31
DISCUSSÃO	32
CONCLUSÃO	42
BIBLIOGRAFIA	43
ÍNDICE DE FIGURAS	49
ÍNDICE DE QUADROS	50
ÍNDICE DE GRÁFICOS	51
ANEXOS	I
ANEXO I: VARIÁVEIS DE CARACTERIZAÇÃO	II
ANEXO II: COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS NO QUE RESPEITA ÀS VARIÁVEIS DE DESEMPENHO	IV

APÊNDICES.....	VII
APÊNDICE 1: CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO.....	VIII
CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO AOS PARTICIPANTES.....	VIII
APÊNDICE 2: DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO.....	IX
DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO.....	IX
APÊNDICE 3: QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	X
APÊNDICE 4: PROTOCOLO DE PALPAÇÃO.....	XI
PROTOCOLO DE PALPAÇÃO.....	XI

INTRODUÇÃO

Em indivíduos com dor no ombro é frequente encontrar alterações do movimento do mesmo (Ludewig, P. M. & Cook, 2000; Matias & Pascoal, 2006; Ludewig, P. M. *et al.*, 2009; Ludewig, P. M. & Braman, 2011), tais como alterações da posição de repouso e do movimento da omoplata. Destas alterações pode resultar capsulite adesiva, encurtamento da cápsula posterior (Ludewig, P. M. & Reynolds, 2009) instabilidade gleno-umeral, lesão dos tendões da coifa dos rotadores (Ludewig, P. M. & Cook, 2000; Matias & Pascoal, 2006; Ludewig, P. M. & Reynolds, 2009) e síndrome do conflito subacromial (SCS) (Mottram, 1997; Ludewig, P. M. & Cook, 2000; McClure, Michener, & Karduna, 2006; Struyf *et al.*, 2012).

As alterações da cinemática tridimensional da omoplata e atividade muscular são considerados os fatores mais importantes no desenvolvimento de dor no ombro e consequente incapacidade (De Baets, Jaspers, Desloovere, & Van Deun, 2012).

Dada a importância que a posição e orientação da omoplata assume no desenvolvimento de disfunção do ombro, torna-se clara a necessidade de incluir nos programas de reabilitação do ombro a reaprendizagem daquela que deve ser a posição ótima da omoplata, frequentemente designada por zona neutra da omoplata. A zona neutra da omoplata é definida como a posição da omoplata em que a sua relação com as restantes componentes da articulação é ótima e permite a mobilidade e estabilidade necessárias na articulação gleno-umeral (GU) (Mottram, 1997).

A tomada de consciência da posição da omoplata requer algum conhecimento sobre aspetos morfológicos e funcionais, que pode surgir por procura do próprio e/ou da interação com fisioterapeutas. Na intervenção assistencial, esta interação tem como objeto proporcionar este tipo de informação e monitorizar a sua aplicação, nomeadamente através da denominada Informação de Retorno Extrínseca (IRE) (Glover, 2004; Godinho, 2007). Um dos objetivos do treino de informação de retorno será promover maior consciencialização cognitiva, maior confiança e maior controlo voluntário num processo que foi previamente considerado de involuntário, ou para além da consciência (Godinho, 2007).

Durante a aquisição de novas competências, a IRE é frequentemente fornecida para potenciar melhores desempenhos (Ronsse *et al.*, 2011) e já demonstrou facilitar a correta

ativação muscular durante as primeiras fases da aprendizagem (Henry & Teyhen, 2007), especialmente em casos em que a reaquisição de competências motoras constitui uma parte importante da recuperação (van Dijk, Jannink, & Hermens, 2005). Deste fato sobressai a importância em estudar o efeito de fornecer informação de retorno visual durante a fase de consciencialização.

Embora existam alguns estudos que procurem analisar o benefício que advém do uso de IRE na reabilitação de casos de disfunção do ombro, estes não vão além do *feedback* fornecido pela electromiografia de superfície, não existindo, até à data, estudos publicados que abordem a mesma questão fornecendo *biofeedback* cinemático tridimensional (3D).

O presente estudo teve como principal objetivo determinar a efetividade do *biofeedback* cinemático 3D em tempo real, enquanto informação de retorno extrínseca, no reconhecimento da zona neutra da omoplata, em indivíduos saudáveis.

Teve como objetivos específicos medir o desempenho temporal, 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, sem IRE, com IRE clínica verbal e palpatória (IRE-VP) e com IRE visual cinemática (IRE-VC).

REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão da literatura constitui uma análise sistematizada das temáticas relacionadas com o estudo experimental sobre a reaprendizagem do ritmo escapulo-umeral, que será seguidamente descrito.

1. A (dis)função no Complexo Articular do Ombro

A prevalência e recorrência de lesões sintomáticas do ombro são muito comuns (Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003; Fayad *et al.*, 2006). Os padrões de movimento do ombro, em especial os da omoplata, subscrevem um papel crucial na disfunção do ombro (Ludewig, P. M. & Cook, 2000; Fayad, *et al.*, 2006; Matias & Pascoal, 2006).

Em indivíduos com dor no ombro é frequente encontrar alterações do movimento do mesmo (Ludewig, P. M. & Cook, 2000; Matias & Pascoal, 2006; Ludewig, P. M., *et al.*, 2009), como alterações da posição de repouso e do movimento da omoplata. Destas alterações pode resultar capsulite adesiva, encurtamento da cápsula posterior (Ludewig, P. M. & Reynolds, 2009), instabilidade gleno-umeral, lesão dos tendões da coifa dos rotadores (Ludewig, P. M. & Cook, 2000; Matias & Pascoal, 2006; Ludewig, P. M. & Reynolds, 2009) e síndrome do conflito subacromial (SCS) (Mottram, 1997; Ludewig, P. M. & Cook, 2000; McClure, *et al.*, 2006; Struyf, *et al.*, 2012).

Em utentes com disfunção do ombro, as alterações da cinemática tridimensional da omoplata e atividade muscular são considerados os fatores mais importantes no desenvolvimento de dor no ombro e consequente incapacidade (De Baets, *et al.*, 2012).

A mobilidade do complexo articular do ombro (CAO) envolve movimentos combinados e complementares de várias articulações: a articulação esterno-clavicular (EC), a articulação acrómio-clavicular (AC), a articulação escapulo-torácica (ET) e a articulação gleno-umeral (GU) (Fayad, *et al.*, 2006).

O movimento escapulo-torácico é muito importante para o funcionamento normal do membro superior (McClure, Michener, Sennett, & Karduna, 2001; Kibler & McMullen, 2003; Ebaugh & Spinelli, 2010). De forma mais específica, o movimento em causa influencia a estabilidade da GU, o tamanho do espaço subacromial e a transferência de

forças dos membros inferiores e tronco para os membros superiores (Ebaugh & Spinelli, 2010).

A ET é formada pela omoplata e pela caixa torácica (Michener, McClure, & Karduna, 2003). É das articulações menos congruentes do corpo uma vez que não existe uma verdadeira articulação entre a omoplata e o tórax (do ponto de vista anatômico). Isto permite uma enorme mobilidade em muitas direções, mas a falta de uma ligação óssea torna esta articulação muito vulnerável à ocorrência de lesões e muito dependente da musculatura envolvente para se demonstrar estável e funcional (Voight & Thomson, 2000).

Esta articulação é descrita como tendo 5 graus de liberdade: 3 rotações e 2 translações movendo-se tridimensionalmente (Michener, *et al.*, 2003). Durante o movimento umeral, a omoplata move-se em três eixos: anterior-posterior ou horizontal (perpendicular ao plano escapular), superior-inferior ou vertical e medial-lateral; o que resulta em três movimentos distintos: rotação antero-posterior, rotação superior-inferior e rotação interna-externa (Voight & Thomson, 2000; Borsa, Timmons, & Sauers, 2003; Ludewig, P. M., *et al.*, 2009). Durante a elevação do braço, os movimentos normais que devem ocorrer na ET incluem rotação superior, rotação posterior e rotação interna ou externa (Michener, *et al.*, 2003; Ebaugh, McClure, & Karduna, 2005; Ludewig, P. M. & Braman, 2011). Neste último movimento, um dos fatores que influencia o padrão é plano em que o braço está a ser elevado e que amplitude de elevação está a ser considerada. Na flexão, a omoplata irá rodar internamente numa fase precoce do movimento, enquanto que no plano coronal, irá rodar externamente no início do movimento (Ludewig, P. M. & Braman, 2011). Durante todos os movimentos da GU (especialmente aqueles que envolvem mais de 90° de flexão ou abdução), é de extrema importância que a musculatura escapular seja forte o suficiente para manter a omoplata na posição adequada (Voight & Thomson, 2000).

O grande dentado e o músculo trapézio (em especial as porções superior e inferior) (Ebaugh, *et al.*, 2005; Ebaugh & Spinelli, 2010; Holtermann, Mork, Andersen, Olsen, & Sogaard, 2010) agem de forma a estabilizar a omoplata e são responsáveis pela rotação superior da omoplata, sendo por isso peças chave no movimento e controlo normal da omoplata (Holtermann, *et al.*, 2010). A sua correta ativação é crucial para a estabilidade funcional da omoplata (Cools, *et al.*, 2003).

Por tudo isto, o contributo da omoplata na função do membro superior deve ser considerada em qualquer programa de reabilitação (Voight & Thomson, 2000; Cools *et al.*, 2007; Struyf, *et al.*, 2012).

A omoplata tem três grandes papéis na produção de movimentos suaves e coordenados na grelha costal. Estes papéis encontram-se interrelacionados para manter a relação de todas as articulações da GU e proporcionar uma base estável para a função muscular (Voight & Thomson, 2000; McClure, *et al.*, 2001).

O primeiro papel da omoplata é manter a estabilidade dinâmica através da mobilidade controlada na GU. Para se manter a plataforma estável para o movimento gleno-umeral, a omoplata deve mover-se de forma coordenada com o úmero, de tal forma que a cabeça umeral esteja limitada à cavidade glenóide durante toda a amplitude de movimento do ombro (Voight & Thomson, 2000; McClure, *et al.*, 2001; Borsa, *et al.*, 2003; Cools, Dewite, *et al.*, 2007) e seja evitado o pinçamento dos tendões dos músculos da coifa dos rotadores (Voight & Thomson, 2000). Para que isto aconteça, e em particular em atividades em que existe mais de 90° de elevação umeral (Voight & Thomson, 2000), deve manter-se uma relação ótima entre o movimento do úmero e da omoplata: cerca de 1/3 do movimento deve ter origem no movimento em cadeia fechada do tórax, clavícula e omoplata e 2/3 do movimento deve ter origem nas rotações gleno-umerais (de Groot, J. H. & Brand, 2001).

O segundo propósito da omoplata é funcionar como uma base para a inserção muscular. Os músculos que estabilizam a omoplata encontram-se inseridos no bordo interno da mesma e, por isso, controlam a sua posição através de contrações sinérgicas. As principais funções destas forças conjuntas são obter a máxima congruência entre a fossa glenóide e a cabeça do úmero, promover a estabilidade dinâmica da GU e manter a relação comprimento-tensão muscular ótima (Voight & Thomson, 2000; Borsa, *et al.*, 2003).

Em adição à sua função de estabilizadores escapulares, os músculos que se inserem ao longo do bordo externo da omoplata também são mobilizadores da GU. Os músculos da coifa dos rotadores inserem-se ao longo de toda a superfície da omoplata e encontram-se alinhados de forma a que a sua atividade estabilizadora mais eficaz aconteça quando o braço de se encontra entre os 70° e 100° de abdução (Voight & Thomson, 2000).

Em terceiro lugar, a omoplata funciona como elo de ligação na transferência de energia proximal-distal que permite o posicionamento adequado do ombro para uma função ótima. A omoplata funciona como *pivot* na transferência de forças e energia, das suas principais

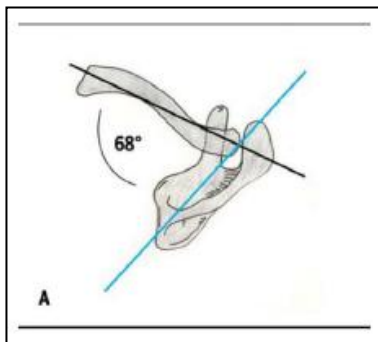
fontes – membros inferiores e tronco – para os membros superiores. As forças geradas nos segmentos proximais devem ser transferidos eficientemente e regulados à medida que fluem do ombro até à mão. Todas estas ações podem ser mais eficazes se forem acompanhadas da omoplata de tal forma que o membro superior se move enquanto uma unidade única em torno de uma base estável promovida pelas articulações ET e GU (Voight & Thomson, 2000; Borsa, *et al.*, 2003; Cools, Declercq, Cambier, Mahieu, & Witvrouw, 2007).

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

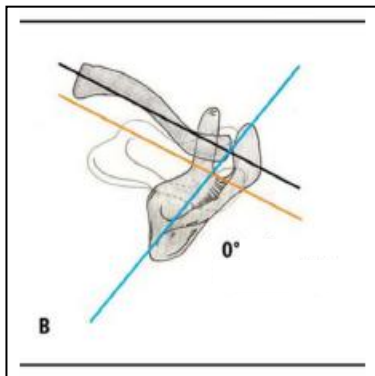
O movimento escápulo-torácico normal é o resultado da complementaridade entre as articulações EC e AC e que, no seu conjunto, contribuem para a rotação superior escapulo-torácica. (Ludewig, P. M. & Braman, 2011).

Durante a elevação do membro superior em qualquer plano (exceto extensão), o primeiro movimento clavicular que ocorre na articulação EC é a rotação posterior em 30° ao longo do eixo longo da clavícula. De seguida, a clavícula retrai cerca de 15° na articulação EC. Por fim, ocorre uma pequena elevação da clavícula (inferior a 10° nos indivíduos saudáveis) (Ludewig, P. M. & Braman, 2011). No que respeita à articulação AC, os primeiros movimentos que ocorrem durante a elevação do membro superior são a rotação posterior e rotação posterior da omoplata relativamente à clavícula. Secundariamente, a omoplata roda internamente relativamente à clavícula, ao nível da articulação AC (Ludewig, P. M. & Braman, 2011). Os eixos da articulação AC estão dispostos de forma a que se a omoplata rodar superiormente, fizer rotação posterior ou rodar internamente relativamente à clavícula, exista uma relação de 1:1 entre o movimento da articulação AC e o movimento ET. Desta forma, um movimento de 5° de rotação superior da omoplata relativamente à clavícula contribui para 5° do movimento de rotação superior escápulo-torácico (Ludewig, P. M. & Braman, 2011).

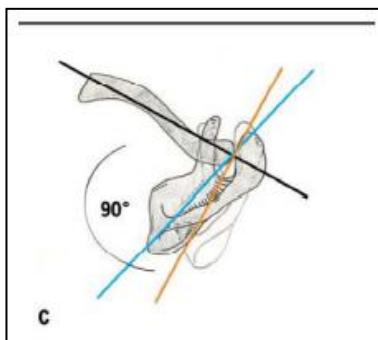
Figura 1: Ângulo de rotação interna da articulação acrômio-clavicular (Teece *et al.*, 2008)



O ângulo entre uma linha que vai desde a raiz da espinha da omoplata até à articulação AC e uma segunda linha ao longo do eixo longo da clavícula (formados pela linha preta e azul da figura A) é denominado de ângulo de rotação interna da AC (figura 1) e é de extrema importância na explicação da forma como as articulações EC e AC contribuem para o movimento ET (Teece, *et al.*, 2008).



Se o ângulo de rotação interna da AC fosse 0° (plano escapular paralelo ao eixo longo da clavícula), os movimentos de elevação clavicular e rotação superior escapular estariam diretamente acoplados, tal como a rotação posterior clavicular e a rotação posterior escapular, a retração clavicular e rotação externa escapular (Teece, *et al.*, 2008).



Se o ângulo de rotação interna da AC fosse 90°, estas relações seriam diferentes. A elevação da clavícula estaria acoplada com o rotação anterior escapular, a rotação posterior da clavícula com a rotação superior da omoplata e a retração clavicular com a rotação externa escapular (Teece, *et al.*, 2008).

O ângulo de rotação interna da AC (figura 1) em indivíduos saudáveis é descrito por uns autores como sendo aproximadamente 60° (Ludewig, P. M. & Braman, 2011) e para outros 68° (Teece, *et al.*, 2008). Assumindo um ângulo de rotação interna da AC de 68°, este é aproximadamente 75% de 90°. Desta forma, uma combinação de 75% dos movimentos acoplados que ocorreriam com um ângulo de 90° e 25% dos movimentos acoplados que ocorreriam com um ângulo de 0°, representará a forma como o movimento clavicular e escapular se relacionam (Quadro 1) (Teece, *et al.*, 2008).

Quadro 1: Proporção entre os movimentos acoplados das articulações EC e ET (adaptado de Teece *et al.* (2008))

Elevação Clavicular	75% rotação anterior escapular 25% rotação posterior escapular
Rotação Posterior da Clavicular	75% rotação superior escapular 25% rotação posterior escapular

Tendo em conta estas relações e que, durante a abdução no plano escapular de 30° a 90° de elevação do úmero, ocorreu retração (6°), elevação (6°) e rotação posterior da clavícula (10°) ao nível da articulação EC (Teece, *et al.*, 2008), é possível prever qual o movimento que irá ocorrer ao nível da articulação ET (Quadro 2).

Quadro 2: Acoplamento das articulações EC e AC e previsão do movimento da articulação ET durante a abdução (30° - 90°) no plano escapular (rotação interna da AC = 68°)(Teece, *et al.*, 2008).

Rotação Esterno-Clavicular (medido)	Rotação Escápulo-torácica acoplada (hipotéticas)	Rotação Acrómio-Clavicular (medida)	Rotação Escápulo-Torácica (prevista)
6° retração	- 6° rotação externa	+ 4° rotação interna	+ 2° rotação externa
6° elevação, 10° rotação posterior	- 4.5 rotação anterior <u>+ 2.5 rotação posterior</u> -2° rotação anterior	+ 4° rotação posterior	+ 2° rotação posterior
6° elevação, 10° rotação posterior	+ 1.5° rotação superior <u>+ 7.5° rotação superior</u> + 9° rotação superior	+ 7° rotação superior	16° rotação superior

Para além do contributo do movimento clavicular na articulação EC para o movimento escápulo-torácico, também existe movimento da omoplata relativamente à clavícula na articulação AC (Ludewig, P. M. & Braman, 2011). Estes movimentos ao nível da articulação AC podem aumentar ou diminuir o movimento escápulo-torácico global, dependendo da forma como influenciam o mesmo (Ludewig, P. M. & Braman, 2011).

Na abdução no plano escapular de 120° relativamente ao tórax, 20° de rotação superior estão acopladas com rotação posterior da clavícula relativamente ao tórax, e 3° de rotação superior ET estão acopladas com elevação clavicular na articulação EC. Estes movimentos são ainda complementados com cerca de 11° de rotação superior da omoplata relativamente à clavícula. Desta forma, no total, vão ocorrer **34° de rotação superior**. No que respeita ao rotação ET, 10° de rotação posterior estão acoplados com a rotação posterior clavicular ao nível da articulação EC, mas por existirem 6° de rotação anterior acoplados com a elevação da clavícula na EC, a contribuição clavicular para o rotação posterior ET será apenas 4°. No entanto, a rotação posterior da omoplata relativamente à clavícula é cerca de 16°, o que acaba por resultar **num total de 20° de rotação posterior ET**. Finalmente, os 9° de rotação externa ET acoplados com retração clavicular na articulação EC são compensados com cerca de 6° de rotação interna escapular relativamente à clavícula, o que acaba por resultar em **3° de rotação externa** (Ludewig, P. M. & Braman, 2011).

O movimento final de rotação superior ET e a posição da omoplata no tórax são resultado do movimento da clavícula relativamente ao tórax e da omoplata relativamente à clavícula. A rotação ET é produzida quase exclusivamente pelo movimento escapular relativamente à clavícula, enquanto que a elevação clavicular e a rotação posterior na articulação EC contribuem no sentido contrário. A rotação externa ET é mínima devido a movimentos compensatórios como a retração clavicular relativamente ao tórax e rotação interna escapular relativamente à clavícula (Ludewig, P. M. & Braman, 2011).

O conhecimento de todas estas relações e a existência de um modelo de regressão linear do movimento do ombro permite prever o movimento normal do ombro e a relação entre as articulações que o constituem (de Groot, J. H. & Brand, 2001). Contudo, algumas limitações não podem ser menosprezadas aquando da sua utilização, tais como, a inadequação deste modelo de regressão a uma população com disfunção.

1.1. Disfunção do movimento na Articulação Escapulo-Torácica

Como já foi demonstrado, a omoplata apresenta um papel vital na função normal do membro superior (Cools, *et al.*, 2003; Cools, Declercq, *et al.*, 2007). A qualidade da função escapular normal, depende, entre outros, da qualidade das ações musculares escapulares. Através das suas ações, os músculos escapulares devem promover a estabilidade tal como a mobilidade controlada da omoplata (Cools, *et al.*, 2003; Cools, Declercq, *et al.*, 2007). Comparada com outras articulações do corpo humano, esta dupla tarefa, realizada pelo mesmo grupo muscular, é específica para os músculos escápulo-torácicos, o que em simultâneo com o facto de que as articulações entre a omoplata e o tronco serem pouco congruentes e estáveis, as torna muito suscetíveis a desenvolver patologia (Karduna, McClure, Michener, & Sennett, 2001; Borsa, *et al.*, 2003; Cools, *et al.*, 2003; Cools, Declercq, *et al.*, 2007).

Num estudo recente, Atalar, *et al.* (2009) sugerem que uma redução da mobilidade escapular reduz a distância acrómio-umeral durante a abdução do úmero e por isso aumenta o risco de desenvolvimento de SCS. Alterações na posição da omoplata e respetivo controlo motor são considerados importantes fatores de risco para o desenvolvimento de SCS (Michener, *et al.*, 2003; Atalar *et al.*, 2009; Struyf, *et al.*, 2012). Esta situação de conflito surge associada com alterações da atividade muscular dos músculos trapézio superior e inferior (Struyf, *et al.*, 2012). Nestes casos, e quando comparados com sujeitos assintomáticos, existe diminuição da intensidade de ativação do grande dentado, trapézio médio e trapézio inferior e aumento da atividade do trapézio superior (Struyf, *et al.*, 2012) o que contribui para alterações da posição estática e dinâmica da omoplata, incluindo diminuição da rotação superior (Ebaugh, *et al.*, 2005; Struyf, *et al.*, 2012), aumento da rotação anterior e aumento da rotação externa (Struyf, *et al.*, 2012).

Num estudo de Matias & Pascoal (2006), é sugerido que em sujeitos com instabilidade do ombro, as alterações do movimento escápulo-torácico restringem-se à rotação externa e à rotação anterior/posterior, mais especificamente ao aumento da rotação anterior. Resultados estes que vão de encontro aos obtidos em sujeitos com SCS (Ludewig, P. M. & Cook, 2000). Assim, a uma determinada amplitude de elevação do braço, mudanças na posição da omoplata no sentido da rotação externa e/ou rotação anterior/posterior, pode contribuir para alterações do alinhamento da cabeça do úmero na cavidade glenóide, contribuindo para uma situação de instabilidade (Matias & Pascoal, 2006). Estas alterações podem dever-se a um controlo muscular deficitário, isto é, uma falha no mecanismo de co-

contração do trapézio e grande dentado enquanto estabilizadores da omoplata (Matias & Pascoal, 2006).

A excessiva atividade do trapézio superior em combinação com uma diminuição da atividade do trapézio inferior e grande dentado, quando comparados com sujeitos assintomáticos, são achados frequentes e consistentes em sujeitos com lesões do ombro (Holtermann, *et al.*, 2010).

Mais concretamente, existem alterações no posicionamento da omoplata e é permitido um maior deslizamento da mesma no sentido lateral (Voight & Thomson, 2000) o que aumenta a existência de forças de compressão e cisalhamento contra o processo acromial, durante a elevação do úmero (Borsa, *et al.*, 2003). A combinação destas forças de cisalhamento e compressão têm sido descritas como um fator preponderante no desenvolvimento de síndrome de SCS (Borsa, *et al.*, 2003).

1.2. Recuperação do movimento normal da Articulação Escápulo-Torácica

Dada a importância que a posição e orientação da omoplata assume no desenvolvimento de disfunção do ombro, torna-se clara a necessidade de incluir nos programas de reabilitação do ombro a reaprendizagem daquela que deve ser a posição ótima da omoplata, frequente designada zona neutra da omoplata. Esta posição, definida por Mottram (1997), define que: *i)* a omoplata se deve situar na região posterior do tórax entre a segunda e a sétima costela; *ii)* o seu ângulo supero-interno deve estar ao nível das apófises espinhosas da segunda ou terceira vertebra torácica; *iii)* a raiz da espinha da omoplata deve corresponder à apófise espinhosa da terceira ou quarta vertebra torácica e que, *iv)* o seu ângulo inferior deve coincidir com a apófise espinhosa da sétima, oitava ou nona vertebra torácica. Para além disto, sabe-se que a omoplata se encontra com ligeira rotação superior, com o bordo vertebral e o bordo inferior junto ao tórax e que o seu plano se situa anteriormente ao plano frontal em cerca de 15° a 30° (Mottram, 1997).

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

São vários os estudos que assumem o exercício de posição/orientação escapular tal como foi definido por Mottram (1997) como o indicado para a reaprendizagem da zona neutra da omoplata (Mottram, Woledge, & Morrissey, 2009; Struyf, *et al.*, 2012; Worsley, *et al.*, 2012). A zona neutra da omoplata é definida como a posição da omoplata em que a sua relação com as restantes componentes da articulação é ótima e permite a mobilidade e estabilidade necessárias na articulação GU (Mottram, 1997). Esta posição envolve trabalho muscular isométrico dos estabilizadores da omoplata, que depende da função muscular e respetivo controlo motor (Mottram, 1997). Para cada sujeito, a posição neutra da omoplata é atingida na posição intermédia da amplitude de movimento da rotação inferior/superior, rotação externa/interna e rotação posterior/anterior da omoplata (Struyf, *et al.*, 2012).

2. A (re)Aprendizagem Motora e o Controlo Motor

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 deteção e correção do erro é crucial para a construção e retenção da competência a adquirir (Godinho, 2007; Beets *et al.*, 2012). Por outro lado, e dependendo da complexidade da competência, a existência de apoio externo, como por exemplo pelo terapeuta, é de elevada importância para a aquisição da competência em causa. 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. Para que ocorra aprendizagem, é crucial que o desempenho do sujeito possa ser comparado com o desempenho que deveria ocorrer

(Godinho, 2007; Beets, *et al.*, 2012). Esta comparação pode ocorrer quer pela percepção que o sujeito tem do seu desempenho (recorrendo ao *feedback* intrínseco), ou através de *feedback* visual ou auditivo (*feedback* externo). Existem muitos tipos de *feedback*, desde a informação verbal acerca do resultado geral da ação até à informação cinemática detalhada (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).

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* (Cano-de-la-Cuerda *et al.*, 2012).

2.1. Informação de Retorno

A informação de retorno ou *feedback* 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 (Godinho, 2007).

O *feedback* foi definido enquanto informação sensorial disponível ao indivíduo durante ou depois da produção de um movimento (Henry & Teyhen, 2007). O tipo de *feedback*, o momento durante a atividade ou fase da aprendizagem em que deve ser fornecido, afeta o sucesso da aprendizagem e o impacto que a efetividade do *feedback* pode ter no processo de aprendizagem motora (Henry & Teyhen, 2007).

Existem dois tipos de *feedback*: intrínseco (via sistema sensorial interno) e extrínseco (aumentado) (Godinho, 2007; Henry & Teyhen, 2007; Ronsse, *et al.*, 2011). 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 (van Dijk, *et al.*, 2005; Godinho, 2007). O *feedback* extrínseco trata-se de uma informação suplementar, fornecida em simultâneo com o *feedback* intrínseco. Exemplos de *feedback* extrínseco para melhoria do

desempenho motor incluem estímulos auditivos, visuais, verbais e somato-sensoriais (Henry & Teyhen, 2007; Ronsse, *et al.*, 2011).

Melhorias relacionadas com o desempenho são facilitadas quando para além da prática repetitiva, é introduzido *feedback* para guiar a correção dos erros (van Dijk, *et al.*, 2005; Shaun, *et al.*, 2012).

O *feedback* extrínseco pode ser dividido em duas categorias: o conhecimento do resultado (CR) e o conhecimento do desempenho (CD). O CR trata-se do *feedback* que dá conhecimento ao sujeito se o objetivo da tarefa foi cumprido ou não, incluindo informação acerca da magnitude e direção do erro. Em contraste, o CD encontra-se relacionado com as características do movimento que contribuíram para um resultado com determinada desempenho (Henry & Teyhen, 2007).

O *biofeedback* é uma forma de *feedback* 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). Foi introduzido pela primeira vez na literatura há mais de 30 anos como uma ferramenta de treino usada na reabilitação para facilitar a aquisição de padrões normais de movimento após a ocorrência de uma lesão. Desde essa altura, o *biofeedback* tem sido usado em reabilitação, principalmente para a reabilitação da marcha após acidente vascular cerebral (Tate & Milner, 2010). É frequentemente usado um equipamento eletrónico capaz de fornecer sinais auditivos e/ou visuais (Holtermann, *et al.*, 2010; Tate & Milner, 2010). Por exemplo, no uso do *biofeedback* na reabilitação da marcha pode ser fornecida informação cinética, cinemática e eletromiográfica, independentemente da resposta fisiológica (Tate & Milner, 2010).

Existem dois objetivos principais para o treino com *biofeedback* no sistema neuro-músculo-esquelético. Um é permitir ao sistema nervoso central readquirir de forma voluntária um esquema sensório motor que poderá estar alterado e o outro é assistir o desenvolvimento de uma consciência mais eficaz, do controlo que o próprio individuo pode ter por alguns processos fisiológicos que se passam com ele próprio, tais como o controlo sobre padrões sinérgicos de ativação muscular (Henry & Teyhen, 2007).

Para o clinico, o *biofeedback* é uma ferramenta útil capaz de dar informações aos sujeitos de como modificar os seus padrões de movimento. O *biofeedback* completa o já existente *feedback* intrínseco e funciona como um “sexto sentido”. É tipicamente fornecido ao sujeito instantaneamente, isto é, em tempo real, enquanto que outro tipo de *feedback* externo (por

exemplo, verbal ou vídeo) é fornecido algum tempo depois do movimento (Tate & Milner, 2010).

2.2. Informação de Retorno do Resultado e Aprendizagem Motora

Durante a aquisição de novas competências, o *feedback* extrínseco é frequentemente fornecido para potenciar melhores desempenhos (Ronsse, *et al.*, 2011) e já demonstrou facilitar a correta ativação muscular durante as primeiras fases da aprendizagem (Henry & Teyhen, 2007), especialmente em casos em que a reaquisição de competências motoras constitui uma parte importante da recuperação (van Dijk, *et al.*, 2005).

Uma vez que o *feedback* se trata de uma referência que comporta a diferença entre o objetivo pretendido e a resposta produzida, a capacidade de avaliação da resposta é obrigatória e leva ao seu (re)ajustamento em função do objetivo (Godinho, 2007).

O modelo simples de *feedback* pressupõe que não existe um planeamento motor e que os comandos musculares são gerados em tempo real através de um mecanismo de *feedback* contínuo que compara a posição real face ao objetivo final (Desmurget & Grafton, 2000). Embora durante muito tempo este modelo tenha sido universalmente aceite, mais recentemente tem vindo a tomar forma um novo modelo que preconiza que uma atividade motora é planeada antes do início do movimento. Esse planeamento vai sendo alterado continuamente durante o movimento, para atingir o objetivo pretendido (Desmurget & Grafton, 2000). Esta é uma teoria híbrida que contempla os mecanismos de *feedback* e *feedforward* (reaferência). Desta forma, a estratégia motora que foi escolhida para atingir determinado objetivo vai-se alterando em função de um mecanismo contínuo de *feedback* interno. Esta atualização contínua assenta num mecanismo de *feedforward* que integra as aferências sensoriais e as eferências motoras para avaliar a consequência do comando motor que foi enviado para uma parte do corpo, como o braço. Tendo em conta este modelo, a posição e velocidade de um efector pode ser estimada de forma muito fiel, o que representa uma mais valia face ao modelo simples de *feedback* (Desmurget & Grafton, 2000).

As características do movimento condicionam a eficácia do processo de reaferência pois quando o movimento é demasiado rápido, a informação de retorno não consegue chegar a tempo de promover a correção da ação. Quando se trata de um movimento lento é possível integrar as informações referentes à ação, na própria ação, corrigindo-a no sentido

do objetivo pretendido antes do seu termo. Em ambas as condições o *feedback* constitui, embora de modo diferente, um elemento essencial da aprendizagem (Godinho, 2007).

Os estímulos que retornam ao sistema podem conter quantidade de informação diferentes em função da capacidade do sujeito atribuir significado a esses mesmos estímulos, ou seja, em função do conhecimento prévio da situação e da qualidade da representação antecipativa. O *feedback* evolui em função da capacidade individual de lhe atribuir significado (Godinho, 2007).

Embora exista evidência que sugere que a introdução de *feedback* extrínseco durante o treino melhora o desempenho no entanto, a sua remoção durante um teste pode resultar na deterioração desse mesmo desempenho. Este facto é uma consequência do sujeito em aprendizagem se tornar um dependente do *feedback* extrínseco, delegando para segundo plano as próprias fontes de *feedback* intrínseco (van Dijk, *et al.*, 2005; Ronsse, *et al.*, 2011).

O treino do movimento com *feedback* visual tem vindo a ser usado enquanto exercício domiciliário e para aumentar o tempo de treino e promover a auto gestão por parte do utente. Exemplos de *feedback* visual aplicado durante o treino incluem o uso da imagem do ultrassom ou um espelho (Roy, Moffet, & McFadyen, 2010).

2.3. Teoria de (re)aprendizagem motora

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, seleccionar 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).

Dada a elevada exigência cognitiva por parte do sujeito na execução de cada atividade, a instrução, a demonstração ou outras fontes de informação verbais ou visuais assumem particular relevância nesta fase. A informação de retorno extrínseca, como o *biofeedback*, é muito útil nesta fase pois permite ao individuo identificar e corrigir os erros da resposta motora (Godinho, 2007).

A segunda fase da aprendizagem, a **fase associativa**, caracteriza-se pelo aumento da consistência ou estabilidade do desempenho do indivíduo entre as várias repetições da atividade, isto é, o número de erros cometidos é menor. Nesta fase, já existe seleção por parte do indivíduo da melhor estratégia para a concretização da atividade exigida, permitindo ao indivíduo aperfeiçoar o padrão de movimento. A menor variabilidade no desempenho do indivíduo representa aprendizagem e nesta fase o processo de otimização é mais lento (Godinho, 2007).

Esta fase é geralmente mais longa que a fase anterior, podendo durar semanas ou até meses, ao contrário da fase cognitiva que pode durar entre breves minutos e poucos dias (Godinho, 2007).

A terceira e última fase de aprendizagem, a **fase autônoma**, é caracterizada pelo automatismo e facilidade que o indivíduo tem na execução da atividade. Requer menos atenção e esforço, o que permite ao indivíduo 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).

Nos programas de reabilitação do ombro, a integração das três fases da aprendizagem motora faz todo o sentido. A primeira fase consiste na consciencialização da zona neutra da omoplata (Kibler & McMullen, 2003) que, após a aquisição dessas competências por parte do indivíduo (Margarey & Jones, 2003), permite a progressão para a fase seguinte, através da realização de exercícios em que há perda da zona neutra da omoplata (Voight & Thomson, 2000; Kibler & McMullen, 2003; Margarey & Jones, 2003; Michener, *et al.*, 2003; Escamilla, Yamashiro, Paulos, & Andrews, 2009; Ellenbecker & Cools, 2010) e posteriormente para a última fase, que pressupõe a integração dos conceitos adquiridos nas atividades funcionais do quotidiano, sejam elas laborais, de lazer ou desportivas (Voight & Thomson, 2000; Kibler & McMullen, 2003; Escamilla, *et al.*, 2009; Ellenbecker & Cools, 2010).

METODOLOGIA DO ESTUDO

3. Métodos

3.1. Objetivos

O presente estudo teve como principal objetivo determinar a efetividade do *biofeedback* cinemático tridimensional (3D) em tempo real, como informação de retorno extrínseca, no reconhecimento da zona neutra da omoplata, em indivíduos saudáveis.

Teve como objetivos específicos medir o desempenho temporal e o desempenho no percurso. 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, sem Informação de Retorno Extrínseca (IRE), com Informação de Retorno Extrínseca clínica verbal e palpatória (IRE-VP) e com informação de retorno extrínseca visual cinemática (IRE-VC).

3.2. Tipo de Estudo

O estudo realizado é de natureza quantitativa e experimental prospetivo de fator único (Domholdt, 2000).

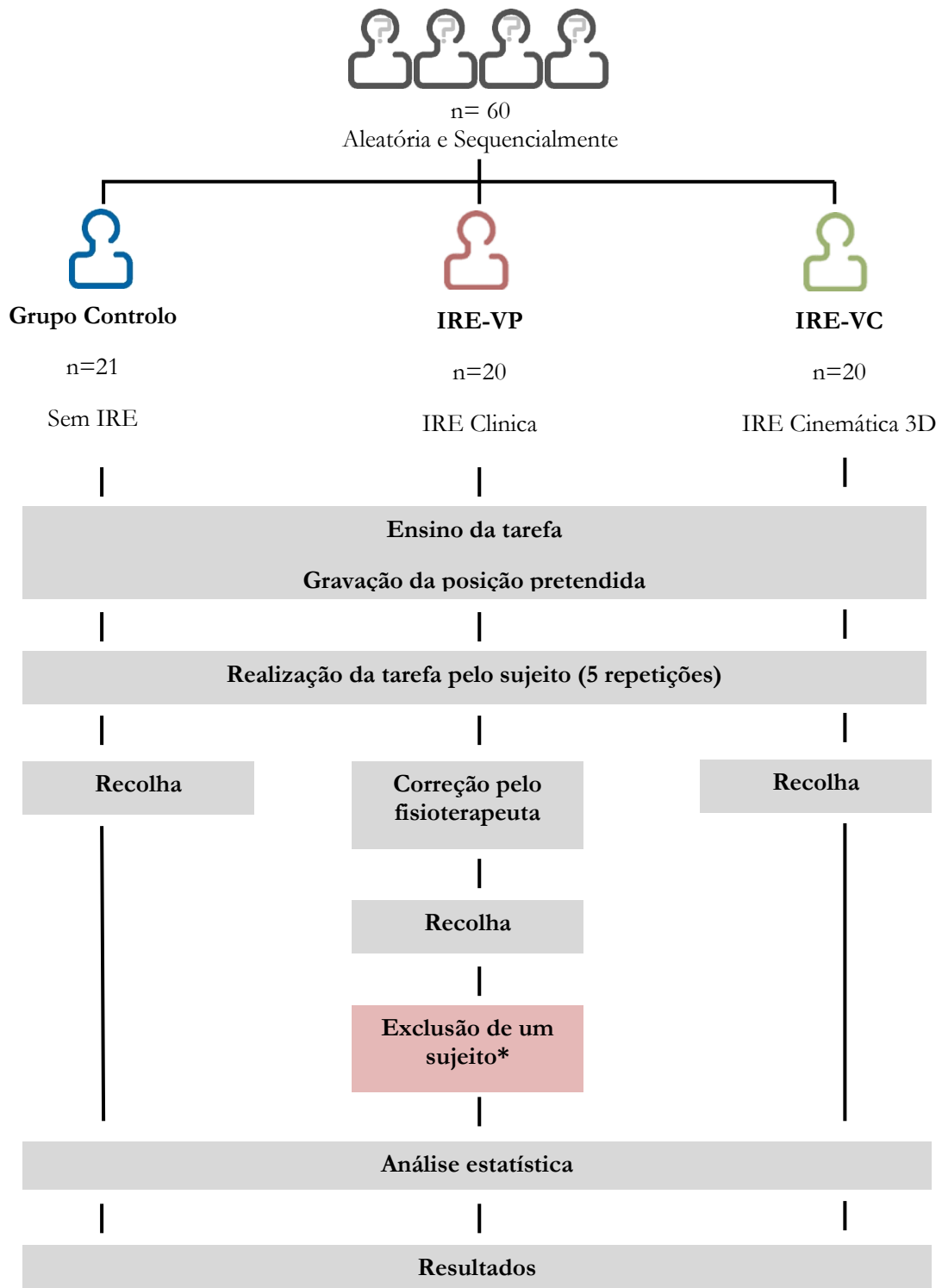
Trata-se de um estudo quantitativo porque teve na sua base uma realidade objetiva. Os sujeitos e o investigador foram independentes e a opinião do investigador não interferiu com os resultados do estudo.

Experimental porque foi possível ao investigador controlar variáveis tais como a população e os fatores de exposição em estudo e selecionar, de forma controlada, os participantes que integraram o estudo. A amostra foi selecionada aleatoriamente, sendo assegurada a sua homogeneidade. Existiu um grupo controlo e dois grupos experimentais, nos quais os sujeitos foram alocados de forma aleatória e sequencial.

Por ter uma única variável independente caracteriza-se de fator único e é prospetivo pois a recolha dos dados teve lugar posteriormente à elaboração da questão em estudo (Domholdt, 2000).

O desenho do estudo obedeceu ao esquema representado pela figura 2.

Figura 2: Desenho do estudo



*Excluído por erros inerentes à recolha dos dados

3.3. Hipóteses

A **hipótese nula (H0)** considerou que não existiam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controlo, IRE-VP e IRE-VC no que respeita às variáveis de desempenho: tempo e qualidade da execução.

Como hipóteses de investigação foram definidas:

H1

O grupo experimental IRE-VC apresenta melhor desempenho no que respeita à variável tempo, do que no grupo controlo.

H2

O grupo experimental IRE-VC apresenta melhor desempenho no que respeita à variável percurso, do que no grupo controlo.

H3

O grupo experimental IRE-VC apresenta melhor desempenho no que respeita à variável tempo, do que no grupo experimental IRE-VP.

H4

O grupo experimental IRE-VC apresenta melhor desempenho no que respeita à variável percurso, do que no grupo experimental IRE-VP.

H5

O grupo experimental IRE-VP apresenta melhor desempenho no que respeita à variável tempo, do que no grupo controlo.

H6

O grupo experimental IRE-VP apresenta melhor desempenho no que respeita à variável percurso, do que no grupo controlo.

H7

O grupo experimental IRE-VP apresenta melhor desempenho no que respeita à variável tempo, do que no grupo experimental IRE-VC.

H8

O grupo experimental IRE-VP apresenta melhor desempenho no que respeita à variável percurso, do que no grupo experimental IRE-VC.

3.4. Amostra

Neste estudo foi utilizada uma amostragem não probabilística por conveniência (Oliveira, 2009). Tratou-se de uma amostra de 60 sujeitos selecionada de entre a população dos estudantes do curso de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal (ESS-IPS), no ano letivo 2011/2012. A amostra era constituída por 44 mulheres (73%) e 16 homens (27%), com idades compreendidas entre os 18 e os 54 anos, sendo a sua média 21,66 anos ($\pm 5,89$).

Uma vez que não existe evidência preliminar na área em estudo capaz de fornecer valores de média e desvio padrão das variáveis em estudo nos diferentes grupos, não foi possível efetuar o estudo da potência da amostra por desconhecimento do tamanho crítico do efeito (Kraemer, 1987; Cohen, 1988).

Foram incluídos os estudantes do curso de Fisioterapia da ESS-IPS que aceitaram participar no estudo. Como **critério de exclusão** foi definida a existência de história atual ou passada de dor no ombro (McClure, *et al.*, 2001; Borsa, *et al.*, 2003; Fayad, *et al.*, 2006; Ludewig, P. M., *et al.*, 2009).

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética Especializada para a Investigação da ESS-IPS e todos os sujeitos admitidos ao estudo preencheram um questionário de caracterização da amostra, tiveram acesso a uma carta explicativa do estudo e assinaram uma declaração de consentimento informado.

A alocação aleatória dos sujeitos nos respetivos grupos teve na sua base os dias pré-definidos para a recolha dos dados, cabendo aos estudantes a escolha do dia e hora para a respetiva recolha. Em cada um dos dias os sujeitos foram divididos aleatoriamente num dos três grupos em estudo, tendo como único critério a homogeneidade numérica de cada um dos grupos.

3.5. Instrumentos

A recolha e a gravação dos dados foram realizadas através de um sistema de varrimento eletromagnético trakSTAR *Flock of Birds* (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT, Canada) e pelo software *TheMotionMonitor* (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, IL, USA). Este sistema eletromagnético permite recolher a posição e orientação de um conjunto de sensores colocados num espaço previamente calibrado a uma taxa de amostragem de 100 Hz. A precisão reportada para um sensor estático é 1.8 mm por posição e 0.51 mm para orientação. Este sistema tem vindo a ser frequentemente usado em estudos que envolvam a biomecânica do ombro (ex. Pascoal, van der Helm, Pezarat Correia, & Carita, 2000; Teece, *et al.*, 2008; Morais & Pascoal, 2012).

3.6. Desenho do Estudo – Procedimentos

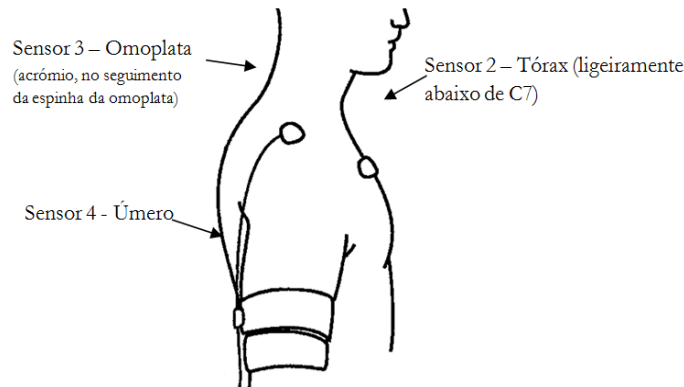
3.6.1. Procedimentos Experimentais

Previamente à recolha dos dados, foi efetuada a calibração do laboratório para espaço de recolha de 3m³ (através de um procedimento incluído no software *TheMotionMonitor*). Após a calibração o erro na determinação de posições 3D com recurso a uma caneta (*stylus*) digitalizadora é de 1.8 mm a 4 mm nas distâncias máximas da área calibrada.

Foram definidas as referências ósseas necessárias para definir os sistemas de coordenadas de cada segmento de acordo com (Wu *et al.*, 2005). Para recolha da posição e orientação de cada segmento ósseo foram utilizados 3 sensores: tórax, omoplata e úmero. Tendo em conta o objetivo do estudo, definiu-se como relevante o movimento da omoplata relativamente ao tórax e, por isso, os sistemas de coordenadas a considerar foram o da omoplata e o do tórax. A sequência de Euler usada para estudar o movimento foi a recomendada pela *Internacional Society of Biomechanics* (ISB), isto é, Y-X-Y (Wu, *et al.*, 2005; Šenk & Chèze, 2006).

Os sensores foram fixados com fita adesiva no esterno e na pele que cobre a superfície plana do processo acromial. Um terceiro sensor foi fixado no úmero através de uma fita de velcro, como representado pela figura 3.

Figura 3: Colocação dos Sensores Eletromagnéticos

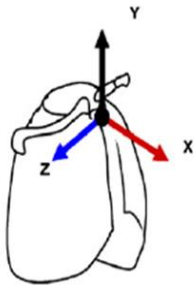


Enquanto os sujeitos se mantinham com os braços relaxados junto ao corpo, as referências ósseas do tórax, omoplata e úmero foram palpadas e digitalizadas de forma a permitir a transformação dos dados dos sensores em sistemas de coordenadas locais anatómicos. Todos os sujeitos viram testado o seu ombro direito.

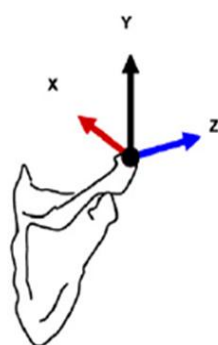
As eminências ósseas usadas para a definição do sistema de coordenadas e respectiva orientação são as representadas no quadro 3.

Quadro 3: Marcas ósseas usadas para a definição dos sistemas de coordenadas do tórax e omoplata (Wu, *et al.*, 2005)

Segmento	Marcas Ósseas	Sistema de Coordenadas
Tórax	<ul style="list-style-type: none"> - Apêndice Xifóide (AX) - Fúrcula Esternal (FE) - Apófise Espinhosa da 7^a vértebra cervical (C7) - Apófise Espinhosa da 8^a vértebra cervical (T8) 	<ul style="list-style-type: none"> - A origem do sistema de coordenadas é coincidente com FE - O eixo dos Y é formado através da ligação do ponto médio entre AX e T8 e o ponto médio entre FE e C7 - O eixo dos Z é formado pela linha perpendicular ao plano formado por FE, C7 e o ponto médio entre AX e T8 - O eixo dos X é formado pela linha perpendicular ao eixo dos Z e Y. - A direção dos eixos é a apresentada na figura



Omoplata



- Ângulo Acromial (AA)
 - Raiz da Espinha da Omoplata (RE)
 - Ângulo Inferior da Omoplata (AI)
- A origem do sistema de coordenadas é coincidente com AA
 - O eixo dos Y é formado pela linha perpendicular ao eixo dos X e Y
 - O eixo dos Z é formado pela linha que une RE e AA
 - O eixo dos X é formado pela linha perpendicular ao plano formado por AI, AA e RE
 - A direção dos eixos é apresentada na figura

Finalizado o processo de digitalização, foi iniciada a recolha dos dados.

3.6.2. Procedimentos de Recolha dos Dados

Independentemente do grupo a que pertenciam, foi explicado aos sujeitos, através da orientação verbal e palpatória do investigador, qual a posição pretendida da omoplata e à qual deveriam voltar sempre que instruídos para **“levar a omoplata para trás e para dentro”**. Os dados foram capturados nessa posição durante 15 segundos. Dois sinais *trigger* foram usados para definir um intervalo de 3 segundos dentro desse período, e foram registados os valores de rotação externa/interna (X) e rotação superior/inferior (Y). Para garantir que o sujeito compreendeu qual seria a posição pretendida foi-lhe pedido que voltasse a essa posição. Uma 3ª pessoa verificou a concordância da posição atingida com a posição pretendida através do *TheMotionMonitor*, e caso se verificasse seguia o protocolo de recolha. Se esta situação não se verificasse, seriam dadas as oportunidades necessárias ao sujeito para fosse assegurada a compreensão da posição pretendida por parte do sujeito.

No **grupo controlo** não foi dada qualquer IRE, apenas pedida a tarefa de voltar à posição definida inicialmente com o comando selecionado e, após o seu reconhecimento (independentemente de ser essa ou não a posição pretendida), avisar o investigador. 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.

No **grupo experimental IRE clínico verbal e palpatório**, foi pedida a mesma tarefa que no grupo controle, mas após o reconhecimento pelo sujeito, essa posição poderia ser corrigida pelo fisioterapeuta se este o considerasse necessário. A posição corrigida e validada pelo fisioterapeuta seria então registada. Esta atividade foi repetida 5 vezes.

No **grupo experimental IRE visual e cinemático 3D em tempo real**, a tarefa pedida foi semelhante à descrita anteriormente, mas 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 construiu 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. Da mesma forma que nos grupos anteriores, foram realizadas 5 repetições da atividade.

3.7. Variáveis

As variáveis em estudo foram:

- **Variável Independente:** Informação de Retorno Extrínseca
- **Variáveis Dependentes:** Tempo a atingir a posição
Qualidade da Execução

3.7.1. Informação de Retorno Extrínseca

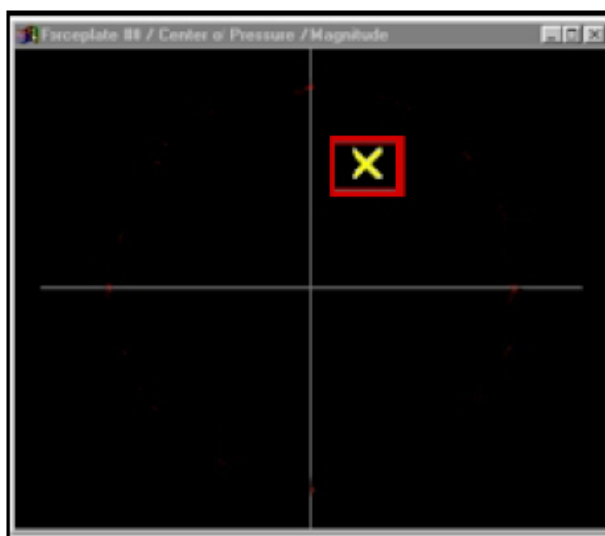
Esta variável diz respeito a existência ou não de *feedback* durante a realização da atividade pedida e é a única variável manipulada pelo observador e capaz de provocar efeito nas variáveis dependentes. Esta variável podia tomar três formas: sem IRE, com IRE clínica (verbal e palpatória) e com IRE visual cinemática 3D.

A IRE foi constituída pelas variáveis rotação superior e rotação interna da omoplata dadas através dos ângulos de Euler da orientação da omoplata em relação ao tórax. A sequência

de Euler usada foi mais uma vez de encontro ao sugerido por Wu *et. al* (2005), isto é, Y-X-Y.

A forma da visualização desta informação para o sujeito foi a que surge na figura 4. O quadrado representa a posição alvo, isto é, os valores de rotação superior e rotação interna da omoplata da posição pretendida $\pm 2.5^\circ$, enquanto que a cruz representa a posição em tempo real da omoplata do sujeito.

Figura 4: Representação da informação fornecida ao sujeito no grupo IRE-VC



A rotação superior foi definida para o eixo do Y e a rotação interna para o eixo do X, por se relacionar com a direção real dos respetivos movimentos da omoplata e por isso a sua leitura se tornar mais intuitiva.

3.7.2. Tempo a atingir a posição

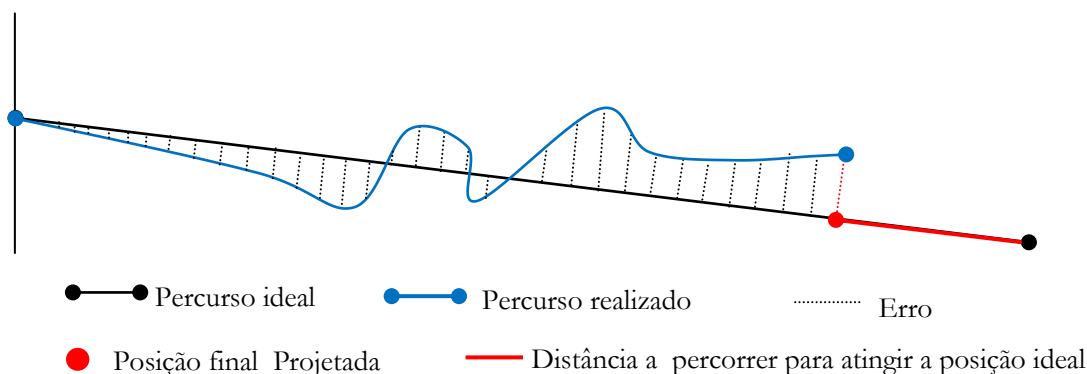
Esta variável representa o tempo que os sujeitos demoraram desde que lhes foi dado o comando verbal “leve a sua omoplata para trás e para dentro” até ao momento em que (i) assumiram estar na posição pretendida, (ii) assumiram estar na posição e foram corrigidos pelo fisioterapeuta e (iii) colocaram a cruz dentro do quadrado, 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.

3.7.3. Qualidade da execução

Esta variável foi construída pelos investigadores de forma a normalizar os resultados ao ponto de poderem ser comparáveis. 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 (podendo esta ser ou não a posição pretendida) e a diferença entre a posição atingida projetada no percurso ideal e a posição pretendida (figura 5).

Figura 5: Representação gráfica dos constituintes da variável “Qualidade da Execução”



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.

Assim, a variável “qualidade da execução” diz respeito à diferença existente entre o percurso efetivamente realizado pelo sujeito desde a posição inicial até à posição final da atividade, à qual se acresce, caso o sujeito não tenha cumprido a atividade com sucesso, o percurso que ficou por percorrer quando a atividade terminou, com uma ponderação de 1/3 relativamente ao primeiro valor e 2/3 relativamente ao segundo. Na base desta ponderação esteve a importância que cada um dos fatores a considerar tem na prática clínica em casos de reabilitação de disfunção do ombro. O que é pedido aos utentes com

disfunção do ombro é que reconheçam a posição pretendida da omoplata, o que corresponde neste estudo a atingir a posição final ideal. Desta forma, a distância a que o sujeito ficou da posição final ideal assumiu maior importância na construção desta variável, do que a distância que foi mantendo daquele que seria o percurso mais curto.

3.8. Tratamento dos Dados

Após uma descrição sumária da amostra, compararam-se as **variáveis de caracterização** dos sujeitos dos três grupos, nomeadamente o sexo, idade, altura, peso e a prática regular de desporto ou não, de forma a averiguar que os grupos não diferiam entre si e garantir que, possíveis efeitos que pudessem surgir durante o estudo se devessem aos resultados de mesmo. Para este tratamento usou-se o *Teste Kruskal-Wallis* para as variáveis quantitativas e o Teste Qui-Quadrado para as variáveis qualitativas.

Para comparação das **variáveis de desempenho** (tempo e qualidade da execução) realizaram-se testes sobre a normalidade da distribuição (Teste de *Shapiro-Wilk* e Teste de *Kolmogorov-Smirov*) e sobre a homogeneidade das variâncias (Teste de *Levéne*). Garantida a normalidade da distribuição e a homogeneidade das variâncias seguiu-se a *ANOVA one-way* para averiguar a existência ou não de diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos e o Teste de Comparações Múltiplas para determinar, caso hajam, que diferenças existiram entre grupos.

Todos os testes estatísticos foram realizados na aplicação para tratamento estatístico *Statistical Package for Social Sciences PASW 18.0* (SPSS).

APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Na apresentação dos resultados deste estudo, optou-se por incluir os dados relevantes, remetendo para anexo os restantes resultados.

4. Resultados

4.1. Descrição da Amostra

Da população de alunos do curso de Fisioterapia da ESS-IPS 61 sujeitos aceitaram participar no estudo. Foi eliminado um sujeito na fase de tratamento dos dados por erros inerentes ao processo de recolha, ficando a amostra constituída por 60 sujeitos (Quadro 4). Dos participantes do estudo 44 eram mulheres (73%) e 16 homens (27%), com idades compreendidas entre os 18 e os 54 anos, sendo a sua média 21,66 ($\pm 5,89$).

Quadro 4: Características Socio demográficas da Amostra

Variável	Categorias	Amostra
Sexo	Masculino	16%
	Feminino	74%
Idade	Média	21.66
	Mediana	20.00
	Desvio Padrão	5.89
Peso	Média	62.10
	Mediana	60.00
	Desvio Padrão	11.06
Altura	Média	166.85
	Mediana	166.00
	Desvio Padrão	7.81
Prática de Desporto	Sim	82%
	Não	18%

4.2. Homogeneidade entre os grupos face às variáveis de caracterização

Anteriormente à análise da estatística inferencial, procedeu-se a uma análise de comparação entre os grupos, face às principais variáveis de caracterização.

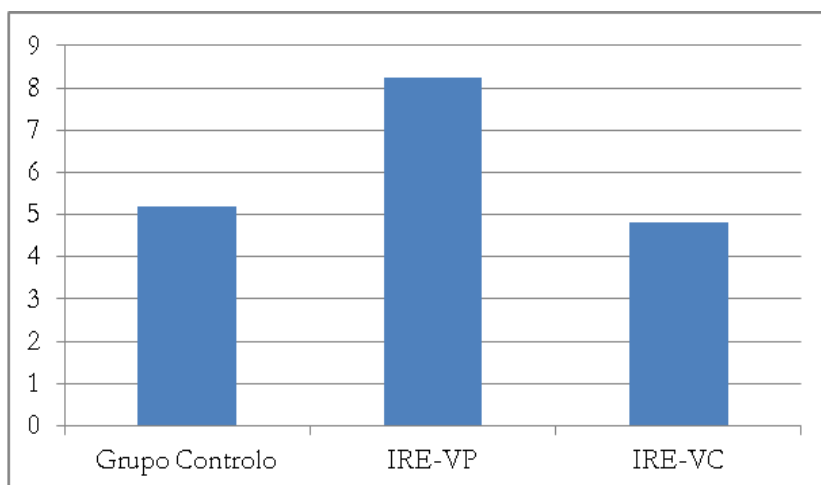
As análises efetuadas (Anexo I, Quadro 5, 6, 7 e 8) permitiram concluir que não existem diferenças significativas entre grupos quanto à sua distribuição relativamente ao sexo, prática desportiva, peso, idade e altura. Este pressuposto permitiu a continuidade da análise estatística no que respeita às variáveis de desempenho.

4.3. Caracterização dos grupos face às variáveis de desempenho

4.3.1. Tempo

No que respeita à variável tempo, na comparação entre grupos verificou-se que existiram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.01$) entre os grupos controlo e o grupo IRE-VP, entre o grupo IRE-VP e o grupo IRE-VC. Desta forma, no que respeita à variável tempo podemos dizer que obtiveram melhores resultados, isto é, demoraram menos tempo a atingir a posição pretendida os grupos controlo e o grupo IRE-VC. Os sujeitos do grupo controlo demoraram em média menos 3.04 segundos que os indivíduos do grupo IRE-VP e os sujeitos do grupo IRE-VC demoraram em média menos 3.43 segundos que os indivíduos do grupo IRE-VP (Gráfico 1). Não existiram diferenças estatisticamente significativas entre o grupo controlo e o grupo IRE-VC.

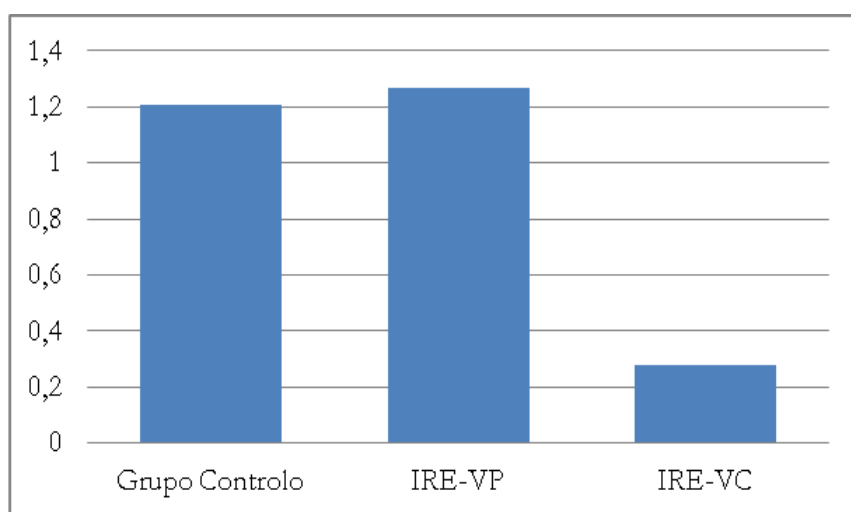
Gráfico 1: Diferenças por grupo: média do tempo a atingir a posição (valores em segundos)



4.3.2. Qualidade da Execução

Relativamente à variável qualidade da execução verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.01$) entre o grupo controlo e o grupo IRE-VC e, entre grupo controlo e o IRE-VP. Uma vez que, em ambos os casos, o grupo IRE-VC obteve melhores resultados podemos dizer que, os sujeitos que receberam *biofeedback* cinemático tiveram melhor desempenho tendo adotado um percurso mais próximo do percurso mais curto e tendo ficado mais próximos da posição pretendida (Gráfico 2).

Gráfico 2: Diferenças por grupo: média do erro da qualidade da execução



DISCUSSÃO

Com o presente estudo clínico aleatorizado, foi determinada a efetividade do *biofeedback* cinemático 3D em tempo real, como informação de retorno extrínseca, no reconhecimento da zona neutra da omoplata em sujeitos saudáveis.

A inexistência de estudos similares nesta área, não nos permitiu obter referências quanto à metodologia a usar. No entanto, foi possível caracterizar a amostra estudada, sob o ponto de vista demográfico e de saúde e medir o desempenho na realização de exercícios escapulo-torácicos no que respeita às variáveis tempo e percurso.

De forma a identificar o contributo relativo a cada tipo IRE, foram analisadas as diferenças no desempenho dos sujeitos quando lhes foi IRE-VC ou IRE-VP, indo assim de encontro ao objetivo principal deste trabalho.

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). Na fase de controlo, existirá uma constante monitorização e ocasional ajuste do programa motor em curso. Estes ajustes

estão limitados às características espaciais do alvo, pois são as que podem sofrer alterações abruptas ou ter sido mal calculadas. Os ajustes a efetuar ao plano do movimento são resultado de informações obtidas através de *feedback* visual, propriocepção e a dita cópia eferente (Glover, 2004). Ao contrário dos erros de planeamento, que podem ser corrigidos se houver tempo suficiente, nos **erros de controlo há maior probabilidade de existir um ato falhado** (Glover, 2004). Estes dois estádios – planeamento e controlo – sobrepõem-se no tempo sendo a influência do controlo cada vez maior à medida que o movimento se vai desenrolando. Esta sobreposição permite que as correções sejam suaves e não espasmódicas (Glover, 2004).

Vimos aqui 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 *feedback* intrínseco do indivíduo, pode contribuir para o sucesso da atividade motora. Fornecer *feedback* extrínseco ao indivíduo, em tempo real, enquanto executa a tarefa é uma forma de assegurar/contribuir para o sucesso dessa mesma tarefa. Foi neste sentido que durante este estudo foi dada informação extra – IRE – de forma a que a comparação e correção do movimento não dependessem exclusivamente da informação proprioceptiva dos sujeitos.

A questão orientadora do presente estudo, tendo por base o uso do *biofeedback* cinemático 3D em tempo real enquanto facilitador na (re)aprendizagem de exercícios escapulo-torácicos, levou à escolha da primeira fase da aprendizagem motora – a da consciencialização – por se tratar de uma fase em que a exigência por parte do indivíduo e o número de erros assumem maiores dimensões. Neste sentido, a tarefa escolhida foi o **reconhecimento da zona neutra da omoplata**.

A zona neutra da omoplata define qual deve ser a posição e orientação da omoplata no tórax para que a sua relação com as restantes componentes da articulação seja ótima, o que permite a mobilidade e estabilidade necessárias na articulação gleno-umeral (Mottram, 1997). Em casos de disfunção do ombro, existe perda da capacidade de assumir esta posição por parte do sujeito o que leva ao aparecimento de patologia. Desta forma, é de extrema importância o reconhecimento desta posição por parte dos sujeitos. São vários os protocolos de reabilitação de disfunção do ombro que incluem nas suas fases iniciais o reconhecimento da zona neutra da omoplata (Mottram, 1997; Margarey & Jones, 2003; Struyf, *et al.*, 2012; Worsley, *et al.*, 2012). A tomada de consciência desta posição por parte

dos sujeitos, implica a capacidade de ativar os estabilizadores da omoplata, primeiro sem amplitudes de flexão/abdução da articulação gleno-umeral e mais tarde com amplitudes amplas e funcionais (Margarey & Jones, 2003).

Dos dois tipos de IRE estudados, interessou-nos estudar as vantagens do *biofeedback* cinemático tridimensional em tempo real, pois trata-se de um tipo de *feedback* extrínseco cujas potencialidades, em particular no membro superior, ainda estão por explorar. Os estudos publicados até à atualidade e que exploram as vantagens do *biofeedback* cinemático enquanto componente de reabilitação, são estudos ou que envolvem disfunções neurológicas ou o membro inferior (Crowell, H., Milner, Hamill, & Davis, 2010; Tate & Milner, 2010; Crowell, H. P. & Davis, 2011; Noehren, Scholz, & Davis, 2011; Piovesan, Casadio, Morasso, & Giannoni, 2011; De Baets, *et al.*, 2012; Lewek, Feasel, Wentz, Brooks, & Whitton, 2012; Rice, Pohlig, Gallagher, & Boninger, 2012; Thikey *et al.*, 2012). 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). Embora a electromiografia 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. Desta forma, torna-se importante avaliar em que medida o *biofeedback* cinemático em tempo real pode contribuir positivamente para a (re)aprendizagem da posição neutra da omoplata e de que forma o *feedback* baseado no movimento difere do *feedback* baseado em contração muscular, no que respeita ao contributo para a aprendizagem motora.

Embora existam outras formas de avaliar a posição, orientação e movimento da omoplata nenhuma delas é capaz de fornecer em tempo real informação ao sujeito da posição em que a omoplata se encontra relativamente ao tórax.

Foi realizada a calibração do espaço e instrumento usados na recolha dos dados e avaliado o eventual contributo de fatores externos capazes de alterar os resultados, nomeadamente erros na palpação e identificação das estruturas e artefactos associados aos tecidos moles. Técnicas de análise tridimensional do movimento são amplamente usadas em estudos biomecânicos e para aplicações clínicas (Cutti, Paolini, Troncossi, Cappello, & Davalli,

2005). Dispositivos eletromagnéticos são dos mais utilizados, uma vez que não são invasivos e geralmente não influenciam as estratégias motoras (Cutti, *et al.*, 2005). No entanto, existem duas grandes dificuldades no uso destes dispositivos: o fenómeno de *gimbal-lock* (Aizawa *et al.*, 2010) e os artefactos associados aos tecidos moles (AT) (Cutti, *et al.*, 2005; Cutti, Cappello, & Davalli, 2006; Cao, Masuda, & Morita, 2007; Aizawa, *et al.*, 2010). O primeiro surge quando a elevação do membro superior se encontra próximo dos 0°, assim como o ângulo de rotação axial, o que resulta numa flutuação do ângulo horizontal do membro superior originando valores discrepantes (Aizawa, *et al.*, 2010). Este fenómeno resulta da definição dos ângulos de Euler/Cardan (Aizawa, *et al.*, 2010) e pode ser minimizado através da escolha apropriada do sistema de coordenadas local e sequência de rotação (de Groot, J.H., 1997). Os AT devem-se à deslocação relativa entre os sensores e o osso (Cutti, *et al.*, 2005; Cutti, *et al.*, 2006; Cao, *et al.*, 2007; Aizawa, *et al.*, 2010). Esta é uma das maiores fontes de erro no estudo da cinemática e dinâmica (Cutti, *et al.*, 2005; Cutti, *et al.*, 2006). Nos estudos do membro superior, a magnitude dos AT é ampliada pelas elevadas amplitudes de movimento desta parte do corpo humano (Cutti, *et al.*, 2005) e assume particular relevância no ângulo de rotação axial do membro superior (Cao, *et al.*, 2007; Aizawa, *et al.*, 2010).

Em particular, a cinemática da omoplata é difícil de medir usando métodos baseados na identificação de estruturas através da pele, devido ao deslizamento da omoplata debaixo da pele e músculos (Brochard, Lempereur, & Remy-Neris, 2011). Uma das formas usadas para minimizar o erro derivado do AT é o uso de método de marcação do acrómio associado a uma calibração simples da omoplata, como forma de estimar o movimento real da omoplata (Brochard, *et al.*, 2011). Acima dos 90° de elevação umeral o movimento dos músculos e da pele sobre o acrómio origina erros de maior relevância e mais difíceis de minimizar (Brochard, *et al.*, 2011). Neste sentido, para melhorar o rigor dos estudos e permitir o estudo do movimento da omoplata em amplitudes de movimento mais amplas, foi desenvolvida uma técnica de dupla calibração (Brochard, *et al.*, 2011). Esta técnica consiste em combinar a calibração da posição de repouso da omoplata e num nível de elevação umeral superior (Brochard, *et al.*, 2011). Desta forma, é possível corrigir os erros que advêm do movimento dos tecidos acima dos 90° de elevação (Brochard, *et al.*, 2011).

A variabilidade 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) **ruido 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, J.H., 1997).

O erro de palpação será, dos restantes contribuintes, aquele que poderá ser mais facilmente controlado pelos investigadores. Foi calculado em aproximadamente 2° e o seu contributo será menor se aumentar o número de observações (de Groot, J.H., 1997; Meskers, Fraterman, van der Helm, Vermeulen, & Rozing, 1999). O ruído motor contribui em cerca de 3° a 6° e a variabilidade inter-sujeito em 5° a 10° (de Groot, J.H., 1997).

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 (Karduna, *et al.*, 2001; Ludewig, P.M., Cook, & Shields, 2002).

A localização dos sensores adotada neste estudo foi previamente usada e validada para medir a rotação superior da omoplata (McQuade & Smidt, 1998).

Ainda que a interferência de artefactos dos tecidos moles seja substancialmente superior no membro inferior do que no membro superior (pela existência de maior quantidade tecido adiposo e muscular), sabemos que a cinemática da omoplata é difícil de medir usando métodos como a aplicação de sensores na pele, devido ao deslizamento da omoplata debaixo da pele e músculos (Brochard, *et al.*, 2011). No entanto, esta situação só assume importância quando se trata de avaliar o movimento da omoplata acima de 90° de elevação umeral, pois a este nível o movimento dos músculos e da pele no acrómio dão origem a artefactos relevantes para os resultados (Brochard, *et al.*, 2011).

Embora estes sejam fatores de extrema importância na realização de estudos que envolvam o estudo da biomecânica da omoplata, neste estudo em particular o contributo do conjunto de erros apresentado não é relevante. O fenómeno de *gimbal-lock* só se verifica em situações de movimento do úmero, situação essa que não se verifica no presente estudo pois a tarefa é realizada com o braço junto ao corpo. No que respeita aos AT e aos erros de palpação, podemos dizer que o seu contributo é igualmente irrelevante pois a comparação é sempre relativa, isto é, foi comparada a posição final do sujeito relativamente à posição definida para esse mesmo sujeito e não foram retirados os sensores entre medições. Ainda assim, e para garantir a qualidade do *setup* experimental em causa, foi definido um protocolo de

palpação (Apêndice 4) com base nas recomendações da *International Society of Biomechanics* (Wu, *et al.*, 2005).

No que respeita ao **tratamento dos dados**, e em particular à **homogeneidade entre grupos relativamente às variáveis de caracterização**, procedeu-se a uma análise de comparação entre grupos, de forma a garantir que eventuais diferenças detetadas durante a realização deste trabalho se devessem à variável independente – IRE – e não a diferenças entre os grupos em estudo.

Relativamente às variáveis de performance, e uma vez que o presente estudo compara amostras independentes inferiores a 30 sujeitos, existiu a necessidade da realização de testes estatísticos averiguassem os pressupostos necessários à continuidade da análise dos resultados. Desta forma, a comparabilidade das variáveis tempo e percurso e a sua expressão nos 3 grupos (controlo, IRE-VP e IRE-VC) foi analisada através da realização de diversos testes estatísticos, tendo-se verificado os pressupostos de normalidade das variáveis e igualdade de variâncias.

De uma forma geral, podemos dizer que fornecer IRE visual cinemática surte efeito, pois foram encontradas diferenças entre os grupos nesse sentido.

Ao compararmos o desempenho temporal entre os grupos, podemos concluir que os grupos controlo e IRE-VC foram significativamente mais rápidos a atingir a posição pretendida que o grupo que recebeu IRE-VP ($p < 0.01$), não tendo existido diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controlo e IRE-VC. Estes dados permitem pressupor que fornecer *biofeedback* cinemático 3D em tempo real contribui para a realização da atividade em estudo num menor período de tempo. Os sujeitos que não receberam qualquer tipo de *feedback* foram, em média, 3.04 segundos mais rápidos que os sujeitos do grupo IRE-VP e os sujeitos do grupo IRE-VC foram 3.43 segundos mais rápidos que os sujeitos do grupo IRE-VP. Atualmente a grande maioria dos fisioterapeutas não tem ao seu dispor *biofeedback* cinemático sendo que, na implementação de protocolos que passam pelo reconhecimento da zona neutra da omoplata, servem-se de si próprios para orientar e corrigir os sujeitos na realização da tarefa. No entanto, os dados apresentados sugerem que o *feedback* clínico é substancialmente menos eficaz do que o *biofeedback* cinemático ou até nenhum tipo de *feedback* extrínseco, no que respeita ao desempenho temporal.

No entanto, e embora as diferenças encontradas nos digam que fornecer IRE-VC ou não fornecer IRE é mais eficaz no que respeita ao desempenho temporal do que fornecer IRE-

VP, é necessário ter em conta que, no grupo IRE-VP, foi após o sujeito reconhecer estar na posição que pensou ser a pretendida que o fisioterapeuta a corrigiu caso lhe tenha parecido necessário, o que pode ter contribuído para aumentar o tempo desde que é dado o comando pelo investigador até que é registada a posição final.

Embora não tenham existido diferenças no que respeita ao tempo a atingir a posição pretendida entre os sujeitos do grupo controlo **apenas 29% dos sujeitos** concretizaram essa atividade com sucesso.

No que respeita à variável **qualidade da execução**, e uma vez que se verificaram diferenças significativas entre o grupo controlo e o grupo IRE-VC e entre o grupo IRE-VP e o grupo IRE-VC ($p < 0.01$), podemos dizer que o *feedback* cinemático influencia positivamente a qualidade da execução uma vez que os sujeitos deste grupo realizaram a atividade com um percurso mais próximo do ideal e terminaram a atividade mais próximo da posição pretendida.

Embora a variável qualidade da execução tenha sido construída pelos investigadores no sentido de normalizar os dados e permitir a sua comparação, sabemos que quando menor for o seu valor, mais próximo do percurso ideal e posição final ideal estiveram os sujeitos. Assim, e analisando os dados, verifica-se uma diferença acentuada entre os grupos controlo e IRE-VP e o grupo IRE-VC, sugerindo que o *biofeedback* cinemático é eficaz em fornecer aos sujeitos a informação necessária para cumprir a tarefa da forma mais linear e com maior sucesso.

Acontece que a variável qualidade da execução tem na sua base a definição do percurso ideal, que se trata de uma reta entre a posição inicial da omoplata e a que deve ser a sua posição pretendida. Esta reta virtual, cujo único critério para ser formada era unir dois pontos, pode passar pelo centro do tórax, o que seria impossível de concretizar. Caso esta situação se verifique, a variável percurso assumiria um valor maior, o que na realidade não se relaciona com o percurso mais curto possível de ser concretizado. No entanto, esta é uma realidade transversal a todos os grupos, pelo que, a verificar-se, existe a mesma probabilidade de acontecer em todos os sujeitos.

Esta variável também diz respeito à distância a que os sujeitos se mantiveram daquela que seria a sua posição objetivo. Da mesma forma, quanto maior for o valor, mais distante do objetivo o sujeito terá ficado. Olhando para os resultados, torna-se claro que os sujeitos do grupo IRE-VC terão ficado mais próximos da posição pretendida que os sujeitos dos

restantes grupos, isto é, cumprindo a tarefa com sucesso ou tendo ficado mais próximo do sucesso. Este fato assume grande importância no que respeita ao processo de (re)aprendizagem motora, pois sujeitos que passam por um processo de aprendizagem sem erros adquirem o padrão de movimento correto mais cedo do que aqueles que erram durante esse processo (Maxwell, Masters, Kerr, & Weedon, 2001).

Uma vez que os grupos eram homogêneos à partida e os procedimentos de ensino e recolha foram equitativos em todos os grupos, estes dados contribuem para afirmar que os resultados obtidos no que respeita à performance temporal e à qualidade da execução da tarefa se devem à informação de retorno obtida pela *biofeedback* cinemático em tempo real.

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. Apresentamos no nosso estudo dados que sustentam esta informação: os sujeitos do grupo IRE-VC realizaram a tarefa em menos tempo, mais próximos do percurso mais curto e ficaram mais próximos do objetivo final. Além do mais, por se tratar de um *feedback* dado em tempo real, este serve não só de orientação durante a realização dos exercícios (conhecimento do desempenho) como também dá a informação do sucesso ou insucesso da atividade (conhecimento do resultado). A prática guiada permite ao sujeito tomar consciência do padrão do movimento num estágio precoce da aprendizagem, ao contrário do que acontece no caso de uma prática não guiada (Maxwell, *et al.*, 2001).

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. Contudo, os resultados apresentados revelam que esta deverá 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.

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).

Embora hoje em dia seja aceite que não deve ser dada informação de retorno extrínseca em todas as repetições, a proporção exata e aceite cientificamente entre repetições com *feedback* e sem *feedback* não é conhecida. Muitos foram os estudos que têm vindo a procurar esta relação e a sua influência na aprendizagem (Bilodeau & Bilodeau, 1961; Ho & JOHN, 1978; Winstein & Schmidt, 1990). Embora destas investigações tenha resultado a conclusão de que a frequência relativa do *feedback* extrínseco influencia a aprendizagem, não existiu consenso quanto a qual deve ser a frequência ideal.

Os protocolos de reabilitação em casos de disfunção do ombro mais recentes integram a componente de reconhecimento da zona neutra da omoplata e consideram-na uma parte crucial nas fases iniciais da recuperação em sujeitos com disfunção do ombro (Struyf, *et al.*, 2012; Worsley, *et al.*, 2012). Até hoje, tem vindo a ser explorada a influência que o uso da eletromiografia de superfície (EMG) enquanto informação de retorno extrínseca tem na facilitação do processo de aprendizagem da zona neutra da omoplata. E, de fato, os resultados são favoráveis (Holtermann, *et al.*, 2010). No entanto, estes instrumentos apenas têm a capacidade de medir a atividade muscular de alguns dos músculos que rodeiam o complexo articular do ombro e influenciam o seu movimento, não devolvendo ao indivíduo toda a informação. Para além disto, na prática clínica, é uma tarefa difícil fazer entender aos indivíduos que músculos contrair, especialmente quando se tratam de músculos difíceis de visualizar e cuja ativação é difícil de passar do nível inconsciente para o nível consciente. Neste sentido, o *biofeedback* cinemático 3D em tempo real poderá facilitar este processo de reaprendizagem na medida em que mede e fornece informação sobre o movimento e não sobre atividade muscular, podendo transmitir a informação de retorno na sua totalidade. Por se tratar de movimento, será mais fácil para o indivíduo entender a tarefa a executar. No entanto, os aparelhos de *biofeedback* cinemático 3D disponíveis ainda apresentam dimensões e custos elevados, estando a sua utilização ao alcance de poucos.

Desta forma, são necessários estudos capazes de contribuir para a consistência dos resultados aqui apresentados e para o aparecimento de novo conhecimento científico. Simplificar as ferramentas de *biofeedback* cinemático 3D existentes, determinar a frequência com que deve ser dado o *feedback* extrínseco de forma a potenciar a aprendizagem e não só o desempenho, perceber se o *biofeedback* cinemático representa uma mais-valia face ao *biofeedback* electromiográfico e integrar um protocolo de reabilitação em utentes com disfunção do ombro nas ferramentas de *biofeedback* cinemático são alguns dos caminhos possíveis.

CONCLUSÃO

Este estudo permitiu analisar as diferenças entre a inexistência de IRE, a presença de IRE clínico, verbal e palpatório e a presença de IRE visual cinemático, bem como a sua efetividade no tempo demorado pelos sujeitos a reconhecer a zona neutra da omoplata e no percurso que o sujeito levou a sua omoplata a fazer no reconhecimento dessa posição.

No que respeita aos objetivos específicos definidos para este estudo, concluiu-se que: 1) os sujeitos do grupo controlo e do grupo experimental IRE-VC obtiveram melhores valores de performance temporal que os do grupo experimental IRE-VP, isto é, demoraram menos tempo a reconhecer a posição neutra da omoplata; 2) os sujeitos do grupo IRE-VC obtiveram melhor desempenho no que respeita à qualidade da execução da tarefa, do que os sujeitos pertencentes ao grupo controlo e grupo experimental IRE-VP.

O uso do *biofeedback* cinemático 3D 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.

Tendo em conta a prevalência de casos de disfunção do ombro, torna-se pertinente dar continuidade ao estudo aqui apresentado consolidando os seus resultados e levando ao aparecimento de novo conhecimento.

BIBLIOGRAFIA

- Aizawa, J., Masuda, T., Koyama, T., Nakamaru, K., Isozaki, K., Okawa, A., *et al.* (2010). Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, *43*(15), 2915-2922.
- Atalar, H., Yilmaz, C., Polat, O., Selek, H., Uras, I., & Yanik, B. (2009). Restricted scapular mobility during arm abduction: implications for impingement syndrome. *Acta Orthop Belg*, *75*(1), 19-24.
- Beets, I. A. M., Macé, M., Meesen, R. L. J., Cuypers, K., Levin, O., & Swinnen, S. P. (2012). Active versus Passive Training of a Complex Bimanual Task: Is Prescriptive Proprioceptive Information Sufficient for Inducing Motor Learning? *PloS one*, *7*(5), e37687.
- Bilodeau, E. A., & Bilodeau, I. M. (1961). Motor-skills learning. *Annual review of psychology*, *12*(1), 243-280.
- Borsa, P. A., Timmons, M. K., & Sauers, E. L. (2003). Scapular-Positioning Patterns During Humeral Elevation in Unimpaired Shoulders. *J Athl Train*, *38*(1), 12-17.
- Brochard, S., Lempereur, M., & Remy-Neris, O. (2011). Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *J Biomech*, *44*(4), 751-754.
- 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*.
- Cao, L., Masuda, T., & Morita, S. (2007). Compensation for the effect of soft tissue artefact on humeral axial rotation angle. *Journal of medical and dental sciences*, *54*(1), 1.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*: Lawrence Erlbaum.
- Cools, A., Declercq, G., Cambier, D., Mahieu, N., & Witvrouw, E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *17*, 25-33.
- Cools, A., Dewite, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., *et al.* (2007). Rehabilitation of Scapular Muscle Balance : Which Exercises to Prescribe? *The American Journal of Sports Medicine*, *35*(10), 1744-1751.

- 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.
- Crowell, H., Milner, C., Hamill, J., & Davis, I. (2010). Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(4), 206-213.
- Crowell, H. P., & Davis, I. S. (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics*, 26(1), 78-83.
- Cutti, A. G., Cappello, A., & Davalli, A. (2006). In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm: Preliminary results. *Clinical Biomechanics*, 21, S13-S19.
- Cutti, A. G., Paolini, G., Troncossi, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2005). Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait & posture*, 21(3), 341-349.
- De Baets, L., Jaspers, E., Desloovere, K., & Van Deun, S. (2012). A systematic review of 3D scapular kinematics and muscle activity during elevation in stroke subjects and controls. *J Electromyogr Kinesiol*.
- de Groot, J. H. (1997). The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12(7), 461-472.
- de Groot, J. H., & Brand, R. (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(9), 735-743.
- Desmurget, M., & Grafton, S. (2000). Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends Cogn Sci*, 4(11), 423-431.
- Ebaugh, D. D., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2005). Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(7), 700-709.
- Ebaugh, D. D., & Spinelli, B. A. (2010). Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(2), 199-205.
- Ellenbecker, T. S., & Cools, A. (2010). Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. *Br J Sports Med*, 44(5), 319-327.
- Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med*, 39(8), 663-685.

- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanneton, S., Yazbeck, C., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudau, S., *et al.* (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(9), 932-941.
- Glover, S. (2004). Separate visual representations in the planning and control of action. *Behavioral and Brain Sciences*, 27(01), 3-24.
- Godinho, M. (2007). Controlo Motor e Aprendizagem. Fundamentos e Aplicações. *Edições FMH*.
- 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.
- Ho, L., & JOHN, B. (1978). Effects of relative frequency of knowledge of results on retention of a motor skill. *Perceptual and Motor Skills*, 46(3), 859-866.
- Holtermann, A., Mork, P., Andersen, L., Olsen, H., & Sogaard, K. (2010). The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle A novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 359-365.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *J Biomech Eng*, 123(2), 184-190.
- Kibler, W. B., & McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg*, 11(2), 142-151.
- Kraemer, H. C. (1987). *How many subjects?: Statistical power analysis in research*: Sage Publications, Incorporated.
- Larssen, B. C., Ong, N. T., & Hodges, N. J. (2012). Watch and learn: Seeing is better than doing when acquiring consecutive motor tasks. *PLoS one*, 7(6), e38938.
- Lewek, M. D., Feasel, J., Wentz, E., Brooks, F. P., & Whitton, M. C. (2012). Use of Visual and Proprioceptive Feedback to Improve Gait Speed and Spatiotemporal Symmetry Following Chronic Stroke: A Case Series. *Physical Therapy*, 92(5), 748-756.
- Ludewig, P. M., & Braman, J. P. (2011). Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. *Man Ther*, 16(1), 33-39.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*, 80(3), 276-291.

- 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. *J Bone Joint Surg Am*, 91(2), 378-389.
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. (2009). The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2), 90-104.
- Margarey, M., & Jones, M. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy*, 8(4), 195-206.
- Matias, R., & Pascoal, A. G. (2006). The unstable shoulder in arm elevation: a three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21 Suppl 1, S52-58.
- Maxwell, J. P., Masters, R., Kerr, E., & Weedon, E. (2001). The implicit benefit of learning without errors. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology: Section A*, 54(4), 1049-1068.
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. (2006). Shoulder Function and 3-Dimensional Scapular Kinematics in People With and Without Shoulder Impingement Syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075-1090.
- 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.
- McQuade, K., & Smidt, G. (1998). Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 27(2), 125.
- Meskers, C., Fraterman, H., van der Helm, F., Vermeulen, H., & Rozing, P. (1999). Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 629.
- Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 369-379.
- Morais, N. V., & Pascoal, A. G. (2012). Scapular positioning assessment: Is side-to-side comparison clinically acceptable? *Manual Therapy*.

- Mottram. (1997). Dynamic Stability of the scapula. *Manual Therapy*, 2(3), 123-131.
- Mottram, Woledge, R. C., & Morrissey, D. (2009). Motion analysis study of a scapular orientation exercise and subjects' ability to learn the exercise. *Man Ther*, 14(1), 13-18.
- Noehren, B., Scholz, J., & Davis, I. (2011). The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British journal of sports medicine*, 45(9), 691-696.
- Oliveira, A. (2009). Bioestatística, Epidemiologia e Investigação-Teoria e Aplicações. *Lisboa: LIDEL*.
- Pascoal, A. G., van der Helm, F. F. C. T., Pezarat Correia, P., & Carita, I. (2000). Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 15, S21-S24.
- Piovesan, D., Casadio, M., Morasso, P., & Giannoni, P. (2011). *Influence of visual feedback in the regulation of arm stiffness following stroke*. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE.
- Rice, I. M., Pohlig, R. T., Gallagher, J. D., & Boninger, M. L. (2012). Hand Rim Wheelchair Propulsion Training Effect on Over Ground Propulsion Using Biomechanical Real Time Visual Feedback. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., *et al.* (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cerebral Cortex*, 21(6), 1283-1294.
- Roy, J. S., Moffet, H., & McFadyen, B. J. (2010). The effects of unsupervised movement training with visual feedback on upper limb kinematic in persons with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(5), 939-946.
- Šenk, M., & Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21, S3-S8.
- Shaun, G., Cassidy, R., McIlroy, W., & Graham, S. (2012). Single session motor learning demonstrated using a visuomotor task: Evidence from fMRI and behavioural analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 308-319.
- Struyf, F., Nijs, J., Mollekens, S., Jeurissen, I., Truijen, S., Mottram, S., *et al.* (2012). Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clinical Rheumatology*, 1-13.

- Tate, J. J., & Milner, C. E. (2010). Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Physical Therapy, 90*(8), 1123-1134.
- Teece, R., Lunden, J., Lloyd, A., Kaiser, A., Cieminski, C. J., & Ludewig, P. M. (2008). Three-Dimensional Acromioclavicular Joint Motions During Elevation of the Arm. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 38*(4), 181-190.
- Thikey, H., Greal, M., van Wijck, F., Barber, M., Rowe, P., Farkowski, M., *et al.* (2012). Augmented visual feedback of movement performance to enhance walking recovery after stroke: study protocol for a pilot randomised controlled trial. *Trials, 13*(1), 163.
- van Dijk, H., Jannink, M. J., & Hermens, H. J. (2005). Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *J Rehabil Med, 37*(4), 202-211.
- Voight, M. L., & Thomson, B. C. (2000). The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. *J Athl Train, 35*(3), 364-372.
- Weon, J.-H., Kwon, O.-Y., Cynn, H.-S., Lee, W.-H., Kim, T.-H., & Yi, C.-H. (2011). Real-time visual feedback can be used to activate scapular upward rotators in people with scapular winging: an experimental study. *Journal of Physiotherapy, 57*, 101-107.
- Winstein, C. J. (1991). Knowledge of results and motor learning—implications for physical therapy. *Physical Therapy, 71*(2), 140-149.
- Winstein, C. J., & Schmidt, R. A. (1990). Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition, 16*(4), 677.
- Worsley, P., Warner, M., Mottram, S., Gadola, S., Veeger, H., Hermens, H., *et al.* (2012). Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.*
- Wu, G., van der Helm, F., Veeger, H., Makhsous, M., Roy, P., Anglin, C., *et al.* (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics, 38*, 981-992.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Ângulo de rotação interna da articulação acrómio-clavicular.....	7
Figura 2: Desenho do Estudo.....	19
Figura 3: Colocação dos sensores eletromagnéticos.....	23
Figura 4: Representação da informação fornecida ao sujeito no grupo IRE-C.....	26
Figura 5: Representação gráfica dos constituintes da variável “Qualidade da Execução”..	27

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1: Proporção entre os movimentos acoplados das articulações EC e ET.....	8
Quadro 2: Acoplamento das articulações ET e AC e previsão do movimento da articulação ET durante a abdução (30°-90°) no plano escapular.....	8
Quadro 3: Marcas ósseas usadas para a definição dos sistemas de coordenadas do tórax e omoplata.....	23
Quadro 4: Características Socio demográficas da Amostra.....	29
Quadro 5: Normalidade da Distribuição – variáveis quantitativas (Idade, Peso e Altura)...	ii
Quadro 6: Teste <i>Kruskal Wallis</i> – variáveis quantitativas (Idade, Peso e Altura).....	ii
Quadro 7: Diferenças entre grupos – variáveis qualitativas (Sexo).....	ii
Quadro 8: Diferenças entre grupos – variáveis qualitativas (Prática Desportiva).....	iii
Quadro 9: Pressupostos da Normalidade da distribuição das variáveis de desempenho (tempo e qualidade da execução).....	iv
Quadro 10: Pressupostos da Homogeneidade de Variâncias – Teste de Levéne.....	iv
Quadro 11: ANOVA <i>one-way</i>	v
Quadro 12: Teste de Comparações Múltiplas.....	vi

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Diferenças por grupo: média do tempo a atingir a posição.....	30
Gráfico 2: Diferenças por grupo: média do erro da qualidade da execução.....	31

ANEXOS

Anexo I: Variáveis de Caracterização

Quadro 5: Normalidade da Distribuição – variáveis quantitativas (Idade, Peso e Altura)

	<i>Kolmogorov-Smirnov</i>			<i>Shapiro-Wilk</i>		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Idade	.298	60	.000	.568	60	.000
Peso	.149	60	.002	.937	60	.004
Altura	.099	60	.200	.977	60	.294

Quadro 6: Teste *Kruskal Wallis* – variáveis quantitativas (Idade, Peso e Altura)

	Idade	Peso	Altura
Chi-square	3.364	.417	1.305
df	2	2	2
Asymp. Sig.	.186	.812	.521

Quadro 7: Diferenças entre grupos – variáveis qualitativas (Sexo)

	Value	df	Asymp. Sig. (2-slided)
Pearson Chi-Square	1.260	2	.533
Likelihood Ratio	1.237	2	.539
N of valid Cases	60		

Quadro 8: Diferenças entre grupos – variáveis qualitativas (Prática Desportiva)

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	3.429	2	.180
Likelihood Ratio	4.084	2	.130
N of valid Cases	60		

Anexo II: Comparação entre os grupos no que respeita às variáveis de desempenho

O primeiro passo da análise estatística foi averiguar a normalidade da distribuição das variáveis de desempenho, tal como apresentado no Quadro 9.

Quadro 9: Pressupostos da Normalidade da distribuição das variáveis de desempenho (tempo e qualidade da execução)

	Kolmogorov-Smirnov		
	Statistic	df	Sig.
Tempo	0.77	247	.001
Qualidade da Execução	.223	247	.000

Verificando-se esta normalidade, procedeu-se à análise das variáveis através do teste de Levéne (Quadro 10)

Quadro 10: Pressupostos da Homogeneidade de Variâncias – Teste de Levéne

	Levéne Statistic	df1	df2	Sig.
Tempo	3.227	2	244	.041
Qualidade da Execução	13,962	2	244	.000

Estando reunidas as condições de normalidade e homogeneidade, utilizou-se a ANOVA *one-way* para averiguar a existência de diferenças estatisticamente significativas (Quadro 11).

Quadro 11: ANOVA *one-way*

		F	Sig.
Tempo	Between Groups	73.942	.000
	Within Groups		
	Total		
Qualidade da Execução	Between Groups	18.647	.000
	Within Groups		
	Total		

Foram identificadas diferenças entre grupos, sendo necessário recorrer ao Teste de Comparações Múltiplas para identificar entre que grupos existem essas diferenças e em que sentido (Quadro 12).

Quadro 12: Teste de Comparações Múltiplas

Dependent Variable	(I) grupo	(J) grupo	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tempo	1	2	-304,242	27,974	,000
		3	39,198	31,476	,516
	2	1	304,242	27,974	,000
		3	343,440	28,934	,000
	3	1	-39,198	31,476	,516
		2	-343,440	28,934	,000
Qualidade da execução	1	2	-,06491	,20462	,985
		3	,92749*	14578	,000
	2	1	,06491	20462	,985
		3	,99240*	,14749	,000
	3	1	-,92749	14578	,000
		2	-,99240*	,14749	,000

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

APÊNDICES

Apêndice 1: Carta explicativa do estudo

CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO AOS PARTICIPANTES

Os nossos nomes são Ricardo Matias, docente e investigador do Departamento de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde de Setúbal, e Patrícia Ribeiro, 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 o *Biofeedback* Cinemático na realização de exercícios escapulo-torácicos.

Este estudo tem como principal objetivo avaliar a influencia da análise cinemática enquanto *feedback* na reaprendizagem do ritmo escapulo-umeral.

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 intervenção em Fisioterapia.

A decisão de participar implica a autorização para utilização de dados recolhidos durante a realização de exercícios escapulo-torácicos, em três momentos: sem *feedback*, com *feedback* verbal e com *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, nem qualquer tipo de benefício. 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 através do número 917587130 ou pelo endereço electrónico: terapenta.patricia@gmail.com.

Os melhores cumprimentos,

Apêndice 2: Declaração de Consentimento Informado

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Li e compreendi os procedimentos de investigação descritos na carta anexa.

Compreendo igualmente que a participação no estudo não acarreta qualquer tipo de vantagens e/ou desvantagens potenciais.

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

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

O Participante

_____, ____ de _____ de 2012

Investigador responsável pelo
estudo:
Patrícia Ribeiro

Apêndice 3: Questionário de Caracterização da amostra

QUESTIONÁRIO DE CARATERIZAÇÃO DA AMOSTRA

O presente questionário surge no âmbito do estudo já apresentado e pretende auxiliar na caracterização da amostra que participa no mesmo.

Idade: _____ Género: F M Altura: _____ Peso: _____

1. Tem história atual ou anterior de dor no ombro? Sim Não

Se sim, a sua participação termina aqui. Obrigada.

2. Qual é o seu braço dominante? Direito Esquerdo

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

Se sim, qual? _____

Média de vezes/semana _____

Muito obrigada pela sua colaboração.

Apêndice 4: Protocolo de Palpação

PROTOCOLO DE PALPAÇÃO

Antecipadamente ao processo de digitalização deve proceder-se à identificação das estruturas a digitalizar. Para facilitar e reduzir a possibilidade de digitalizar uma estrutura diferente da identificada, as estruturas serão assinaladas com um marcador. Esta marca será o ponto a ser digitalizado.

As estruturas a ser identificadas são:

- processo espinhoso de C7
- processo espinhoso de T8
- processo espinhoso de T12
- fúrcula esternal
- apêndice xifóide
- raiz da espinha da omoplata
- ângulo inferior da omoplata
- ângulo acromial
- acrómio
- epicôndilo
- epitróclea.

1. Para identificar o **processo espinhoso de C7 (1)**, o sujeito deve efectuar a flexão da cervical, devendo o investigador identificar os dois processos espinhosos mais salientes, que à partida devem corresponder aos processos espinhosos de C7 e T1. Mantendo os dedos sobre essas estruturas, o sujeito deve efectuar extensão da cervical seguida de rotação da cabeça. O processo espinhoso que se mover corresponde a C7. **MARCAR: ponto mais posterior do processo espinhoso**

2. Depois de identificado o processo espinhoso de C7, e tomando esse ponto como referência, o investigador continua a palpação dos processos espinhosos no sentido caudal, até encontrar o **processo espinhoso de T8 (2)** e depois o de **T12 (3)**. **MARCAR: ponto mais posterior do processo espinhoso**

3. De seguida o investigador deve palpar a clavícula e seguir lateralmente até encontrar o **acrómio (4)**. Partindo daqui, o investigador palpa a espinha da omoplata e até atingir o seu bordo vertebral, e logo a **raiz da espinha da omoplata (5)**. **MARCAR: ponto mais interno e inferior**

4. Deste ponto, seguindo no sentido caudal através do bordo vertebral da omoplata, o investigador deve encontrar o **bordo inferior da omoplata (6)**. Transversalmente a este nível deve encontrar-se o processo espinhoso de T8. **MARCAR: ponto mais inferior**
5. Partindo novamente da raiz da espinha da omoplata, o investigador deve palpar, no sentido lateral, a espinha da omoplata pelo seu bordo até atingir o **ângulo acromial (7)**. **MARCAR: ponto mais lateral e posterior do acrómio**
6. Palpando a clavícula e seguindo medialmente até à faceta articular esternal, encontra-se a **fúrcula esternal (8)**. **MARCAR: ponto central e mais anterior**
7. Para identificar o **apêndice xifóide (9)**, o investigador deve palpar o bordo da última costela e segui-lo anteriormente. **MARCAR: ponto central e mais anterior**
8. Para identificar o epicôndilo e a epitroclea, o investigador deve identificar o olecrâneo (mais facilmente identificado com o cotovelo flectido). Lateralmente ao olecrâneo encontra-se o **epicôndilo (10)** (**MARCAR: ponto mais lateral e anterior**) e medialmente ao olecrâneo encontra-se a **epitroclea (11)** (**MARCAR: ponto mais medial e anterior**). Como forma de confirmação, pode ser importante perceber que com o cotovelo flectido as estruturas olecrâneo-epicôndilo-epitroclea devem formar um triângulo, enquanto que com o cotovelo estendido devem formar uma linha recta.

