



UNIVERSIDADE
NOVA
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



José Marques

**Programa de exercícios
escapulotorácicos para utentes
com disfunção do complexo
articular do ombro:
desenvolvimento e aplicação
num *software* para *biofeedback*
cinemático**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia
Relatório de Projeto de Investigação

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

DECLARAÇÃO

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,

(José Eduardo Monteiro Marques)

Setúbal, de de

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

O orientador,

(Doutor Ricardo da Costa Branco Ribeiro Matias)

Setúbal, de de

Agradecimentos

À Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, à Faculdade de Medicina da Universidade Nova de Lisboa e à Escola Nacional de Saúde Pública um obrigado por me terem proporcionado as condições necessárias para poder concluir o presente trabalho.

Ao professor Ricardo Matias pela orientação e ajuda ao longo de todo este processo, quer pelo facilitar a aprendizagem de novas competências como pelo esclarecimento de várias questões ao longo de um processo tão moroso, exigente e recompensador.

À minha família, pelo apoio e paciência ao longo deste desafio.

À Joana, por ter tido sempre uma palavra exigente para ultrapassar os obstáculos ao longo deste caminho. Obrigado por estares sempre presente, todos os dias!

À Vanessa Rodrigues, por ter sido sempre uma grande companheira de trabalho. Obrigado por toda a ajuda e paciência!

À equipa da Medicina Desportiva da Joaquim Chaves Saúde, que tudo fizeram para possibilitar a conclusão desta investigação.

À Cristina e à Ana Luísa, pela paciência e por facilitarem a utilização do espaço e do material para o presente estudo de investigação.

À Liliana e ao Pedro, por estarem sempre presentes e me motivarem para terminar este percurso.

A todos os meus amigos que, de alguma forma, contribuíram para o término deste desafio.

Resumo

Programa de exercícios escapulotorácicos para utentes com disfunção do complexo articular do ombro: desenvolvimento e aplicação num *software* para *biofeedback* cinemático

Marques, J.; Matias, R.

Palavras-chave: ombro; intervenção; *biofeedback*; controlo motor; reaprendizagem motora; fisioterapia; cinemática

Introdução: A dor do complexo articular do ombro apresenta uma elevada taxa de incidência e prevalência na população. Estas disfunções apresentam elevados problemas para o indivíduo e para a sociedade. A presença de dor e disfunção implica um efeito negativo ao nível da estabilidade dinâmica do ombro, nomeadamente em termos da sua posição inicial e movimento. Uma intervenção com recurso a exercícios que visem o restabelecimento da estabilidade dinâmica que permitam assumir um correto padrão de movimento, demonstra ser mais efetiva na dor e função do utente. A realização destes exercícios tem de ter como base a reaprendizagem motora para facilitar a correção dos padrões de movimento anormais. A utilização de *biofeedback*, essencialmente eletromiográfico mas também cinemático, em associação com a realização destes exercícios, demonstrou que pode facilitar esta reaprendizagem e consequentemente, potenciar os resultados positivos da intervenção.

Objetivo: Desenvolvimento e implementação de um protocolo de fisioterapia para sujeitos com disfunção do complexo articular do ombro, utilizando um *software* de *biofeedback* cinemático tridimensional.

Metodologia: Um estudo metodológico foi implementado através de três fases distintas: (i) revisão da literatura para desenvolver um protocolo de intervenção em sujeitos com disfunção do complexo articular do ombro, com base na melhor evidência disponível; (ii) este protocolo foi implementado no *The MotionMonitor Toolbox Edition*; (iii) dois fisioterapeutas utilizaram o *software* num sujeito assintomático para compreender qual a sua aplicabilidade e usabilidade, com recurso a um questionário.

Resultados: Uma revisão crítica da literatura foi desenvolvida tendo como base as teorias de controlo motor e reaprendizagem motora, conduzindo a protocolo proposto. De seguida, este conjunto de exercícios foi implementado no *MotionMonitor Toolbox Edition*. Durante a recolha de dados os fisioterapeutas revelaram problemas na usabilidade do *software*. Os resultados do questionário foram de 58 em 100 para o fisioterapeuta com experiência clínica na utilização de um sistema de *biofeedback*, e 48 em 100 para o fisioterapeuta sem qualquer tipo de experiência na utilização deste tipo de sistemas. Ambos os valores encontram-se abaixo dos 68 - valor de referência.

Conclusão: Com este estudo foi possível desenvolver e implementar um protocolo de fisioterapia baseado nos princípios de controlo motor e reaprendizagem motora, para sujeitos com disfunção do complexo articular do ombro, utilizando *biofeedback* cinemático tridimensional. Os testes, embora apenas exploratórios, de usabilidade permitiram a conclusão que algumas adaptações precisam de ser desenvolvidas e implementadas, de forma a melhorar a experiência do utilizador.

Abstract

Scapulothoracic exercise program for subjects with shoulder dysfunction: development and applicability on software for kinematic biofeedback

Marques, J.; Matias, R.

Keywords: shoulder; intervention; *biofeedback*; motor control; motor learning; physiotherapy; kinematics

Background – Shoulder pain has a high incidence and prevalence rate in the population. These dysfunctions represent huge problems for the individual and to the society. The presence of shoulder pain and dysfunction implies a negative effect on the dynamic stability of the shoulder complex, specially related to its resting position and movement. Rehabilitation using exercises aiming to the reestablishment of the dynamic stability, that allows a normal movement pattern, reveals to be the most effective in reducing the pain and increasing the function of the individual. These exercises must have their foundations on the concepts of motor control and motor learning in order to correct abnormal movement patterns. Biofeedback, especially electromyographic but also kinematic, has shown to facilitate the relearning, therefore improving the positive results of the rehabilitation.

Objectives – Development and implementation of a physiotherapy protocol for patients with shoulder dysfunctions using 3D kinematic biofeedback.

Methodology – A methodological study was implemented through three phases: (i). First review of the current literature in order to develop an intervention protocol for subjects with shoulder disorders; (ii) development of the necessary adaptations in *The MotionMonitor Toolbox Edition* in order to add the intervention protocol built earlier; (iii) two physiotherapists were in charge of using the software on an asymptomatic subject to assess its applicability and usability, by means of a questionnaire.

Results – A critical review of the current literature was conducted, having as a framework the principles of motor control and motor learning, that led to the proposed protocol. Those exercises were later implemented on the MotionMonitor Toolbox Edition. During the data collection both physiotherapist revealed problems with the use of the software. The results of the questionnaire were 58 in 100 for the physiotherapist with previous experience with biofeedback system, while the other physiotherapist with no previous experience revealed a score of 48 in 100. Both scores were below 68 – reference value.

Conclusions – With this study we were able to develop and implement a physiotherapy protocol based on motor control and motor relearning principles for patients with shoulder dysfunctions using 3D kinematic biofeedback. The still exploratory usability tests led to the conclusion that some adjustments need to be implemented in order to improve the user experience.

Índice

1. Introdução	1
2. Revisão da literatura.....	5
2.1 Abordagens sobre teorias de controlo motor.....	5
2.2 Estabilidade Dinâmica do Complexo Articular do Ombro em indivíduos assintomáticos e consequências da presença de disfunção.....	11
2.3 Factores contribuintes para a origem/manutenção da disfunção no ombro.....	16
2.4 Efetividade da intervenção focada na estabilidade do complexo articular do ombro	17
2.5 Princípios de reaprendizagem motora e <i>feedback</i>	20
3. Metodologia	24
3.1 Objetivo.....	24
3.2 Tipo de estudo	24
3.3 Instrumentação	25
3.4 Procedimento para recolha do sinal cinemático	27
3.5 População alvo	32
3.6 Amostra.....	32
3.7 Procedimentos Utilizados.....	33
3.8 Questões éticas	36
4. Resultados	38
5. Discussão.....	50
6. Conclusão.....	59
7. Referências Bibliográficas	62
Lista de figuras.....	69
Lista de Quadros	70
Apêndice A - Treino de competências para a recolha de dados.....	71
Apêndice B – System Usability Scale.....	71

Apêndice C - Protocolo de procedimentos para recolha de dados cinemáticos do ombro com o <i>software The MotionMonitor Toolbox Edition</i>	73
Apêndice D – Protocolo de intervenção para sujeitos com disfunção do complexo articular do ombro, baseado na investigação de Rodrigues (2014).....	81
Apêndice E: Manual de assistência no desenvolvimento de <i>software</i>	75

Lista de Abreviaturas

CAO – Complexo articular do ombro

DCAO – Disfunção do complexo articular do ombro

SCSA – Síndrome de conflito subacromial

IGU – Instabilidade Glenoumeral

ET – Escapulotorácica

GU – Glenoumeral

TS – Trapézio superior

TI – Trapézio Inferior

GD – Grande Dentado

MS – Membro superior

1. Introdução

O presente trabalho de investigação foi desenvolvido no âmbito da unidade curricular de Trabalho de Projeto do 2º ano do mestrado em Fisioterapia em condições músculo-esqueléticas. O tema desta investigação foi o desenvolvimento de um protocolo de intervenção para utentes com disfunções do complexo articular do ombro (DCAO) e aplicação num *software* para *biofeedback* cinemático tridimensional. O objetivo consiste em adaptar um programa informático já existente, desenvolvendo e implementando-lhe o programa de exercícios direcionados para a articulação escapulotorácica (ET) desenvolvido.

As disfunções músculo-esqueléticas constituem um problema de saúde pública com um alto impacto não só a nível social e económico (Cunha-Miranda, Carnide & Lopes; 2010), mas também uma diminuição ao nível da qualidade de vida (McPhee & Lipscomb; 2009). Dor ao nível do ombro afeta cerca de 18% a 26% de adultos em algum ponto da sua vida, o que a torna uma das disfunções mais frequentes na área músculo-esquelética (Walker-Bone, Reading, Coggon *et al*, 2004). Em Portugal, disfunções músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho têm uma taxa de prevalência de 5,9% (Cunha-Miranda *et al*, 2010) num estudo realizado durante um mês e numa população trabalhadora de 410496 pessoas. Na totalidade dos sujeitos com disfunção músculo-esquelética relacionada com o trabalho, 9,9% correspondiam ao diagnóstico de tendinopatia do complexo articular do ombro (CAO). Desta forma, consegue-se compreender o impacto que as DCAO têm no dia a dia de cada sujeito e consequentemente na sociedade, pelo que se torna importante encontrar estratégias efetivas para resolver esta problemática.

Comerford e Mottram (2001a) defendem que a presença de dor e disfunção implicam alterações ao nível do sistema estabilizador (local e global) e simultaneamente no sistema mobilizador. Isto implica uma alteração no padrão de movimento que o sujeito consegue realizar, o que acaba por contribuir para a manutenção da sintomatologia e da dor. Ao nível do CAO estão documentadas alterações ao nível da posição e orientação da omoplata face ao tórax, em que indivíduos com síndrome de conflito subacromial (SCSA) apresentam uma diminuição ao nível da báscula posterior e rotação superior e com aumento na rotação externa da ET (Borstad, Szucs & Navalgund, 2009; Ludewig & Cook, 2000; Ludewig & Reynolds, 2009). Em situações

de instabilidade glenoumeral (IGU), estas alterações também estão presentes à exceção da diminuição da báscula posterior da ET (Ludewig & Reynolds, 2009).

Tendo em conta o impacto que as DCAO têm ao nível do indivíduo e da sociedade, torna-se fundamental procurar as estratégias de intervenção mais efetivas para diminuir a dor e restaurar a função. Simultaneamente, com base nas alterações no sistema músculoesquelético causadas pela disfunção, a intervenção deve procurar restabelecer padrões de movimento normais com recurso a exercícios que tenham como base os princípios de controlo motor e reaprendizagem motora. Ao nível do ombro começa a existir literatura recente (Struyf *et al*, 2012) que se direciona para esta temática e com bons resultados ao nível da redução da dor mas também do restabelecimento da biomecânica normal, prevenindo futuras recidivas.

Analisando a literatura e os princípios de controlo motor e reaprendizagem motora na base deste tipo de intervenção, o *biofeedback* constitui uma importante ferramenta para assistir nos ganhos ao nível do controlo muscular e correção de padrões de movimento incorretos (Henry & Teyhen; 2007). Neste momento existem diferentes formas de dar *biofeedback*, quer auditivo, visual ou táctil. No presente estudo pretende-se utilizar maioritariamente o *biofeedback* cinemático tridimensional, que utiliza essencialmente o estímulo visual, para auxiliar na correção de padrões de movimento. De momento, existem diversos estudos com auxílio de *biofeedback* electromiográfico. No entanto, em termos de *biofeedback* cinemático a literatura é muito escassa, e ao nível de DCAO praticamente inexistente. Sendo assim, parece mais pertinente corrigir padrões de movimento do que simplesmente estar a trabalhar ao nível de uma maior ativação muscular dos estabilizadores. Apesar de, naturalmente, a ativação muscular e padrões de movimento estarem interrelacionados, deve ser mais fácil entender a correção de um movimento do que uma ativação muscular. Por outro lado, uma ativação muscular não implica necessariamente o movimento cinemático desejado (Thigpen, Padua, Morgan, Kreps & Karas; 2006).

Neste estudo utilizou-se o *MotionMonitor ToolBox Edition (Innovative Sports Inc.)* que é um *software* ainda em fase de desenvolvimento para recolha de dados cinemáticos tridimensionais e reconstrução em tempo real do movimento. Este estudo teve como objetivo desenvolver e implementar na versão beta da *MotionMonitor Toolbox Edition*, um protocolo de intervenção que tenha como base os princípios de

controle motor e reaprendizagem motora. Este *software* foi inicialmente desenvolvido pela *Innovative Sports Inc.*, e encontra-se numa versão beta não comercial. Assim sendo, o objectivo deste trabalho de investigação passou pelo desenvolvimento e adaptações necessárias no programa de forma a que todos os exercícios incluídos no protocolo assim como as informações necessárias para a sua execução, sejam de fácil acesso e utilização para o sujeito que realiza a intervenção com recurso a este programa.

O presente trabalho de investigação encontra-se dividido em três fases diferentes. Numa primeira fase procurou-se estruturar um protocolo de intervenção com base na melhor evidência disponível. Esta revisão da literatura foi realizada em parceria com outro trabalho de investigação (Rodrigues; 2014) e procurou desenvolver um programa de exercícios estruturado e suportado na literatura, com base nos princípios de controle motor e reaprendizagem motora

Numa segunda fase, procurou-se desenvolver e implementar o programa de exercícios delineado anteriormente no *MotionMonitor ToolBox Edition*.

Numa terceira fase, procurou-se desenvolver um pequeno estudo piloto, meramente exploratório do qual tivemos alguns indicadores quanto à usabilidade do *software*, recorrendo a dois fisioterapeutas. Desta forma, é possível compreender em que estado se encontra o desenvolvimento da versão beta do *MotionMonitor ToolBox Edition* e que alterações poderão ainda ser necessárias realizar para que possa constituir uma ferramenta de intervenção efetiva para DCAO.

O presente trabalho encontra-se dividido em: revisão da literatura, metodologia, resultados, discussão, conclusão e referências bibliográficas. No final encontra-se os apêndices com o material desenvolvido necessário à investigação. Na revisão da literatura procura-se compreender qual a intervenção mais efetiva em DCAO, os conceitos de controle motor, reaprendizagem e *feedback* que estão na base do desenvolvimento do protocolo de intervenção. Na metodologia estão apresentadas as três fases diferentes do estudo, assim como se apresenta uma revisão sobre os instrumentos a utilizar neste trabalho de investigação. Os resultados são apresentados de acordo com as três fases estabelecidas na metodologia. Assim sendo, primeiro apresenta-se o protocolo de intervenção, de seguida as alterações realizadas no *MotionMonitor ToolBox Edition*, e para finalizar os resultados da escala de avaliação de aplicabilidade do *software*. Na discussão apresenta-se uma reflexão acerca do protocolo

de intervenção desenvolvido, das alterações realizadas no programa, do estado de aplicabilidade do *software*, assim como são feitas algumas considerações para desenvolvimentos futuros. Na conclusão apresenta-se uma síntese do trabalho realizado, assim como algumas limitações e indicações para estudos futuros.

2. Revisão da literatura

2.1 Abordagens sobre teorias de controlo motor

Neste capítulo serão abordadas algumas das teorias de controlo motor e qual o efeito da disfunção sobre as mesmas, de forma a se poder compreender como se processa o controlo neuromuscular do CAO, tanto em indivíduos sintomáticos como em indivíduos assintomáticos.

O CAO é uma articulação extremamente importante para a autonomia, independência e qualidade de vida de um utente. O CAO é formado por quatro articulações: glenoumeral, escapulo-umeral, acromioclavicular e esternoclavicular. Como se pode compreender, qualquer atividade motora dependerá da coordenação destas quatro articulações para que o objetivo final do movimento possa ser atingido. Torna-se, portanto, necessário compreender de que forma esta coordenação se efetua tanto na ausência de sintomatologia, como em caso de dor e disfunção. O restabelecer de uma correta coordenação entre estas quatro articulações torna-se necessário para que o indivíduo retome o seu dia a dia sem qualquer limitação ou sintomatologia (Roy, Moffet, McFadyen & Lirette; 2009).

Vários autores defendem a existência de mecanismos de *feedforward* e *feedback* que originam e controlam o movimento (Aruin & Latash; 1995, Desmurget & Grafton; 2000). Comerford e Mottram (2001a) sugerem uma classificação muscular diferenciando entre músculos mobilizadores e estabilizadores, e estes últimos em globais e locais. Segundo este modelo, os estabilizadores locais pré-ativam, segundo um mecanismo de *feedforward*, antes do início do movimento de forma a manter o controlo sobre a zona neutra da articulação. O mecanismo de *feedback* atua durante o movimento de forma a controlar quaisquer desvios que ocorram durante a atividade face ao pretendido. Aruin e Latash (1995) defendem que uma ativação muscular entre os 100 ms, antes do início, e 50 ms, após o início do movimento, corresponde a uma ativação dentro do mecanismo de *feedforward*, sendo que a partir daí inicia-se a ação do mecanismo de *feedback*. Esta interação *feedforward-feedback* é no entanto afetada pela fadiga muscular assim como por uma diminuição da propriocektividade. Torna-se importante considerar que esta diferenciação, com uma *timeline* bem definida entre os dois mecanismos diferentes, não explica a existência de um mecanismo de *feedback* em

movimentos rápidos visto que, segundo este modelo, esse controlo não entraria dentro do tempo definido a partir do qual se iniciaria o controlo de *feedback*.

Desmurget e Grafton (2000) apresentaram um modelo de controlo motor híbrido com a existência de mecanismos de *feedforward* e de *feedback*. O primeiro encontra-se associado ao planeamento do movimento, no qual é delineado um programa motor para a realização de uma determinada atividade. Estes autores defendem, também, a existência de um mecanismo de controlo do movimento, *feedback*, que está presente desde o início do movimento e o acompanha até ao final da realização do mesmo, permitindo uma correção em tempo real. Por outro lado, é criada uma cópia eferente da execução da atividade, que permitirá a sua comparação em tempo real, com o movimento que está a ser realizado, e que irá permitir a correção de desvios face ao que foi planeado inicialmente. Com estes dois mecanismos ocorre tanto o planeamento de uma ação como a correção em tempo real da mesma.

Glover (2004) apresentou um modelo de planeamento-controlo com algumas semelhanças com o apresentado anteriormente. Quando se pretende iniciar uma atividade, o mecanismo de planeamento atua de forma a selecionar o melhor programa motor para a execução da mesma, sendo este influenciado pela informação visual ou cognitiva. Este sistema recolhe informações sobre as características espaciais do alvo e do meio, características não espaciais e objetivos da ação. A memória também é utilizada em conjunto com esta informação de forma a planejar a ação de uma forma adequada. O planeamento é então responsável por selecionar o alvo, integrar as informações do meio, definir *timings* do movimento e outras características macroscópicas, como por exemplo a postura. O sistema de controlo utiliza as informações visuais, propriocetivas e da cópia eferente (representação mental do movimento que se pretende realizar, originado pelo sistema de planeamento), de forma a manter uma monitorização e ajustamento da atividade a ser realizada. Estes ajustes, por norma, limitam-se às características espaciais do alvo, visto serem mais facilmente alteradas e corrigidas. Assim sendo, compreende-se que o sistema de planeamento é responsável pelo início do movimento, diminuindo a sua influência ao longo do movimento. Por outro lado, o sistema de controlo começa a aumentar a sua ação ao longo de toda a atividade. Desta forma, erros cometidos pelo sistema de planeamento podem ser corrigidos pelo sistema de controlo (com especial enfoque às características espaciais do alvo) desde que lhe seja permitido tempo suficiente para receber a

informação sobre o erro, processá-la e elaborar uma resposta. Os erros cometidos pelo último sistema mais facilmente conduzem a uma falha no movimento, visto não existir mais nenhum mecanismo que possa compensar um funcionamento incorreto deste sistema.

Estes dois últimos modelos, embora distintos, apresentam algumas similaridades pelo que foram considerados em conjunto. No global, apresentam um mecanismo que irá definir a forma como o movimento é realizado, reunindo as informações sobre o alvo, sobre o meio e sobre o sujeito de forma a atingir determinado objetivo. Simultaneamente, existe um mecanismo que vai monitorizando e ajustando quaisquer desvios face à atividade inicialmente planeada. No entanto, apresentam algumas limitações (Mendes, Godinho, Melo & Barreiros, 2007) tais como, não conseguirem explicar a aprendizagem de novas tarefas, devido à dependência de alguns factores como memória ou a existência de programas motores anteriores. Por outro lado, se cada tarefa implicar um programa motor diferente então será criado um problema no Sistema Nervoso Central (SNC) visto que terá que armazenar cada um deles, originando um problema de espaço, ou seja a capacidade de armazenamento de programas motores no SNC é finita. Assim sendo, embora estes modelos apresentem bons pressupostos, ainda apresentam algumas limitações que necessitam de ser explicadas por outro modelo (Mendes, *et al*; 2007).

Este problema de armazenamento dos diferentes programas motores é resolvido pela teoria do esquema apresentada por Schmidt (1995, 2003), com a introdução do conceito de programas motores genéricos. Estes englobam um conjunto de informações invariantes (ordem dos elementos, estrutura temporal das ações ou força relativa) num mesmo programa motor genérico, que implica que exista uma estrutura comum a todos os movimentos com características similares (Mendes, *et al*; 2007). Por exemplo, haverá um programa motor genérico para os desportos de raquetes que depois será ajustado consoante a especificidade do desporto (ténis, badminton, squash,...). Esta teoria vem, ainda, resolver os problemas levantados pelos modelos analisados anteriormente, ao explicar os movimentos balísticos e a aprendizagem de novos movimentos. Depois de se seleccionar o programa motor genérico, vão ser especificadas as características necessárias para a execução da atividade desejada como a seleção das articulações envolvidas, a duração geral do movimento e a força dos diferentes músculos envolvidos no mesmo.

O conceito de esquema definido por Schmidt (1975, 2003) é considerado uma estrutura cognitiva flexível, através da qual um conjunto de estímulos requer um conjunto de modificações para produzir uma resposta motora. O esquema dependerá do armazenamento e conjugação de quatro tipos de informações: condições iniciais, especificação da resposta, consequências sensoriais e resultado do movimento. No primeiro ocorre uma recepção de informações sobre o meio e sobre o corpo do indivíduo, enquanto no segundo são definidos os parâmetros do programa motor genérico que irão conduzir à resposta. Na terceira fase são recolhidas as informações sensoriais pós-movimento, sendo criada uma cópia aferente do *feedback* originado pelo movimento. Na última fase é armazenado o resultado do movimento face ao objetivo pretendido. A conjugação e armazenamento destas quatro informações originam um esquema da resposta motora.

Schmidt (1975, 2003) assume ainda a existência de outros dois tipos de esquema. Ambos utilizam as mesmas condições iniciais e resultados finais. No entanto, no esquema de evocação para além da especificação da resposta, utiliza-se também experiências anteriores para a definição dos parâmetros do programa motor genérico a utilizar para atingir determinado objetivo. Por outro lado, no esquema de reconhecimento não se foca a especificação da resposta mas antes a comparação entre as consequências sensoriais (proprioceptiva e exteroceptiva) previstas e as obtidas pós-movimento, originando um erro de resposta que será posteriormente corrigido. Este esquema é válido, não só, para movimentos balísticos, em que é originado um erro de resposta que é reportado ao esquema originando uma correção das respostas seguintes, como também para movimentos lentos (duração superior a 200 ms) em que vão ocorrendo comparações constantes das informações obtidas com as expectáveis, permitindo um ajustamento constante do movimento (Mendes, *et al*; 2007). Outra fonte de erro existente é o conhecimento de resultados (pode ser intrínseco ou extrínseco) que é fornecido ao sujeito sobre o desvio do obtido face ao expectável. Estes dois tipos de erros são reportados de volta ao esquema de resposta motora de forma a que este seja modificado. Deste modo, garante-se que no futuro a tarefa seja realizada com uma maior probabilidade de sucesso. Schmidt (1975, 2003) sugere também a existência de alguns parâmetros variantes do programa motor (exemplo: equivalência motora ou controlo hierárquico) ou parâmetros invariantes (exemplo: tempo de recrutamento

muscular), sendo que a inter-relação destes mecanismos permite ao sujeito uma correta relação com o meio.

Até este momento procurou-se descrever as características de cada uma das diferentes teorias ou modelos, e o seu comportamento em indivíduos sem sintomatologia ou disfunção. Torna-se agora pertinente tentar analisar qual a implicação da dor e disfunção sobre os mecanismos inerentes a cada uma das diferentes teorias de controlo motor.

O modelo de estabilidade dinâmica (Comerford & Mottram; 2001a) apresenta várias categorias de músculos, dividindo-os em mobilizadores, estabilizadores globais e estabilizadores locais. Estes últimos procuram atuar previamente (-100 ms a 50 ms segundo o *feedforward*) ao movimento de forma a garantir um controlo da zona neutra, enquanto os mobilizadores atuam com o objetivo de executar a tarefa pretendida. O mecanismo de *feedback* (mais de 50 ms) permite manter um controlo do movimento, fazendo ajustes conforme necessário. Em situação de disfunção, os músculos estabilizadores deixam de atuar segundo um mecanismo de *feedforward*, passando a atuar em *feedback*. Desta forma, quando o músculo mobilizador inicia o movimento, não está garantido um controlo da zona neutra da articulação, não existindo uma base estável para o movimento, o que irá contribuir para a disfunção e, possivelmente, a sintomatologia.

O modelo de planeamento-controlo (Glover, 2004) e o modelo híbrido (Desmurget & Grafton, 2000) foram considerados em conjunto devido às similaridades apresentadas. Ambos apresentam um mecanismo responsável por iniciar o movimento (sistema de planeamento ou *feedforward*) e outro por garantir os ajustes necessários para o sucesso da tarefa (sistema de controlo ou *feedback*). Para se iniciar uma atividade é selecionado um programa motor já existente, recorrendo a informações do sujeito e do próprio meio, assim como sobre o objetivo do movimento a realizar. O programa motor será diferente consoante as características quer do meio, quer do objetivo da tarefa, fazendo com que seja sempre utilizado um programa motor diferente para cada atividade. O sistema de controlo é responsável por corrigir alterações que possam ter ocorrido desde o início da atividade. Estas podem ter ocorrido por um défice no sistema de planeamento, por alterações do meio envolvente ou de posicionamento do alvo. A informação visual e propriocetiva irá transmitir informação ao sistema de controlo sobre o indivíduo, o meio e o alvo, para que se possa proceder a ajustamentos, de forma a

garantir o sucesso da tarefa a ser realizada. A cópia eferente do movimento irá permitir uma comparação em tempo real com a tarefa que está a ser realizada, para que se possam fazer ajustamentos face ao pretendido.

Assim, pode-se compreender a importância da informação que chega ao sujeito e a sua influência sobre ambos os sistemas de planeamento e de controlo. Em situações de disfunção ocorrem alterações propriocetivas (Myers & Lephart, 2000) que irão conduzir a uma perceção incorreta do indivíduo sobre o meio ou sobre o seu corpo. Consequentemente, o sistema de planeamento irá basear-se em informações incorretas de forma a poder seleccionar o programa motor adequado. Por outro lado o sistema de controlo irá ter dificuldades em corrigir alterações no trajeto do movimento. Ambas as alterações irão afetar negativamente o sucesso da atividade. Por outro lado, se o planeamento não for efetuado de uma forma adequada, a cópia eferente do movimento também não será a correta. Desta forma, a comparação com o movimento em tempo real terá uma maior probabilidade de causar desvios face ao objetivo delineado inicialmente e comprometer a probabilidade de sucesso da tarefa.

Segundo a teoria do esquema, apresentada por Schmidt (1975, 2003), para a realização de uma atividade, o sujeito selecciona o programa motor genérico que agrupa as diferentes tarefas com características similares àquela que se pretende realizar. A partir daí, recolhe as informações sobre o meio, o seu corpo e o alvo que funcionam como base para se delinear delineando as especificações do programa motor para fazer face ao objetivo pretendido, assim como as consequências sensoriais expectáveis. Posteriormente recorre-se a um esquema utilizado anteriormente para responder às exigências da resposta pretendida. De seguida, recolhe-se a informação sobre os resultados obtidos (conhecimento de resultados) na tarefa e, caso surja necessidade, otimiza-se o esquema de resposta motora utilizado, de forma a corrigir desvios ocorridos. Desta forma, quando a tarefa for replicada novamente, a probabilidade de sucesso será superior. Caso o movimento seja lento, o *feedback* propriocetivo e exteroceetivo contribuem para uma correção em tempo real entre o movimento que está a ser realizado e o pretendido, contribuindo para o sucesso da tarefa. Caso o movimento seja balístico, ocorre uma comparação entre os resultados expectáveis e os obtidos, de forma a otimizar o esquema para que movimentos similares realizados no futuro, tenham uma maior probabilidade de sucesso. Por exemplo, num treino de correção do gesto técnico de lançamento de uma bola de *basketball* ao cesto, o movimento que

ocorre é balístico. O sujeito recorre aos resultados decorrentes da execução da tarefa, assim como à informação propriocetiva e exteroceiva, para corrigir e melhorar a realização de novo gesto técnico. Consequentemente, a probabilidade de sucesso na execução da tarefa irá ser maior do que a inicial.

Tal como nos modelos de controlo motor apresentados anterior por Glover (2004) e Desmurget e Grafton (2000), também a teoria do esquema está intimamente relacionada com as informações sensoriais obtidas, para efetuar tanto o selecionar do programa motor genérico e suas especificações, como para o controlo do movimento realizado. Desta forma, e tal como visto anteriormente, uma vez que em situação de disfunção ocorrem alterações propriocetivas (Myers & Lephart, 2000), então será expectável que existam alterações quer no momento do planeamento da ação assim, quer no seu controlo, que poderão contribuir negativamente para o sucesso da tarefa. No entanto, visto que este modelo contempla as informações sensoriais iniciais assim como as expectáveis, se ambas estiverem alteradas então o erro de resposta poderá passar despercebido, fazendo com que possa não existir um ajuste no esquema de resposta motora para respostas futuras, contribuindo para que o erro possa persistir no tempo.

Contemplando as diferenças entre os diferentes modelos apresentados anteriormente, todos apontam para um sistema de planeamento prévio ao início do movimento, assim como um sistema de controlo que irá contemplar correções de execução do mesmo de forma a garantir o sucesso da atividade. No entanto, Schmidt (1975,2003) e Comerford e Mottram (2001a) defendem que este último só se inicia passado um período de tempo, ao invés de Glover (2004) e Desmurget e Grafton (2000) que defendem que este sistema está presente desde o início do movimento. Em situação de disfunção, e devido às alterações sensoriais que são expectáveis, ambos os sistemas poderão estar comprometidos, contribuindo para a sintomatologia ou para o insucesso da atividade. Torna-se, portanto necessário compreender de que forma estes sistemas funcionam no complexo articular do ombro, e qual o efeito da disfunção sobre os mesmos, sendo este assunto abordado de seguida.

2.2 Estabilidade Dinâmica do Complexo Articular do Ombro em indivíduos assintomáticos e consequências da presença de disfunção

O CAO é formado por quatro articulações: escapulotorácica, glenoumeral, acromioclavicular e esternoclavicular, e compreende-se que o movimento normal do

membro superior (MS) ocorre pela coordenação entre todas estas articulações. Torna-se importante compreender de que forma cada uma destas articulações contribui para as atividades de um indivíduo, e qual o efeito da disfunção sobre as mesmas.

Vários autores atribuem uma grande importância à articulação escapulotorácica (ET) na ocorrência de movimento normal no ombro. A omoplata tem como função facilitar um movimento eficiente do ponto de vista biomecânico e fisiológico (Kibler, 1998; Voigt, 2000). Um dos seus principais papéis passa por manter o centro instantâneo de rotação da articulação glenoumeral dentro dos seus limites fisiológicos, à medida que ocorre movimento no complexo articular do ombro (Kibler, 1998, Kibler & McMullen, 2003). De forma a evitar o conflito subacromial, o movimento da ET também assume um papel de elevação do acrómio de forma a evitar o conflito no espaço subacromial, podendo causar uma compressão das estruturas dessa área (Seitz, McClure, Finucane, Boardman, Michener; 2011).

Num estudo de avaliação de cinemática tridimensional em sujeitos assintomáticos, utilizando marcadores aplicados diretamente no osso (*gold standard* para a captura de dados cinemáticos) durante o movimento de elevação do CAO, ocorre um movimento de rotação interna (mais acentuado na flexão, depois no plano da omoplata e por fim na abdução), um aumento da rotação superior (mais acentuado na abdução do ombro) e um movimento de bácia posterior da ET (mais acentuado no controlo excêntrico da descida do braço) em relação ao tórax (Ludewig *et al*; 2009). Ebaugh, McClure e Karduna (2005) encontraram uma predominância da rotação superior da ET no movimento de elevação do plano da omoplata. Resultados semelhantes foram encontrados por Yano e colaboradores (2010) No entanto, os mesmos autores observaram apenas uma ligeira rotação externa da ET que estabilizou ao longo do movimento de elevação do MS, enquanto o movimento se iniciava com uma ligeira bácia posterior acompanhando de seguida o referido movimento com uma bácia anterior da ET. Estas diferenças de movimento em indivíduos assintomáticos explica-se pela multiplicidade de padrões de movimento que poderão ocorrer durante a realização da mesma tarefa, o que pode originar uma pequena minoria de resultados pouco concordantes.

Uma revisão da literatura não encontrou estudos que demonstrassem diferenças significativas na posição de repouso da ET entre sujeitos com SCSA e sujeitos assintomáticos (Struyf, *et al*; 2011). No entanto, em sujeitos com IGU, a ET apresenta

um aumento da rotação interna face à posição de repouso de sujeitos que não apresentem sintomatologia (Warner *et al*; 1992).

Ogston e Ludewig (2007) procuraram saber quais as diferenças na cinemática tridimensional entre sujeitos assintomáticos e sujeitos com IGU. Estes últimos demonstraram uma maior rotação interna e báscula posterior (na elevao no plano da omoplata), e menor rotao superior (em todos os planos de movimento) da ET. Revises da literatura mais recentes, encontraram as mesmas alteraes cinemticas na maioria dos estudos avaliados, ou reportaram um maior ritmo escapuloumeral, que vem indicar uma menor rotao superior da ET (Ludewig & Reynolds, 2009; Struyf, *et al*, 2011). Uma diminuio da rotao superior pode contribuir para um aumento da instabilidade inferior da GU (Itoi, Motzkin, Morrey & Na; 1992). Os estudos analisados apresentam um ponto em comum ao apresentar uma diminuio da rotao superior da ET em sujeitos com IGU, enquanto as alteraes dos outros movimentos da ET no encontram consenso na literatura cientfica.

Em sujeitos com SCSA, a maioria da literatura reporta uma diminuio da báscula posterior da ET e elevao da clavícula face ao tórax (Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram & Meeusen, 2011; Ludewig & Cook, 2000, Ludewig & Reynolds, 2009, Lin *et al*; 2005). A literatura no  concordante quanto às alteraes referentes  rotao superior e rotao interna da ET, existindo resultados díspares, com alguns estudos a demonstrarem alteraes opostas para ambos os movimentos. Numa reviso da literatura de Ludewig e Reynolds (2009), dos nove estudos analisados, quatro apresentaram uma diminuio da rotao superior da ET, um verificou um aumento deste movimento, enquanto outros quatro no encontraram diferenas significativas. Para a rotao interna, apenas dois estudos encontraram diferenas significativas, pelo que a sua alterao ainda  discutível. Estas alteraes podem diminuir o espaço subacromial, e assim aumentar o contacto entre os tendões da coifa dos rotadores com o arco subacromial, contribuindo para a sintomatologia (Ludewig & Braman, 2011).

Estes resultados discordantes poderão resultar de algumas diferenas metodológicas entre estudos, mas vêm também demonstrar a multiplicidade de padrões de movimento existentes que podem surgir de forma compensatória para evitar a dor e/ou conseguir atingir o objetivo da tarefa. Estes diferentes padrões de movimentos podem ser explicados pelos défices propriocetivos associados  disfuno, e a sua

influência nos mecanismos de planeamento/ controlo de Glover (2004) ou na elaboração do esquema motor (Schmidt, 1975, 2003) para a realização da tarefa.

Em sujeitos com DCAO, a maioria da literatura científica encontram alterações na atividade muscular dos estabilizadores da ET (Seitz *et al*; 2011), em especial com diminuição da intensidade de ativação do trapézio inferior (TI) e grande dentado (GD) (Ludewig & Cook; 2000; Ludewig & Reynolds; 2009), acompanhando um atraso na sua ativação (Cools, Witvrouw, DeClerq, Danneels & Cambie; 2003), e um aumento na intensidade de ativação do trapézio superior (TS) (Ludewig & Reynolds; 2009). Resultados semelhantes foram encontrados numa recente revisão da literatura, em que sujeitos com SCSA apresentaram uma sobreativação do TS e uma menor ativação de TI e GD. Por outro lado, na literatura não houve um consenso na literatura relativamente ao efeito da disfunção na ativação muscular destes estabilizadores, em sujeitos com IGU (Struyf, *et al*; 2014). Estas alterações poderão contribuir para as alterações cinemáticas revistas anteriormente, não sendo no entanto o único factor explicativo, como por exemplo a influência do encurtamento do músculo pequeno peitoral na cinemática da ET (Ludewig & Braman; 2011). Estes resultados podem ser explicados pelas diferentes estratégias de movimento alcançadas pelos indivíduos, causadas por um défice proprioceptivo que vai influenciar negativamente tanto a fase de planeamento como a fase de controlo do movimento.

O movimento da articulação acromioclavicular está dependente do movimento ocorrido pela omoplata em torno da clavícula. A rotação da clavícula é de cerca de 40°, sendo que na acromioclavicular apenas são realizados 5° a 8° desta rotação, em movimentos de elevação ou abdução do MS até 180°. O restante movimento é realizado à custa da articulação esterno clavicular (Ludewig *et al*, 2009).

A articulação glenoumeral (GU) encontra-se em íntima relação com a ET. Desta forma, um movimento anormal destas articulações poderá causar uma redução significativa do espaço subacromial, embora ainda não se tenha obtido uma correlação direta nos estudos efetuados até ao momento (Seitz *et al*, 2011). Durante a elevação do MS, o movimento nesta articulação é em média de 85° em todos os planos, sendo mais acentuado na flexão, seguido da elevação no plano da omoplata, e finalmente na abdução. Simultaneamente ocorre um aumento na rotação externa entre os 10° e os 51°, ao longo do movimento, sendo este valor mais elevado na abdução em comparação com a flexão até aos 90°. Aos 120° esta ordem invertia-se, com a rotação externa a ser

superior no movimento de flexão (Ludewig *et al*; 2009). O movimento de rotação externa da GU torna-se extremamente importante de forma a evitar o conflito entre o troquíter e o bordo inferior do acrómio.

Na GU também se encontram alterações resultantes da dor e disfunção. Em sujeitos com IGU, a literatura não se encontra de todo concordante. Alguns autores encontraram uma maior translação da cabeça umeral no sentido da instabilidade (Eisenhart-Rothe, Mayr, Hinterwimmer & Graichen, 2010), ao invés de outros que não obtiveram diferenças estatisticamente significativas (Ogston & Ludewig, 2007). Em indivíduos com SCSA, foi encontrado um aumento da translação superior ou anterior da cabeça umeral (Ludewig & Cook, 2002, Keener, Wei, Kim, Steger-May & Yamaguchi, 2009). Estas alterações estão associadas a um défice de atividade dos músculos da coifa dos rotadores que em sujeitos saudáveis são responsáveis pela depressão da cabeça umeral (Magarey & Jones, 2003). Neste caso, e devido a existirem simultaneamente alterações na ET que não permitem uma elevação compensatória do arco acromial, o excesso de mobilidade pode contribuir para uma diminuição do espaço subacromial e consequente compressão dos tendões da coifa dos rotadores (Ludewig & Braman, 2011; Seitz *et al.* 2011).

Na articulação esternoclavicular espera-se encontrar um aumento na retração e elevação, assim como uma rotação axial posterior da clavícula face ao esterno (Ludewig *et al.*, 2009).

As disfunções mecânicas no ombro têm uma etiologia multifactorial dentro das quais se incluem as alterações cinemáticas em todo o complexo articular do ombro. No entanto, estas alterações poderão não só contribuir para o despoletar da disfunção e sintomatologia, assim como contribuir para a sua manutenção e agravamento, pelo que a sua correção deverá ser um dos principais enfoques em todo o processo de intervenção. No presente estudo, optou-se por abordar quase exclusivamente estas alterações cinemáticas e electromiográficas em indivíduos com DCAO. Torna-se importante ressaltar que as alterações cinemáticas detetadas em sujeitos com DCAO não são da exclusiva responsabilidade do sistema ativo de movimento. Por exemplo, um encurtamento ao nível do pequeno peitoral ou da cápsula posterior conduzem a uma alteração do padrão do movimento do CAO, contribuindo assim para a presença de disfunção (Ludewig & Reynolds; 2009).

2.3 Factores contribuintes para a origem/manutenção da disfunção no ombro

Neste capítulo são abordados apenas dois factores que podem contribuir para a origem e/ou manutenção dos sintomas: propriocetividade e fadiga. Ambos são afetados pela sintomatologia, podendo no entanto contribuir tanto para a sua origem assim como para a sua manutenção. As disfunções mecânicas no CAO são de origem multifactorial, no entanto optou-se por seleccionar apenas estes dois factores pois são os que têm uma influência direta sobre os objetivos propostos para este protocolo de intervenção.

Numa revisão da literatura de Myers, Wassinger e Lephart (2006), demonstra-se que vários estudos apresentam uma diminuição da propriocetividade em sujeitos com IGU. Este efeito encontrava-se também presente em indivíduos com SCSA (Machner *et al*, 2003) e osteoartrose do CAO (Cuomo, Birdzell & Zuckerman, 2005). Esta consequência surge pela diminuição da estimulação dos mecanorreceptores presentes nas estruturas do ombro, influenciando a informação que o próprio sujeito recebe do seu próprio corpo (Lephart & Jari; 2002; Myers *et al*, 2006). Tal como visto anteriormente, no capítulo referente às teorias de controlo motor, a propriocetividade assume um papel preponderante na definição do esquema motor a utilizar durante a tarefa. Logo, um défice neste sistema, acaba por conduzir a uma atividade realizada de forma incorreta, podendo conduzir a um controlo neuromuscular inadequado (Myers & Lephart, 2000). Este facto pode ajudar a explicar as alterações encontradas anteriormente na atividade muscular e cinemático tridimensional em sujeitos com disfunção. O protocolo de intervenção que se procura delinear no presente estudo, deve ser direccionado, também, para um restabelecimento dos mecanismos propriocetivos do CAO, de forma a facilitar um correto padrão de movimento por parte do sujeito. Por exemplo, seria importante realizar exercícios com os olhos fechados, para eliminar a informação aferente relativa à visão e maximizar a importância da informação propriocetiva, estimulando assim um correto planeamento e controlo da ação por parte do sujeito

Vários estudos salientam a importância da fadiga na origem/manutenção de algumas disfunções mecânicas do ombro. Em indivíduos assintomáticos, o deltóide causa uma força de translação superior da cabeça do úmero até aos 90°, sendo que a partir daí passa a ser exercida uma força inferior pelos músculos da coifa dos rotadores. Após fadiga, este mecanismo deixa de estar presente, causando uma força de translação superior na cabeça umeral ao longo de todo o movimento (Chopp, O'Neill, Hurley &

Dickerson, 2010). Chopp, Fischer e Dickerson (2011) procuraram compreender a influência de dois protocolos indutores de fadiga nos músculos estabilizadores da articulação ET, não encontrando diferenças significativas em ambos que promovessem o conflito no espaço subacromial. Resultados semelhantes foram encontrados noutros estudos (Noguchi, Chopp, Borgs & Dickerson; 2013). No entanto, outros estudos utilizaram protocolos indutores de fadiga diferentes, que causaram alterações nos movimentos da ET, nomeadamente um aumento da rotação interna e diminuição da báscula posterior (Borstad *et al*; 2009), e também da rotação superior da ET (Tsai, McClure & Karduna; 2003). Pode-se compreender que este tema não é de consenso no que toca à sua influência no CAO. Espera-se que a fadiga possa contribuir para um controlo neuromuscular deficiente (Myers & Lephart; 2000), influenciando assim os mecanismos de controlo motor responsáveis tanto pelo planeamento como pelo ajustamento da tarefa. Assim sendo, ao se delinear o protocolo de intervenção, a fadiga deverá ser um factor a ter em conta quando se procede à estruturação dos parâmetros de cada exercício. Ou seja, pode-se começar um exercício do protocolo com um elevado número de repetições com baixo tempo de manutenção da posição do exercício, ou um número de séries elevado com um baixo número de repetições do exercício. Com o decorrer do protocolo deve-se então procurar aumentar o volume de treino, com um maior tempo de manutenção da posição e baixando o número de repetições, ou realizando um elevado número de repetições com um baixo número de séries.

2.4 Efetividade da intervenção focada na estabilidade do complexo articular do ombro

Tendo em conta as alterações cinemáticas apresentadas anteriormente, e a discussão inicial em torno dos modelos de controlo motor, o objetivo da intervenção será que ocorra uma ativação muscular prévia ao início do movimento para que o sujeito atinja a zona neutra da articulação e a consiga controlar ao longo de todo o arco de movimento. Desta forma procura-se obter uma estabilização que acompanhe toda a tarefa, evitando padrões de movimento anormais que possam contribuir para o SCSA ou uma IGU.

Numa revisão da literatura sobre qual a intervenção mais efetiva em utentes com IGU de origem não traumática, a inclusão de exercícios no plano de intervenção para os músculos estabilizadores da escapulo torácica, assim como para a coifa dos rotadores e

deltóide, produziam bons a excelentes resultados no sistema de graduação de Rowe e Zarins (Hayes, Callanan, Walton, Paxinos & Murrell; 2002).

Uma recente meta-análise (Hanratty *et al*; 2012) procurou saber qual o efeito do exercício como intervenção em indivíduos com SCSA. Este mostrou-se efetivo na redução da dor e melhoria da função com uma intervenção entre as 6 e 12 semanas. No entanto, o exercício apenas demonstrou diferenças significativas face a outras modalidades terapêuticas na força muscular (evidência moderada¹) e na função reportada pelo utente a longo prazo (evidência forte²). Nos parâmetros avaliados da função reportada pelo utente a curto prazo (dor e bem-estar mental) o exercício mostrou uma tendência para melhores resultados face a outras modalidades terapêuticas, mas sem atingir diferenças significativas.

Embora o exercício esteja demonstrado como uma prática baseada na evidência para a reabilitação de disfunções mecânicas do ombro, torna-se importante compreender de que forma é que este é realizado, tanto em conta à definição de exercício, e o seu objetivo (força vs controlo motor) (Worsley, *et al*; 2013). Tendo em conta as alterações apresentadas anteriormente e o objetivo deste trabalho de investigação, torna-se importante compreender qual o efeito de exercícios direcionadas para a correção do padrão motor incorreto adotado por sujeitos com DCAO.

Em indivíduos com SCSA, o exercício direcionado para a estabilização da ET demonstrou resultados estatisticamente significativos e clinicamente relevantes na diminuição de dor e função, assim como nos testes direcionados para o conflito, em comparação com uma intervenção com resultados comprovados na literatura, com base em exercícios, terapia manual e alongamentos (Struyf *et al*; 2013). Um programa de exercícios com base em quatro exercícios direcionados para a obtenção de um baixo rácio de ativação TS/TM e entre TS/TI, demonstraram ser efetivos na redução da dor e melhoria da função. No entanto, na função muscular, apenas obtiveram uma diminuição significativa no rácio de ativação TS/GD, não existindo diferenças significativas entre os dois rácios apresentados anteriormente (De Mey, Danneels, Cagnie & Cools; 2012).

¹ Pelo menos 1 ensaio clínico aleatorizado de elevada qualidade ou 2 ensaios clínicos de média qualidade, apresentam resultados significativos no *outcome* pretendido.

² Pelo menos 2 ensaios clínicos aleatorizados de elevada qualidade com resultados significativos concordantes no *outcome* pretendido.

Outro estudo obteve uma redução significativa, tanto da dor, como da função, em sujeitos com sinais de SCSA, utilizando uma intervenção de 10 semanas focada em princípios de controlo motor e reaprendizagem motora. Foram também encontradas alterações significativas na ação muscular tanto do TI como GD, que passaram a ativar mais precocemente, assim como um aumento significativo da rotação superior e báscula posterior da ET (Worsley *et al*; 2013). Este foi o primeiro estudo a conseguir encontrar efeitos do treino focado na reaprendizagem motora ao nível da cinemática. Nos estudos anteriores, em apenas uma sessão eram encontradas apenas alteraes electromiogrficas, enquanto neste estudo apenas ao final de 10 semanas se tenham verificado alteraes cinemáticas. Por outro lado, outro estudo demonstrou que a curto prazo existem alteraes na cinemática do MS após um conjunto de exercícios que visem a correo dos padrões de movimento incorretos (Roy *et al*; 2009). No entanto, como só existia um momento de realizao dos exercícios, estes efeitos não perduravam para a avaliao do dia seguinte. Isto vem demonstrar que somente uma sessão de treino não permite a consolidao da aprendizagem.

Um estudo mais recente de de Mey e colaboradores (2013) teve como objetivo compreender se a ativao muscular das várias poroes do trapézio e do GD variava consoante se pedia para o sujeito atingir primeiro a zona neutra da ET ou não. Apenas em dois dos quatro exercícios foram encontradas diferenças significativas entre o sujeito iniciar a atividade com a correo consciente de ET ou sem a devida correo. Este estudo permitiu demonstrar que poderão existir diferenças entre realizar atividades atingindo a zona neutra previamente ao exercício e não o realizar. No entanto, as diferenças poderão não ter sido mais pronunciadas devido a não se ter feito um treino de consciencializao bem estruturado, visto que os sujeitos apenas aprenderam qual a correta posio neutra desta articulao no dia da recolha de dados. Assim, ter-se-ia de pressupor que todos os sujeitos da amostra, numa sessão, seriam capazes de realizar uma boa correo da zona neutra e mais difícil ainda, conseguir mantê-la com apenas uma sessão de exercício.

A partir da análise da literatura, foi possível compreender que uma interveno focada no controlo motor e nos princípios de reaprendizagem motora,  a melhor abordagem terapêutica em indivíduos com SCSA e IGU. Tendo em conta os princípios fundamentais que estão por base desta interveno, então o *biofeedback* poderá ser um instrumento útil no auxílio da consciencializao da zona neutra da articulao e para

permitir um melhor controlo da mesma quando se associam movimentos em outras articulações. Henry e Teyhen (2007) sugeriram que diferentes formas de *feedback* ajudam a restabelecer um controlo muscular adequado e a corrigir padrões de movimento incorretos. Os resultados de um estudo de Roy, Moffet e McFadyen (2010) sugeriram que os exercícios realizados com *feedback* visual com auxílio de um espelho tinham implicações positivas ao nível do controlo da articulação escapulotorácica durante a realização dos exercícios. Em indivíduos com SCSA, o *biofeedback* electromiográfico demonstrou menores rácios de ativação entre o TS e GD e entre o TS e TI. No entanto, não teve repercussão na avaliação cinemática, possivelmente pelo facto do estudo ter utilizado apenas um dia de treino (Huang, Lin, Guo, Wang & Chen; 2013). Outros estudos permitiram mostrar que a utilização de *biofeedback* facilitou a ativação muscular dos diferentes ventres musculares do GD, durante um período de treino de apenas uma hora (Holtermann, Mork, Andersen, Olsen & Sjøgaard; 2010).

Embora na maioria dos estudos efetuados para o CAO tenha sido utilizado *biofeedback* electromiográfico, torna-se pertinente desenvolver e posteriormente avaliar a efetividade de um protocolo de intervenção com auxílio de *biofeedback* cinemático tridimensional. Logicamente que será mais fácil para um sujeito corrigir um padrão de movimento do que pedir-lhe uma ativação muscular, especialmente tendo em conta que a maioria dos comandos verbais utilizados na correção do padrão motor, envolvem movimentos e não ativação muscular.

2.5 Princípios de reaprendizagem motora e *feedback*

Reaprendizagem motora é a modificação de um comportamento anteriormente aprendido ao longo do tempo (Mendes *et al*; 2007). Com este protocolo de intervenção pretende-se modificar os padrões motores que os sujeitos com DCAO apresentam, para que aumentem o controlo sobre a zona neutra da articulação. Pretende-se que este mecanismo contribua para um aumento do espaço subacromial e para uma maior centragem do centro de rotação instantâneo da glenoumeral, para conduzir a uma diminuição da sintomatologia.

Torna-se importante distinguir dois conceitos: aprendizagem e desempenho. A aprendizagem refere-se à alteração relativamente permanente de um indivíduo realizar uma tarefa (Wulf, Shea & Lewthwaite; 2010). O desempenho significa uma mudança temporária no comportamento que é verificada com a execução do mesmo. Vários

factores podem afetar o desempenho, sendo um deles o grau de aprendizagem mas também outros como a fadiga ou motivação. O objetivo do protocolo é treinar o desempenho até que este deixe de ser temporário e passe a ser definitivo. Por outro lado, pretende-se que este desempenho seja treinado em situações diversas de forma a potenciar um programa motor mais eficaz, que permita responder ao maior número de situações do quotidiano possível (Schmidt; 1975, 2003).

A reaprendizagem motora apresenta três fases distintas apresentadas por Fitts e Posner (1967): cognitiva, associativa e autónoma. A fase cognitiva é uma fase que exige maior atenção por parte do sujeito de forma a compreender a natureza da tarefa, conseguir desenvolver estratégias para a sua execução e compreender quais os resultados obtidos (Shumway-Cook & Woollacott; 2003). Assim, o sujeito adota diferentes estratégias para poder selecionar quais as mais eficazes face ao desafio em questão, de forma a serem replicadas numa situação futura semelhante. Tal como visto anteriormente, nesta fase dá-se muito enfoque ao desempenho da tarefa para potenciar uma melhor reaprendizagem motora.

Na fase associativa, o número e frequência dos erros efetuados diminuem, devido ao facto que o sujeito passa a conseguir identificá-los e corrigi-los (Mendes *et al*; 2007). Assim, considera-se que ocorre um aumento da consistência no desempenho da tarefa devido ao baixo número de erros existentes na realização do movimento. Nesta fase pode-se depreender que já ocorreu reaprendizagem motora com uma correção ao nível do programa motor e do esquema que o indivíduo utiliza para realizar as ações. Desta forma, o sujeito, uma vez que passa a compreender melhor o objetivo da tarefa assim como as alterações do meio envolvente, passa a conseguir planear com maior sucesso a realização da atividade e adaptar-se melhor a alguns desvios durante a execução da mesma. O enfoque está direcionado para o refinar da resposta motora com o aumento da complexidade da tarefa. Desta forma, pretende-se aumentar a complexidade das tarefas exigidas, com a introdução de movimentos em mais do que uma articulação, garantindo um controlo da zona neutra da articulação alvo durante a execução da tarefa.

Na fase autónoma, o objetivo é a automatização da tarefa, neste caso o controlo da zona neutra da articulação, no qual é necessário um baixo nível de atenção para a sua execução (Shumway-Cook & Woollacott 2003). Desta forma, o sujeito pode dirigir a sua atenção da execução da tarefa para o planeamento ou resposta a outros estímulos

decorrentes no exterior como por exemplo no decorrer de uma atividade desportiva (Mendes *et al*; 2007). Assim, pode-se realizar a tarefa com maior economia de energia e consistência da resposta, menor envolvimento cognitivo e com menor número de erros de desempenho. O enfoque nesta fase está direcionado para o aumento da complexidade das tarefas, com a introdução do treino de tarefas do dia a dia ou do gesto técnico desportivo.

O *feedback* assume papel primordial para a aprendizagem motora, pois permite ao sujeito comparar o movimento efetuado com os objetivos pretendidos, permitindo a realização de ajustes (Mendes *et al*; 2007). Este pode ser dividido em intrínseco e extrínseco. O primeiro depende dos diversos sistemas sensoriais e a informação que estes transmitem durante o decorrer do movimento. O segundo é externo ao indivíduo e completa a informação dada pelo primeiro sistema, podendo ser simultâneo ao decorrer da tarefa ou só presente no final da execução da mesma (Shumway-Cook & Woollacott, 2003). Numa recente revisão da literatura ainda não é claro se um *feedback* com foco de atenção externo em comparação com o interno causa diferenças significativas em aumentar a função ou diminuir a dor (Strumberg, Marquez, Heneghan & Snodgrass, 2013). No entanto, estudos anteriores sugerem que um foco de atenção externo pode ser mais efetivo no desempenho motor dos sujeitos, podendo não implicar diferenças significativas na dor e função (Wulf & Prinz, 2001; van Vliet & Wulf, 2006; Landers, Wulf, Wallmann & Guadagnoli, 2007; Wulf, Landers, Lewthwaite & Tollner; 2009). No entanto estes últimos estudos foram realizados em sujeitos saudáveis, com episódio anterior de acidente vascular cerebral ou com diagnóstico de Parkinson, pelo que estes ganhos em termos de desempenho motor não foram abordados do ponto de vista musculoesquelético. Assim sendo, pode-se considerar que este aspeto do protocolo assume um papel importante na aprendizagem motora (Wulf, Chiviacowski & Drews, 2015). O presente estudo baseia-se no *biofeedback*, que está inserido no foco de atenção externo, e que implica a medição de uma variável biomédica, neste caso dados cinemáticos, devolvendo essa informação ao sujeito (Giggins, Persson & Caulfield; 2013).

Os mesmos autores defendem que este tipo de intervenção causa um maior envolvimento do sujeito no processo de recuperação, necessitando simultaneamente de menor monitorização de profissionais de saúde face à realização do programa de reabilitação. O indivíduo ganha autonomia na realização dos exercícios a partir do

momento que demonstra reconhecer e controlar a zona neutra, o que constitui um factor importante no processo de aprendizagem motora (Wulf *et al*; 2015).

Duas formas muito importantes de *feedback* que guiam o presente protocolo de intervenção são o conhecimento de resultados e conhecimento de *performance*. Ambas são formas de *feedback* extrínseco, no entanto o primeiro baseia-se no conhecimento sobre o resultado do movimento realizado (sucesso), enquanto o segundo se baseia no conhecimento sobre a forma como realizou a atividade e não sobre o sucesso da mesma (Mendes *et al*; 2007).

Ao longo desta revisão crítica da literatura, foram apresentados e discutidos os diferentes movimentos realizados no CAO, tanto em sujeitos saudáveis como com DCAO. Diferentes estratégias de movimento estavam presentes nos indivíduos com sintomatologia, sendo que estas poderiam contribuir para o desenvolvimento e manutenção da disfunção. Para se poder compreender e explicar estas alterações, foi realizada uma análise das teorias de controlo motor existentes, assim como quais os efeitos da presença de disfunção nos seus mecanismos. A intervenção mais efetiva para estas condições, tendo em conta a literatura disponível, é um conjunto de exercícios que facilite a aquisição de estratégias motoras pelo sujeito, que permitam corrigir os padrões anormais de movimento, analisados anteriormente em situação de disfunção. Mais especificamente, concluiu-se que os resultados da intervenção seriam potenciados se o programa de exercícios fosse estruturado de acordo com as fases de aprendizagem motora, visto que o objetivo é corrigir padrões de movimento. Adicionalmente, constatou-se que a utilização de *biofeedback* promove uma maior facilidade na correção da atividade. Contudo, a literatura científica tem dado primazia a estudos com *biofeedback* eletromiográfico, sendo muito escassa a literatura com *biofeedback* cinemático. Se o objetivo é corrigir padrões de movimento, pressupõe-se que poderá ser mais fácil para o utente receber informação sobre a tarefa que está a realizar e a consiga corrigir em tempo real, facilitando a aquisição de um padrão de movimento normal. Este estudo procurou, então, desenvolver e implementar um conjunto de exercícios para sujeitos com DCAO, utilizando um *software* de *biofeedback* cinemático tridimensional.

3. Metodologia

3.1 Objetivo

Desenvolvimento e implementação de um protocolo de intervenção em fisioterapia para disfunções no CAO, seguindo os princípios de reaprendizagem motora, com recurso a um *software* de *biofeedback* cinemático tridimensional como informação de retorno.

3.2 Tipo de estudo

Este trabalho de investigação é um estudo de natureza metodológica, devido a este ser o melhor tipo de estudo para se proceder à elaboração ou melhoria de uma intervenção, com base no conhecimento existente na literatura científica. Este tipo de estudo pode também ser utilizado para desenvolver ou melhorar um instrumento, dispositivo ou método de medição (Contandriopoulos, Champagne, Potvin, Denis & Boyle; 1994).

Para ir ao encontro do objetivo definido para este trabalho de investigação foram desenvolvidas 3 fases distintas:

Fase 1 – estruturação de um protocolo de intervenção para sujeitos com DCAO com base na melhor evidência disponível. Este trabalho foi realizado em parceria com outro relatório de investigação (Rodrigues; 2014).

Fase 2 – Desenvolvimento e implementação do resultado da Fase 1 na versão beta do *MotionMonitor ToolBox Edition*.

Fase 3 – Estudo piloto de usabilidade e aplicabilidade do protocolo de intervenção.

No início do trabalho de investigação, e tendo em conta que o mesmo foi realizado em parceria com outro trabalho de investigação (Rodrigues; 2014), considerou-se uma fase 0 que corresponde à uniformização dos procedimentos necessários para a recolha e processamento de dados cinemáticos tridimensionais do CAO, como requisito do laboratório. Assim sendo, esta fase corresponde aos treinos de competências necessários para a uniformização de procedimentos por ambos investigadores (Apêndice A).

3.3 Instrumentação

Este projeto de investigação utilizou sistema de *biofeedback* cinemático tridimensional como informação de retorno durante a realização de um conjunto de exercícios em sujeitos com DCAO. A cinemática é a descrição do movimento no espaço tridimensional sem ter em atenção as forças responsáveis pelo mesmo (Hamill & Selbie, 2004).

Para captar o movimento humano, utilizou-se dois sistemas. Um de *hardware*, com o *Flock of Birds* e *Ascension TrackStar* (*Ascension Technology*), cujo fabricante refere uma precisão estática (*Root-mean-square*) de 1,8 mm para posições estáticas, e de 0,5° para orientação, quando em distâncias inferiores a 76,2 cm do transmissor (Teece *et al.*; 2008). Deste modo, utilizou-se um transmissor de um campo eletromagnético de baixa frequência – 100 Hz, para detetar a orientação e a posição de sensores fixos a segmentos corporais (Pomianowski, 2000). O outro sistema foi um *software* de recolha de sinal cinemático *MotionMonitor Toolbox Edition* (*Innovative Sports Training, Chicago, IL, USA*). Estes sistemas em conjunto permitem a reconstrução cinemática tridimensional do movimento humano, através da colocação de sensores (*miniBird*®) para fornecer dados sobre a orientação e posição no espaço do tórax, omoplata e úmero. Este método de captura do movimento humano encontra-se validado para identificar movimentos anormais da omoplata em sujeitos com DCAO (Karduna, McClure & Michener; 2001).

A utilização deste sistema de sensores que se colocam sobre a pele apresentou um erro inferior a 2 milímetros, nos movimentos de translação, em comparação com o movimento real da articulação do ombro medido pela utilização de *pins* inseridos na cortical óssea (Ludewig, Cook & Shields; 2002). A maior limitação da utilização destes marcadores foi encontrada nos movimentos de rotação externa/interna quando o úmero se encontra em adução. Outro estudo encontrou erros inferiores a 5° entre *bone pin* e sensores colocados na pele, podendo atingir diferenças até 15% em movimentos de rotação ou de elevação até aos 120° (Karduna *et al.*; 2001).

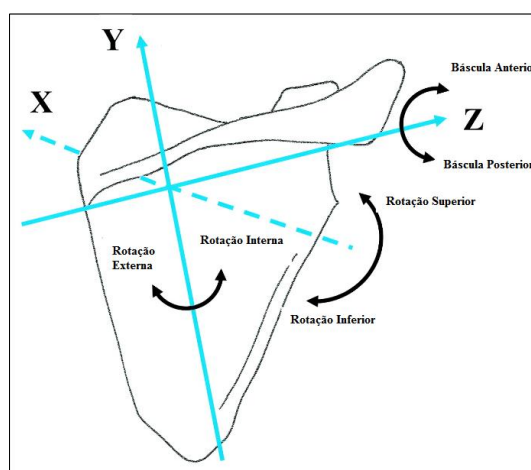
No entanto, algumas diferenças de amplitudes foram encontradas quando comparado este sistema de recolha com um inclinómetro, tanto ao nível da cervical (Assink, Bergmann, Knoester, Winster & Dijkstra; 2008) como do ombro (Johnson, McClure & Karduna; 2001), pelo que a análise dos dados deverá ser cuidada

relativamente a medições angulares, em comparação com o movimento relativo entre segmentos (Scibek & Carcia; 2013).

Para além de constituir um instrumento de avaliação do movimento, a medição do movimento através da captura cinemática permite estabelecer prioridades para a intervenção em fisioterapia na correção do movimento. Este método apresenta um excelente grau de reprodutibilidade em cada sessão, não só em sujeitos assintomáticos (Tsui *et al*; 2003; Fayad *et al*; 2006) como em sujeitos com DCAO (Ludwig & Cook; 2000; Fayad *et al*; 2008), durante a realização de tarefas em planos isolados. Um estudo mais recente, efetuado sempre com o mesmo investigador, encontrou também uma excelente reprodutibilidade entre sessões em movimentos realizados num plano de movimento do ombro, e de boa a excelente para atividades funcionais do MS (Roren, Fayad, Roby-Brami, Revel, Fermanian, Poiradeau, Robertson, Lefevre-Colau; 2013). Este estudo também mediu a precisão da captura cinemática durante os referidos movimentos, e o valor de erro mais alto que encontrou em todas as tarefas testadas foi inferior a 4°.

Neste estudo foram recolhidos dados referentes aos movimentos de rotação superior/inferior, rotação interna/externa e báscula anterior/posterior da ET, para posteriormente serem utilizados esses valores para definir diferentes zonas alvo de treino.

Figura 1 - Movimentos realizados pela ET (adaptado de Borstad, 2006)



Tendo em conta o objetivo definido para este estudo, optou-se por utilizar a *System Usability Scale (SUS)* para avaliar a facilidade de utilização do protocolo de intervenção com *biofeedback* cinemático. A utilização de uma escala de avaliação tem a vantagem de não requerer a utilização de equipamento específico, enquanto traduzem a

opinião dos utilizadores do *software* (Martins, Rosa, Queirós, Silva & Rocha; 2015). Esta escala apresenta várias vantagens que levaram à sua escolha para avaliação do objetivo do estudo: rápida de aplicar, barata, independente de tecnologia e apresenta um *score* único que facilita a interpretação de resultados (Bangor, Kortum & Miller; 2008).

A SUS é composta por dez afirmações que são classificadas com uma escala de Likert até cinco pontos. O resultado final varia entre 0 e 100, sendo que valores acima de 68 são considerados acima da média e abaixo de 68 considerados abaixo da média (From; 2013).

O resultado da SUS é obtido consoante a utilização de uma fórmula (Brooke, 1996):

- Para os itens ímpares subtrai-se 1 ao valor da resposta do utilizador;
- Para os itens pares subtrai-se o valor da resposta a partir de 5;
- Somar todos os resultados e multiplicá-los por 2,5.

Martins e colaboradores (2015) validaram esta escala (Apêndice B) para a população portuguesa revelando que esta permitia distinguir entre sistemas ou *softwares* que sejam aplicáveis ou não-aplicáveis.

3.4 Procedimento para recolha do sinal cinemático

Neste projeto de investigação foi seguido o protocolo do ISB para recolha de dados cinemáticos no CAO (Wu *et al*, 2005), sendo utilizados três sensores eletromagnéticos segundo o método do acrómio: um na zona plana do acrómio, outro ao nível da sétima vértebra cervical e por fim um na região externa da diáfise do úmero. Para além destes, existe outro sensor (*stylus*) que foi utilizado para digitalizar as referências ósseas sugeridas no protocolo de digitalização do ISB – *International Society of Biomechanics* (Wu *et al*; 2005). Cada sensor foi fixado com a utilização de *tape* hipoalergénico, assim como os seus cabos de forma a reduzir a probabilidade de artefactos de tecidos moles.

Neste projeto de investigação pretendeu-se utilizar o movimento de cada articulação, em ângulos (descrito por sequências de Cardan-Euler de acordo com o ISB) (Wu *et al*; 2005), para poder criar um mecanismo de *biofeedback*, que é devolvido ao sujeito sobre o movimento que está a realizar. Desta forma torna-se importante compreender de que forma se calculam estes valores. De entre vários métodos possíveis, neste estudo optou-se por utilizar os ângulos de Cardan-Euler. Para se definir um segmento corporal é necessário pelo menos três pontos não colineares, de forma a ser

possível estimar a imagem tridimensional do segmento em questão (Hamill & Selbie; 2004). De forma a transformar eixos aleatórios capturados pelo sistema em eixos de movimento anatómicos, torna-se importante realizar a digitalização de referências anatómicas via palpação (Wu *et al*; 2005). Neste projeto de investigação optou-se por utilizar as referências ósseas sugeridas pela *International Society of Biomechanic* (Wu *et al*; 2005). Numa recente revisão da literatura, Lempereur, Brochard, Lebouef e Rémy-Néris (2014) recomendam a utilização do método do acrómio na junção da espinha da omoplata com o acrómio para capturar o movimento da ET, em comparação com outros 5 métodos de marcadores cutâneos. Este método associado a uma calibração única gera erros inferiores a 5° para a flexão, 7° para a abdução e 6° para elevação no plano da omoplata em tarefas até aos 90° de elevação. O modelo de correção da rotação, proposto por Lempereur, Brochard, Burdin e Rémy-Néris (2014), melhora a precisão para um erro inferior a quatro graus. No entanto, convém lembrar que a este método está sempre associado um erro causado pelos tecidos moles, sendo necessário utilizar um factor de correção que o tente minimizar.

Para ocorrer uma recolha cinemática tem de se definir dois sistemas de coordenadas: sistema de coordenadas global e sistema de coordenadas local. Assim sendo, no final do processo de digitalização são criados sistemas de coordenadas locais para cada segmento (dando a sua posição e orientação no espaço), que são comparados com o sistema de coordenadas global (no caso do estudo do movimento do CAO este sistema é referente ao tórax), a partir do qual todas as posições são calculadas (Hamill & Selbie, 2004). O movimento é então calculado pela comparação da posição do sistema local face ao sistema global (Hamill & Selbie, 2004). O eixo do Y é vertical, enquanto o eixo do X é anterior e o eixo do Z é horizontal para a direita. A sequência Cardan-Euler utilizada é Y-X-Z, visto ser a que melhor descreve o movimento de elevação do MS (Phadke, Braman, LaPrade & Ludewig, 2011). Isto significa que o movimento é calculado primeiro por uma rotação em torno do eixo do Y (rotação externa/interna), posteriormente do eixo do X (rotação superior/inferior) e finalmente do eixo do Z (báscula anterior/posterior).

O processo de captura cinemática tem vários tipos de erro associados: falta de precisão do instrumento, má localização dos pontos de referência ósseos e artefactos no sinal causados pelos tecidos moles (Stagni, Fantozzi, Cappello, & Leardini; 2005).

O primeiro está inerente ao instrumento de recolha utilizado. Os últimos dois estão correlacionados, ocorrem de forma sistemática devido ao facto de que entre os pontos de referência e os acidentes ósseos propriamente ditos, podem existir várias camadas de tecidos moles (Stagni *et al*; 2005).

O erro causado pela localização dos pontos de referências ósseos ocorre devido a estes serem irregulares (de Groot, 1997) existindo umas mais superficiais que outras o que vai fazer com que a sua digitalização dependa da competência do utilizador (Harlick, Milosavljevic & Milburn; 2007). Numa recente revisão da literatura (Adhia, Bussey, Riveiro, Tumilty & Milosavljevic; 2013), concluiu-se que a digitalização por palpação é uma técnica válida e com um elevado grau de confiança, sendo uma técnica simples e de fácil aplicação a todas as articulações do corpo. Desvios de quatro milímetros durante o processo de digitalização podem ter uma repercussão no aumento da variabilidade de movimento umeral entre 7,3° e 15,8°, e de movimento escapular entre 11,7° (báscula anterior/posterior), 12,3° (rotação superior/inferior) e 16,8° (protração) (Langenderfer, Rullkoetter, Mell & Lazz; 2009). Sendo assim, sugere-se que o fisioterapeuta registe o local exato onde coloca os sensores e onde coloca o *stylus* enquanto está a decorrer o processo de digitalização, de forma a minimizar este tipo de erro em futuras sessões.

Outros autores sugerem várias causas para a existência de artefactos causados pelos tecidos moles. Estes poderão surgir devido a efeitos de inércia, à deformação ou deslize da pele ou pela deformação causada pela contração muscular (Leardini, Chiari, Croce & Cappozzo, 2005). Através de uma revisão da literatura (Leardini *et al*, 2005), foram apresentadas várias conclusões sobre este último tipo de erro, que demonstram que o erro causado por artefactos dos tecidos moles superam largamente os do instrumento de medição, constituindo um erro sistemático mas também um erro aleatório. Este erro é reprodutível pelo mesmo sujeito mas não entre sujeitos. Por outro lado, estes artefactos são dependentes da tarefa. Este tipo de erro aumenta em movimentos de elevação do ombro acima dos 90° (Brochard *et al*; 2011), embora alguns estudos afirmem que este erro é pequeno até aos 120° (Karduna, McClure, Michener, Sennett; 2001). Para se conseguir controlar este tipo de erro utilizou-se *tape* hipoalergénico para garantir uma boa fixação dos sensores, minimizando assim a probabilidade de mudar tanto a sua posição como a sua orientação durante o movimento. Qualquer desvio provocaria importantes alterações ao nível do movimento

registado anteriormente. Optou-se pela fixação do cabo de cada um dos sensores com uma pequena folga para garantir que quando o movimento é realizado, não exista tensão no mesmo que promova uma alteração na posição ou orientação dos sensores. Neste trabalho de investigação foi também utilizado um sistema CAST de calibração única, que será discutido mais adiante e que permite minimizar os erros causados pelos artefactos dos tecidos moles (Lempereur *et al*, 2014).

De momento, existem diferentes métodos de captura da posição da omoplata. O *gold standard* é o método através de *pins* inseridos diretamente sobre a superfície do osso, que permite eliminar a existência de artefactos de recolha causados pelos tecidos moles (Karduna *et al* ; 2001; Parel *et al*; 2012). No entanto, este método é invasivo e que, para além de escassa aplicabilidade clínica, poderá ser desconfortável para o sujeito e assim condicionar o padrão de movimento. Pela análise feita anteriormente, a presença de dor vai ter uma influência negativa no padrão de movimento adotado pelo sujeito, que tendencialmente poderá tentar assumir posturas ou movimentos antiálgicos.

Os métodos não-invasivos incluem um *cluster* de marcadores, um sensor eletromagnético sobre superfície plana do acrómio e sistemas de magnéticos e de inércia. A utilização de um *cluster* de marcadores apresenta um nível de confiança excelente dentro de cada sessão e um nível moderado a excelente entre sessões (Brochard, Lempereur & Rémi-Néris; 2011). A colocação na superfície plana do acrómio ficou demonstrada que é a menos afetada pela deformação dos tecidos moles de entre três localizações possíveis (Shaheen, Alexander & Bull, 2011). A utilização destes sistemas de sensores que se colocam sobre a pele apresentou um erro inferior a 2 milímetros, nos movimentos de translação, em comparação com o movimento real da articulação do ombro medido pela utilização de *pins* inseridos na cortical óssea (Ludewig, Cook & Shields; 2002). A maior limitação da utilização destes marcadores foi encontrada nos movimentos de rotação externa/interna quando o úmero se encontra em adução. Outro estudo encontrou erros inferiores a 5° entre *bone pin* e sensores colocados na pele, podendo atingir diferenças até 15% em movimentos de rotação ou de elevação até aos 120° (Karduna *et al*; 2001). Um estudo mais recente encontrou resultados semelhantes (Hamming, Braman, Phadke, LaPrade & Ludewig; 2012), já que em movimentos de elevação o erro encontrado foi entre 1° a 2°, enquanto no movimento de rotação axial tinham um erro acrescido de 9,2% a 15,3% de arco total de movimento. Este erro aumentou proporcionalmente com o arco de movimento.

Outro método de recolha cinemática é o *scapula tracker*. Este possui uma base que será ligada à porção média da espinha da omoplata e um braço ajustável que se estende até a porção de encontro da espinha da omoplata com o acrómio. Este método possui uma melhor precisão para movimentos acima de 100°, quando comparado com um *cluster* de marcadores colocado sobre o acrómio. O erro associado a estas medições era de 3° com um método de calibração única ou de 2° com calibração múltipla durante o movimento de elevação no plano sagital (Prinold, Shaheen & Bull; 2011).

Os sistemas magnéticos e de inércia são um instrumento válido na medição do movimento do MS (Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli & Sacchetti; 2008), apresentando um bom nível de confiança intra e inter investigador, especialmente dentro da mesma sessão (Parel *et al*; 2012). Estes tipos de sistemas contêm giroscópios, acelerómetros e magnetómetros, cuja informação será agrupada utilizando um algoritmo específico. Este fornece inicialmente um vetor de velocidade angular através do giroscópio, aplicando posteriormente as medições tridimensionais do acelerómetro (tendo sempre em conta vetor da gravidade da terra) e as medições do magnetómetro (tendo em conta o norte magnético que será a referência para a medição) (Faber, Chang, Rizun & Dennerlein; 2013). Neste estudo, foram encontradas algumas diferenças de movimento (até 3,5°) em algumas atividades funcionais quando comparado com um *cluster* de marcadores cutâneos. Este sistema de recolha fornece informações mais detalhadas sobre o movimento, acabando por se estar a tornar um dos métodos mais utilizados para recolha de movimento humano (Faber *et al*; 2013).

Estes sistemas implicam a utilização de um sistema de calibração que poderá ser único, duplo ou múltiplo. O erro existente entre estes métodos e a palpação varia entre cada um deles, sendo maior para uma calibração única e menor para uma calibração dupla. No entanto, a digitalização de referências anatómicas da omoplata permite aumentar a precisão e conseqüentemente diminuir o erro (Bourne, Choo, Regan, Macintyre & Oxland; 2009). Tendo em conta as pequenas diferenças entre cada um dos métodos de calibração e a utilização da digitalização de referências anatómicas para reduzir estas diferenças, o método de calibração única torna-se um método viável na recolha de dados cinemáticos. O sistema CAST, de calibração única, apresenta uma precisão de 5° no movimento de flexão, 7° no movimento de abdução e de 6° graus no movimento no plano da omoplata (Lempereur *et al*, 2014). Para movimentos inferiores a 90° de elevação do úmero, uma calibração única garante uma boa estimativa das

rotações da ET (Shaheen *et al*, 2011). No entanto, acima deste valor deve-se utilizar uma calibração dupla ou múltipla, podendo reduzir o erro em pelo menos 50% (Brochard *et al*; 2011).

3.5 População alvo

Fisioterapeutas de uma clínica de fisioterapia na região de Lisboa e sujeitos assintomáticos da região de Lisboa.

3.6 Amostra

A amostra para o estudo de aplicabilidade e usabilidade do *software* foi constituída por um sujeito assintomático e dois fisioterapeutas. A escolha de uma pequena amostra deveu-se ao objetivo do estudo. Tendo em conta o objetivo de obter a aplicabilidade do protocolo de intervenção e compreender a facilidade de utilização do *software* desenvolvido, optou-se por selecionar apenas dois fisioterapeutas para se poder recolher a informação necessária para a aplicabilidade e facilidade de utilização, procurando otimizar o protocolo.

Para os fisioterapeutas foram definidos os seguintes critérios: licenciatura ou outra formação de grau académico superior em fisioterapia e trabalho regular com condições músculo-esqueléticas. Para a diferenciação entre os dois fisioterapeutas foi considerada a utilização ou não utilização de algum sistema de *biofeedback* na prática clínica. Esta diferenciação permite compreender qual a facilidade de utilização de um fisioterapeuta com experiência na utilização de sistemas de *biofeedback*, visando assim pormenores relacionados com a pertinência das alterações realizadas no *MotionMonitor ToolBox Edition*, assim como compreender a facilidade de utilização de qualquer fisioterapeuta da área da músculo-esquelética, independentemente da experiência anterior na utilização de sistemas de *biofeedback*, que pretenda utilizar este sistema no futuro.

Para o sujeito sem disfunção foram definidos os seguintes critérios: inexistência de história clínica atual ou anterior de dor no ombro, e sem prática de atividade desportiva com gesto técnico acima dos 90° de elevação do ombro. Como foi visto anteriormente, a presença de dor e disfunção implicam várias alterações do ponto de vista cinemático. O sujeito deve ter resultados negativos: no teste de Hawkins-Kennedy (79% de sensibilidade e 53% de especificidade) de forma a excluir um conflito subacromial (Hegedus *et al*; 2008; Hegedus *et al*; 2012), teste de apreensão (92% de

sensibilidade e 89% de especificidade), recolocação (68% de sensibilidade e 100% de especificidade) e surpresa (92% de sensibilidade e 89% de especificidade) (Tennent, Beach & Meyers; 2003) para excluir instabilidade anterior (Hegedus *et al*; 2012):.

Tendo em conta que o objetivo do estudo visa compreender a aplicabilidade do *software* em todas as fases de reaprendizagem motora, e não querendo avaliar a efetividade do protocolo, optou-se por uma amostra sem disfunção de forma a ser possível poder realizar qualquer exercício do protocolo sem qualquer limitação articular ou o despertar de sintomatologia que poderia influenciar a realização dos movimentos pretendidos.

3.7 Procedimentos Utilizados

Durante a revisão sobre a captura cinemática, verificou-se a presença de várias fontes de erro. Assim sendo, tornou-se importante uniformizar os procedimentos, de forma a aumentar a precisão na recolha de dados cinemáticos por cada investigador e entre sessões de utilização. No início desta investigação foi realizado um treino de competências, em conjunto com uma investigadora que realizou um estudo associado ao presente trabalho de investigação, de forma a minimizar estes erros de captura de dados cinemáticos tridimensionais (Apêndice A). Esta foi considerada a fase 0 do estudo.

Tendo em conta o objetivo de estudo proposto, os procedimentos encontram-se divididos em três fases diferentes, cada uma com as suas características próprias

Na fase 1 procurou-se desenvolver um protocolo de intervenção tendo em conta a melhor evidência disponível. Para este efeito recorreu-se a uma consulta bibliográfica da literatura científica atual, de forma a compreender os conceitos base que estão por trás das intervenções com maior efetividade e quais os melhores exercícios para responder às exigências de cada fase de intervenção. Concomitantemente com a presente investigação, foi desenvolvida uma revisão crítica da literatura (Rodrigues; 2014) que procurou desenvolver um protocolo de intervenção para DCAO, tendo em conta a melhor evidência disponível. Assim sendo, iniciou-se uma pesquisa eletrónica a 11 de Outubro de 2012 nas bases de dados de literatura científica: Pubmed, Cochrane Central e Physiotherapy Evidence Database (PEDro) sobre as intervenções mais efetivas em sujeitos com DCAO, abrangendo estudos desde 2003 até 2015. Durante a pesquisa foram utilizados operadores booleanos (AND e OR) para otimizar a pesquisa tornando-a suficientemente sensível e específica face aos objetivos delineados, ao mesmo tempo

que se utilizava palavras-chave direcionadas para a problemática: “*biofeedback*”, “*exercise therapy*”, “*function*” *kinematic*”, “*movement assessment*”, “*motor control*”, “*motor learning*”, “*pain*”, “*physiotherapy*”, “*physical therapy*”, “*scapulothoracic stability*”, “*shoulder*”, “*scapula*”, “*shoulder dysfunction*”, “*shoulder management*”. Nesta pesquisa foram também aplicados filtros para meta análises e/ou revisões sistemáticas da literatura de forma a compreender qual a intervenção mais efetiva em sujeitos com DCAO. A partir deste ponto, procurou-se definir quais os exercícios mais efetivos para sujeitos com DCAO, pelo que se optou por direcionar a pesquisa para ensaios clínicos aleatorizados ou controlados. Optou-se por excluir os exercícios em decúbito dorsal, visto que um dos sensores eletromagnéticos se encontra colocado ao nível de C7. Nesta fase, a pesquisa para além de incidir sobre quais os melhores exercícios, direcionou-se, também, para quais as bases científicas para a realização do mesmo. Adicionalmente refletiu-se criticamente sobre os princípios de controlo motor e reaprendizagem motora que poderiam ser utilizados para otimizar os resultados obtidos com a realização dos exercícios. Para finalizar, a pesquisa direcionou-se para qual o tipo de *feedback* transmitido ao sujeito que é mais efetivo para a reaprendizagem motora, potenciando assim os resultados da intervenção.

Após se delinear o protocolo de intervenção, passou-se para a fase 2, em que se procurou desenhar e implementar as alterações necessárias ao *MotionMonitor ToolBox Edition* para passar a incluir o protocolo de intervenção. Antes de se iniciar este trabalho de investigação, a versão beta deste *software* continha dois exercícios genéricos delineados, assim como um botão para digitalização do sujeito e outro para definir a zona alvo de treino. Um desses exercícios correspondia a uma versão muito simplificada de um exercício genérico de recolocação da omoplata na zona alvo de treino, enquanto o outro exercício implicava que o sujeito tivesse de ter a capacidade de seguir um modelo de movimento. O investigador procurou então introduzir as modificações necessárias ao código informático para simplificar a utilização do *MotionMonitor ToolBox Edition*, assim como introduzir-lhe cada um dos exercícios do protocolo.

Desta forma, para a fase cognitiva procurou-se fundir os dois *scripts* pré-existentes de definição da zona alvo de treino e de exercício genérico de recolocação da omoplata, num só. Assim, procura-se que em cada exercício da fase cognitiva o fisioterapeuta defina a referida zona alvo de treino. Posteriormente, no código

informático do *software*, introduziram-se as informações referentes à posição inicial de cada exercício assim como as instruções do movimento a realizar por parte do sujeito. Este procedimento foi realizado para cada um dos exercícios da fase cognitiva.

Para a fase associativa e autónoma optou-se por utilizar somente um botão visto que o seu modelo de funcionamento seria em tudo semelhante para cada exercício. Primeiro procedia-se à gravação do movimento a realizar para ser posteriormente utilizado como modelo para o exercício. Desta forma, as alterações realizadas no código informático prenderam-se com a facilidade de utilização do mesmo. Assim sendo, ao se pressionar o botão referente à fase associativa/autónoma, pretendeu-se introduzir um menu de seleção, onde conste a atividade gravada *a priori*, do sujeito a realizar corretamente o movimento desejado. Posteriormente, desenvolveram-se as alterações ao código informático para que o modelo suspenda o movimento quando o sujeito sai da zona alvo de treino, e só retome quando este consegue reduzir o valor de erro abaixo do definido inicialmente.

Uma alteração realizada a cada um dos *scripts* deste protocolo foi de introduzir um variável “*Error Accepted*” que possa ser controlada pelo utilizador. Assim pretende-se que o fisioterapeuta ao utilizar o programa, consiga definir qual o valor de erro aceitável durante a realização dos exercícios e o consiga ir adaptando consoante o nível de exigência pretendido para a atividade.

Para facilitar a utilização deste *software* por qualquer utilizador, desenvolveram-se dois botões de ajuda, um para cada fase, que assistissem o utilizador com instruções de forma a que se consiga correr o protocolo de intervenção com o mínimo de dificuldades possíveis. Para a ajuda da fase associativa/autónoma, para além das instruções para a utilização do *script*, adicionou-se uma grelha com todos os exercícios de cada uma das fases e com equivalente à estabelecida no protocolo de intervenção.

Para finalizar esta fase, de modo a tornar o *interface* do *MotionMonitor ToolBox Edition* mais “*user friendly*”, criaram-se botões para cada exercício da fase cognitiva e os botões de ajuda com um código que facilita a perceção da sua utilidade para o fisioterapeuta. Assim pretende-se facilitar a usabilidade e aplicabilidade para qualquer fisioterapeuta que pretenda utilizar este *software* no futuro.

Algumas destas alterações ao código informático foram realizadas autonomamente pelo investigador, enquanto outras foram realizadas com o auxílio da *The Innovative Sports Training, Inc.*

Para além do desenvolvimento das alterações necessárias no *software*, para que passasse a incluir o protocolo de intervenção, na fase 3 procurou-se obter informação acerca da sua aplicabilidade junto a dois fisioterapeutas. Assim sendo, aos fisioterapeutas foi pedido que abrissem o *MotionMonitor ToolBox Edition* e realizassem dois exercícios da fase cognitiva, associativa e autónoma com o sujeito. A responsabilidade do processo de digitalização do sujeito foi exclusiva dos fisioterapeutas. De forma a facilitar a sua utilização, foi-lhes fornecido um material de utilizador (Apêndice C) com todas as instruções e imagens necessárias para facilitar a utilização do *software*. Posteriormente, e com o auxílio de uma cópia impressa do protocolo de intervenção desenvolvido na fase 1 (Apêndice D), pediu-se ao fisioterapeuta para selecionar dois exercícios de cada uma das fases do protocolo de intervenção, e fosse responsável por os colocar em prática com o sujeito assintomático. Assim sendo, os fisioterapeutas foram responsáveis por explicar ao utente a posição inicial de cada exercício assim como transmitir-lhe as instruções necessárias para a realização do mesmo, enquanto utilizava os *scripts* associados a cada um dos exercício selecionados.

Aos fisioterapeutas foi fornecida também uma cópia impressa do protocolo de intervenção (Apêndice D) para que conseguissem selecionar que exercícios realizar e assistissem o sujeito com as instruções necessárias para a execução dos mesmos.

O investigador esteve presente durante a utilização da *Toolbox* mas apenas intervia caso surgisse alguma dificuldade que o fisioterapeuta não conseguisse ultrapassar. No final foi pedido aos fisioterapeutas que preenchessem o questionário da SUS de forma a compreender qual a sua opinião face à aplicabilidade do *software*.

3.8 Questões éticas

Após serem transmitidas todas as informações referentes ao estudo, foi distribuído um consentimento informado a todos os sujeitos. O estudo respeitou os 5 direitos fundamentais determinados pelos códigos de ética aplicáveis aos seres humanos descritos por Fortin (2000).

- Direito à auto-determinação: Cada pessoa foi convidada a participar no estudo, sendo de sua livre vontade a decisão de participar. Foi garantido que estes sujeitos fossem informados que se decidissem não se associar ou desistir deste projeto de investigação não teriam qualquer tipo de consequência negativa (Fortin, 2000);
- Direito à privacidade: Durante a realização deste estudo salvaguardou-se a privacidade dos vários participantes;
- Direito ao anonimato e à confidencialidade: Os sujeitos foram informados que os dados recolhidos seriam somente referentes à SUS, e que esses dados não revelariam a sua identidade e não seriam partilhados com pessoas fora do estudo;
- Direito à proteção contra o desconforto e o prejuízo: Durante a realização deste estudo foi utilizado *tape* para a fixação dos sensores e dos respetivos cabos de forma a diminuir o ruído no sinal. Assim sendo, o utente foi informado acerca da sua utilização e para a possibilidade de surgirem alergias, embora se tenha utilizado um *tape* hipoalergénico de forma a minimizar esta probabilidade (Fortin, 2000). Além disso, o utente foi avisado que era livre de cessar qualquer intervenção que lhe causasse algum desconforto ou que o prejudicasse;
- Direito ao tratamento justo e leal: Os sujeitos foram informados relativamente à natureza do estudo a ser desenvolvido, qual o objetivo, duração e que dados seriam recolhidos. Assim os participantes entraram no estudo de forma consciente, voluntária e informada (Fortin, 2000).

4. Resultados

Neste capítulo são expostos os resultados deste trabalho de investigação. Tendo em conta a sua estrutura, optou-se por dividir esta apresentação em três fases distintas mas sequenciais em termos metodológicos.

Na fase 1, após extensa análise crítica da literatura, foi desenvolvido um protocolo de intervenção tendo em conta a melhor evidência disponível (Apêndice D). Após análise do capítulo dedicado à revisão da literatura, concluiu-se que a intervenção mais efetiva para sujeitos com DCAO é baseada num conjunto de exercícios que tenha como base os princípios de controlo motor e reaprendizagem motora. Cada um dos exercícios presentes no protocolo de intervenção foi alvo de estudo, focando essencialmente a atividade eletromiográfica da musculatura estabilizadora da ET. Esta revisão foi efetuada em parceria com um projeto de investigação realizado simultaneamente (Rodrigues; 2014), que permitiu lançar a base para o presente protocolo. No presente trabalho de investigação optou-se por apresentar sumariamente o protocolo desenvolvido (relativamente às características de cada fase em específico), assim como os critérios de progressão entre fases e a análise sobre os parâmetros do exercício (instruções, *feedback*). Tal como revisto acima, a reaprendizagem foca-se em três fases distintas (cognitiva, associativa e autónoma) sobre as quais se vai basear o presente protocolo de intervenção.

Para a fase cognitiva, o objetivo deste protocolo é que o sujeito consiga reconhecer qual a zona neutra da ET, recorrendo a posições estáticas sem movimento da GU. Simultaneamente o utente deve-a conseguir assumir sem a utilização de compensações, com um nível de esforço baixo e dissociando a respiração da realização do movimento (Comerford & Mottram; 2001b). Nesta fase, e por motivos de progressão da complexidade de exercícios, dividiu-se os exercícios em dois conjuntos. No primeiro conjunto (primeiros quatro exercícios), o ombro encontra-se nos 0° de elevação, enquanto que no segundo conjunto, e com maior complexidade, o ombro encontra-se em diferentes graus de elevação. Esta diferenciação foi idealizada para aumentar o grau de dificuldade dos exercícios. Assim sendo, embora o exercício seja realizado numa posição estática, só ocorrendo movimento na ET, o MS encontra-se em diferentes graus de elevação, procurando facilitar a transição para a fase associativa. No entanto, o objetivo, em todos os exercícios, é que o sujeito consiga compreender como atingir a zona neutra da ET sem que ocorra movimento ao nível da GU.

Um dos exercícios apresentados nesta fase é o *knee push-up plus*. A sua inclusão nesta fase não teve como objetivo unicamente o reconhecimento da zona neutra, mas também aumentar a capacidade do sujeito em recrutar o músculo GD, sendo este um estabilizador extremamente importante da ET. Este exercício demonstra uma capacidade de solicitar uma elevada ativação muscular do GD, enquanto o TS regista baixos níveis de ativação (Cricchio & Frazer; 2011). Os restantes exercícios têm como objetivo que o sujeito seja capaz de reconhecer e atingir a posição neutra da ET. A utilização de quatro posições diferentes com o mesmo objetivo final, visa facilitar a generalização do programa motor que se procura corrigir. De forma a que o sujeito não apresente um desempenho elevado somente de uma tarefa numa dada posição, procura-se o treino em diferentes posições para que possa ocorrer a generalização do programa motor e assim ocorrer aprendizagem motora. Esta generalização será importante para fazer face às exigências da vida diária, que é composta por tarefas complexas, multiplanares e em diferentes posições do MS.

Para progredir para a fase seguinte (associativa), o sujeito deve ser capaz de realizar quatro dos sete exercícios corretamente, e cumprir os quatro parâmetros de progressão entre fases (Comerford & Mottram; 2001b, Rodrigues; 2014):

1. Consiga realizar dez repetições de dez segundos;
2. Consiga realizar o movimento sem compensações;
3. O grau de esforço durante a realização do exercício seja baixo;
4. Consiga dissociar a respiração da realização do exercício.

A fase associativa é caracterizada por um aumento da complexidade dos exercícios, devido à maior exigência no controlo da zona neutra ET. Assim sendo, ao sujeito é exigida a capacidade de controlar a estabilidade ET enquanto realiza movimentos uniplanares ou multiplanares com a GU. Esta fase inclui a realização de dez exercícios com a realização do movimento em diferentes planos, podendo ser associada uma carga externa para aumentar a complexidade do movimento.

Para progredir para a fase seguinte o sujeito deve ser capaz de:

- realizar com sucesso cinco dos dez exercícios propostos no protocolo;
- controlar a zona neutra da ET enquanto ocorre um movimento de elevação do MS entre os 0° - 60° e regresso à zona neutra. O sujeito deve conseguir manter este controlo 2 x 30 seg;

- controlar a zona neutra da ET enquanto ocorre um movimento de elevação do MS entre os 0° - 90° e regresso à zona neutra;
- controlar a zona neutra da ET enquanto ocorre um movimento de elevação do MS entre os 0° - 120° e regresso à zona neutra.

No final desta fase, os exercícios devem ser realizados com recurso a um reduzido *feedback* (apenas conhecimento de resultados após a realização do movimento), uma baixa perceção ao esforço por parte do sujeito na realização das atividades e a capacidade de dissociar a respiração da execução do movimento do MS.

Na fase autónoma, o sujeito já deve ter um bom controlo da zona neutra em tarefas multiplanares, pelo que o objetivo desta fase passa por introduzir a realização de tarefas do dia a dia, assim como o treino do gesto técnico associado à prática desportiva ou profissional. Com o decorrer do protocolo, pretende-se que estas tarefas sejam realizadas com o mínimo *feedback* necessário para a sua execução, estimulando o sujeito a utilizar o seu próprio *feedback* intrínseco na realização das atividades e posteriormente, transpor essa aprendizagem motora para as exigências do dia a dia. Nesta fase também se começa a poder treinar algumas qualidades físicas como força, potência ou resistência muscular. Esta etapa inclui sete exercícios abrangendo também a introdução de trabalho pliométrico, propriocetivo ou correção de gesto técnico desportivo. Em cada exercício do protocolo foram estabelecidos certos parâmetros que facilitam a realização do mesmo por parte do utente. Os três primeiros parâmetros definidos são a posição inicial do exercício, o movimento a realizar e a forma como se define a zona alvo. Assim sendo, estes três parâmetros contêm as informações necessárias tanto para o fisioterapeuta como para o utente, para a realização de cada tarefa. Os outros dois parâmetros são o comando (instruções ao utente) e o *feedback* que lhe é fornecido.

As instruções dadas ao utente são fundamentais para que este consiga compreender da melhor forma qual o movimento a realizar de modo a conseguir atingir a zona neutra. Neste estudo optou-se por utilizar instruções curtas e sintéticas para cada movimento de forma a tentar facilitar a realização do exercício por parte do utente. O volume de informação dado ao utente sobre a realização de uma atividade tem influência ao nível da sua capacidade de realizar a mesma com sucesso (Bobrownicki, MacPherson, Coleman, Collin & Sproule; 2015). A transmissão de informação mais simples e sintética ao utente parece indicar melhores resultados na execução de tarefas

em comparação com um maior volume de instruções, tanto em quantidade como em complexidade (Bobrownicki *et al*; 2015).

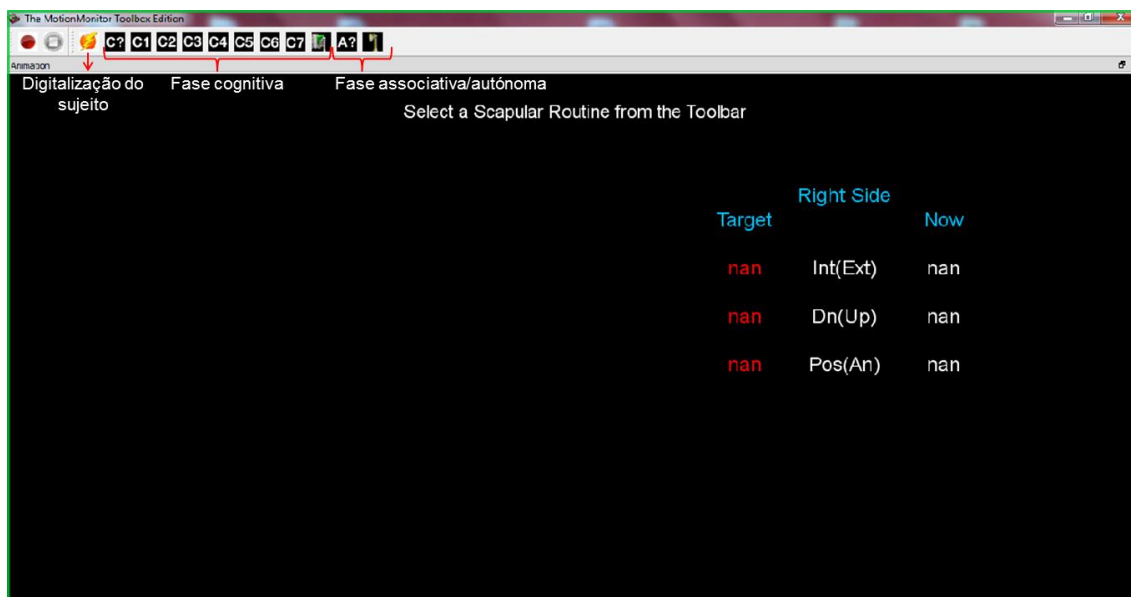
Na revisão de literatura concluiu-se que a instalação de fadiga no CAO pode promover alterações no nível do movimento da ET e aumentar a translação superior da cabeça do úmero, contribuindo para DCAO. Deste modo, no protocolo de intervenção deve-se progredir os exercícios para aumentarem a capacidade dos músculos estabilizadores de manter as contrações mantidas no tempo, diminuindo a probabilidade de instalação de um estado de fadiga. A fase cognitiva inicia-se o protocolo com a referência de 10 repetições de 10 segundos (Comerford & Mottram; 2001b), mas sugere-se a progressão com o decorrer do protocolo para um número de repetições mais baixo e um maior tempo de manutenção de posição – 5 séries de 30 segundos. Desta forma pretende-se que os músculos estabilizadores, para além de conseguirem atingir e manter o controlo da zona neutra, aumentem a sua capacidade de resistência muscular com o objetivo de suportar todas as exigências das atividades do dia a dia. Na fase associativa, os mesmos princípios devem ser aplicados, com uma diminuição do número de séries e aumento do número de repetições com o intuito de trabalhar a resistência muscular dos músculos estabilizadores.

No final de cada sessão de intervenção estão incluídos três exercícios de alongamentos para três estruturas diferentes. O primeiro foi direcionado para a cápsula posterior. Um encurtamento desta estrutura pode implicar uma diminuição do espaço subacromial, e este exercício permite aumentar a flexibilidade da cápsula posterior e, consequentemente aumentar o espaço subacromial (McClure *et al*; 2007). O segundo foi direcionado para o TS, que em situações de disfunções tem a sua atividade aumentada, pelo que se optou por introduzir um alongamento para diminuir a tensão exercida pelo mesmo. O último alongamento foi direcionado para o músculo pequeno peitoral que quando está encurtado implica um aumento da báscula anterior da ET e consequentemente diminuição do espaço subacromial. Assim sendo, optou-se por este alongamento para aumentar a flexibilidade a nível deste músculo (Borstad & Ludwig; 2006).

Na fase 2 apresentam-se os resultados da implementação do protocolo de intervenção, delineado anteriormente, no *MotionMonitor ToolBox Edition*. Todas as alterações previstas a realizar na versão beta do *MotionMonitor ToolBox Edition* foram

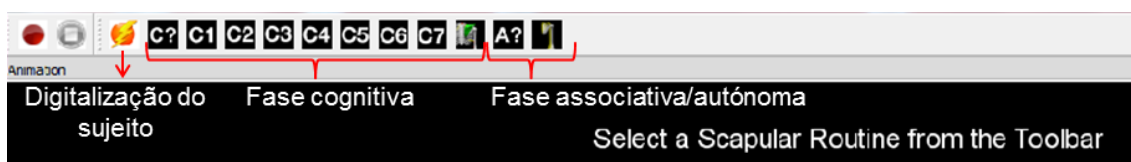
desenvolvidas, sendo apresentadas de seguida. Assim sendo na figura 2 está representado o interface que é apresentada ao utilizador quando abre o *software*.

Figura 2 – Apresentação do ecrã de entrada do *The MotionMonitor Toolbox Edition*



O interface encontra-se dividido com uma barra superior com vários botões, assim como do lado direito são apresentados os valores referentes aos valores alvo e os valores atuais da posição da ET face ao tórax. Como se pode compreender, na barra superior existem vários botões que estão agrupados segundo códigos, de acordo com a fase onde estão inseridos (figura 3). Os primeiros dois botões estão reservados ao processo de gravação de uma atividade que posteriormente poderá ser utilizada na fase associativa. O botão referente à digitalização do sujeito remete o utilizador para o processo de recolha dos dados cinemáticos tal como apresentado anteriormente. Para facilitar este processo de digitalização foi criado um manual de utilizador do *The MotionMonitor Toolbox Edition*.

Figura 3 – Barra de ferramentas do *The MotionMonitor Toolbox Edition*

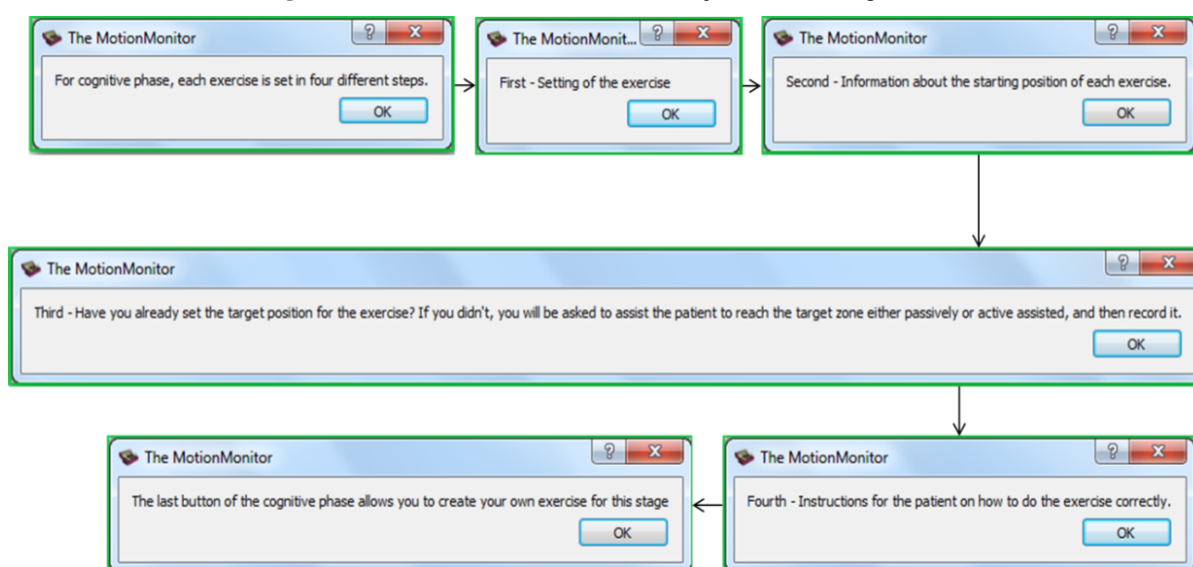


Para a fase cognitiva existem nove botões designados e apresentados na figura 3. O primeiro botão é um botão de ajuda ao utilizador que lhe irá fornecer informações sobre qual a estrutura a seguir dentro de cada um dos exercícios pré-definidos para esta fase. Para além disso, informa o utilizador que o último botão desta fase lhe permite

desenhar o seu próprio exercício utilizando a base por detrás do desenvolvimento deste *software* (figura 4).

De forma a garantir alguma liberdade para o utilizador acrescentar os seus exercícios, se assim o entender, optou-se por incluir, no *MotionMonitor ToolBox, Edition* um botão que permite ao utilizador criar o seu próprio exercício. Assim, existe a possibilidade de criar um exercício mais genérico em que apenas é pedido para se gravar qual a zona alvo de treino, sem que exista qualquer referência a instruções sobre qual a posição inicial ou o movimento a realizar. Este botão é o último referente à fase cognitiva e que se optou por manter com outra imagem visto não ter um correspondente no protocolo de intervenção delineado.

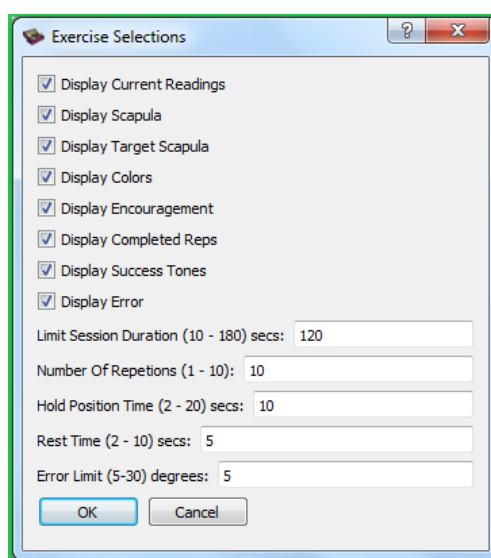
Figura 4 – Passos inerentes ao botão de ajuda da fase cognitiva



Cada um dos exercícios da fase cognitiva segue sempre a mesma estrutura tal como explicado anteriormente. No entanto, o utilizador tem a capacidade de cada vez que seleciona um exercício, poder definir os parâmetros do exercício, tal como demonstrado na figura 5. Analisando esta figura pode-se perceber que existem dois conjuntos de parâmetros que o utilizador pode definir: a informação de retorno para o utente/utilizador e os parâmetros que são definidos. No primeiro caso, correspondente à primeira metade da caixa de definição dos parâmetros do exercício, pode-se optar por utilizar o *feedback* visual, auditivo ou ambos. Para além disso, pode-se definir que informação visual é transmitida: apenas o valor do erro global, que tem de estar dentro dos valores pré-definidos, o valor da posição da ET no espaço, ou ainda as mensagens de motivação que vão aparecendo para facilitar a realização com sucesso da atividade. No segundo caso, correspondente à segunda metade da caixa de definição dos

parâmetros do exercício o utilizador pode definir os parâmetros de treino para o exercício alvo. No entanto, optou-se por apresentar alguns valores pré definidos que se encontram no protocolo de intervenção, de acordo com os princípios de intervenção analisados anteriormente para esta fase – 10 repetições de 10 segundos (Comerford & Mottram; 2001a, Rodrigues; 2014).

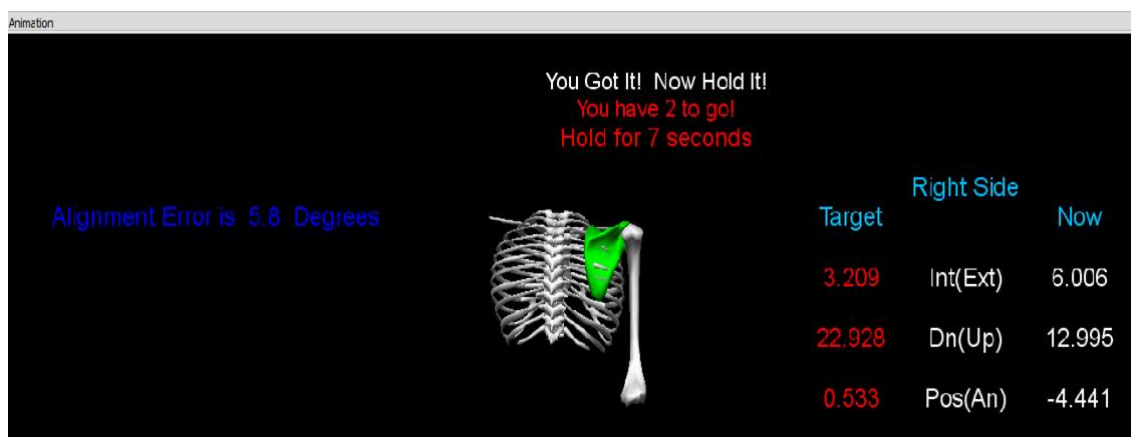
Figura 5 – Caixa de definição dos parâmetros de exercício



Para finalizar a fase cognitiva, nas figuras 6 e 7 estão demonstrados o funcionamento de cada um dos exercícios no *software*. Após a definição dos parâmetros do exercício e o utente compreender qual a posição inicial do exercício e qual o movimento a realizar, é necessário gravar a zona alvo de treino. Assim sendo surge uma nova caixa de texto que permite gravar a zona alvo de treino que é pretendida para o exercício a realizar. Estes valores de zona neutra variam consoante a posição estática que se treina (dependentes do exercício), pelo que será necessário atualizá-los para cada nova atividade. Assim sendo, o fisioterapeuta guia o movimento do sujeito até que este atinja a zona alvo de treino pretendida e grava essa zona alvo de treino. Estes valores definidos pelo utilizador vão aparecer à esquerda, enquanto a medição da posição atual da ET aparece na coluna da direita. O valor do erro total do movimento aparece a azul do lado esquerdo e será este valor que irá definir o desenrolar do exercício. Enquanto este valor se encontrar abaixo do valor definido no início do movimento, a omoplata aparece a verde enquanto ao mesmo tempo surge uma contagem decrescente com o tempo restante em que deve manter a posição. Simultaneamente aparece uma mensagem de motivação para a manutenção da posição, enquanto se efetua a contagem do número de repetições que ainda faltam realizar. Caso o valor seja superior ao valor de erro

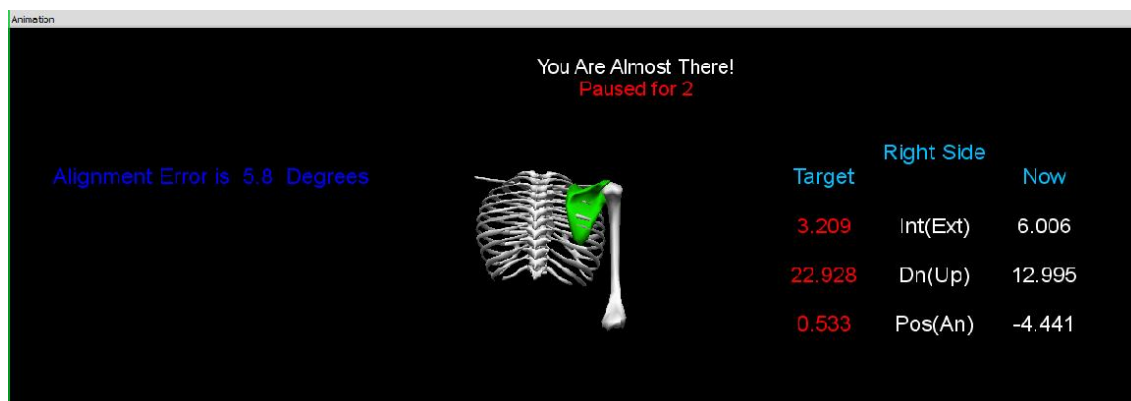
definido inicialmente, a omoplata muda de cor tornando-se cada vez mais vermelha quanto maior for o valor do erro. Conseqüentemente, a contagem do tempo é interrompida até que o sujeito seja capaz de corrigir a posição e trazer a omoplata para verde novamente, e inicia-se nova contagem. As mensagens de motivação também mudam consoante o valor do erro total do movimento. Na figura 6 a atividade apresentada está a ser realizada com sucesso, aparecendo na imagem a contagem do tempo de manutenção da posição, assim como uma mensagem de motivação para continuar a realizar a atividade com sucesso.

Figura 6 – Exercício da fase de consciencialização a ser realizado com sucesso



Na figura 7 pode-se observar que a omoplata apresenta uma cor verde menos forte e a contagem do tempo encontra-se parada. Assim sendo, aparece uma mensagem de motivação na parte superior do monitor para motivar o utente a conseguir corrigir a posição da ET para a zona neutra.

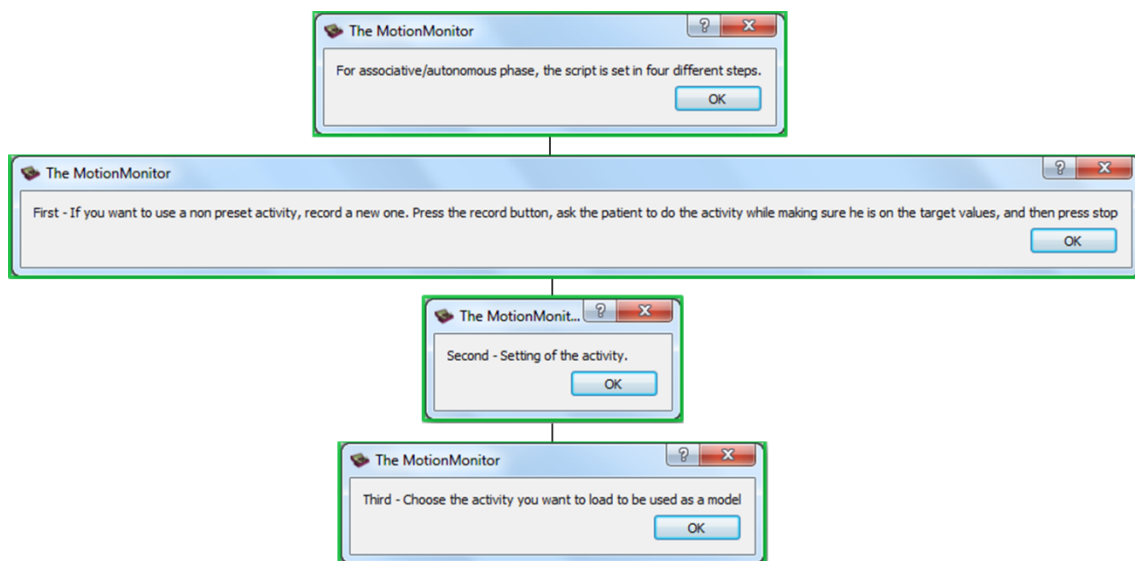
Figura 7 – Exercício da fase de consciencialização parado por não estar a ser realizado com sucesso



A fase associativa e a fase autónoma apresentam apenas dois botões, sendo um deles de ajuda sobre o funcionamento dos exercícios desta fase, enquanto o segundo é o do exercício propriamente dito. Optou-se por fazer somente um botão porque a forma de

funcionar é em tudo similar em ambas as fases. Tal como para a fase cognitiva, o primeiro botão contém as informações necessárias para se poder proceder à utilização do protocolo para estas fases de intervenção (figura 8). No total contém quatro passos embora apenas três sejam referentes aos procedimentos para utilização do *software*. O último contém uma lista dos exercícios da fase associativa e autónoma, para o sujeito utilizar em conjunto com o protocolo de intervenção. Cada exercício presente na lista tem um equivalente representado com o mesmo número no protocolo. Desta forma procurou-se facilitar a utilização do *software* por parte do fisioterapeuta, que consegue identificar, no *MotionMonitor Toolbox Edition*, os exercícios a realizar nesta fase.

Figura 8 – Passos inerentes ao botão de ajuda das fases associativa e autónoma

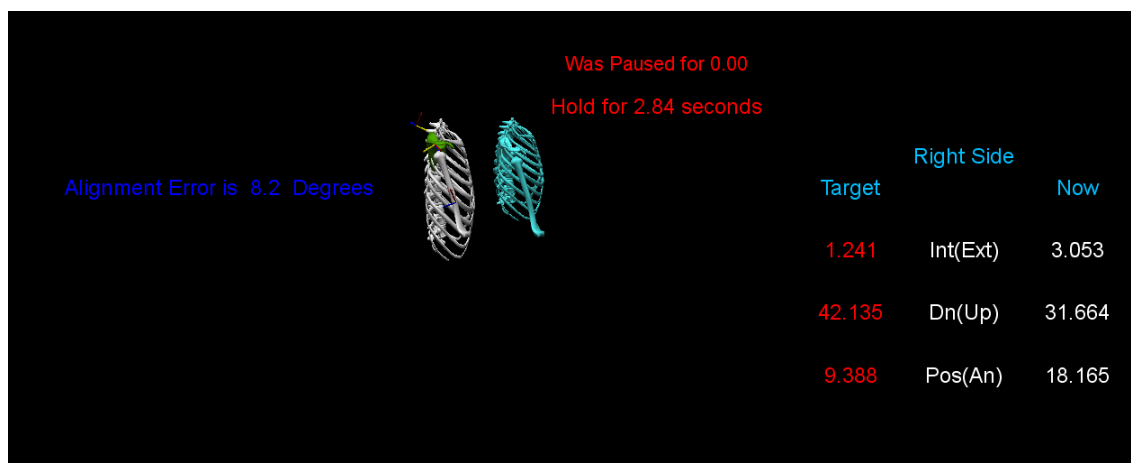


Inicialmente é necessário que ocorra uma gravação do movimento pretendido utilizando o botão de gravação que se encontra à esquerda na barra inicial. Este movimento deverá ser guiado pelo fisioterapeuta de forma a garantir que a ET se encontra dentro da zona alvo de treino pretendida (zona neutra). Após validação clínica por parte do fisioterapeuta (que a ET se encontrava dentro da zona alvo de treino) grava-se a atividade que será mais tarde utilizada como modelo. Ao se iniciar o exercício, define-se os parâmetros do movimento, tal como anteriormente, e o fisioterapeuta seleciona um modelo de atividade para ser utilizado no exercício. Para finalizar, o *MotionMonitor Toolbox Edition* passa a apresentar um modelo a realizar o movimento, e pede-se ao sujeito que o consiga acompanhar sem perder o controlo da zona neutra da ET. Importante notar que os valores da zona alvo de treino vão sendo atualizados à medida que o modelo vai realizando o movimento, assumindo os valores da posição da ET no momento de gravação do modelo. Assim, o sujeito deve conseguir

ter o controlo da zona neutra à medida que a sua ET acompanha o movimento do modelo.

Se o sujeito mantiver o valor de erro total dentro do valor pré-definido, a omoplata mantém-se a verde e o movimento do modelo continua a ocorrer. Se o valor do erro for superior ao pré-definido, a omoplata começa a mudar a sua cor até ao vermelho conforme o valor do erro e o movimento do modelo suspende até que o sujeito consiga corrigir a ET até à zona alvo de treino. Somente quando a omoplata estiver a verde acompanhando um valor de erro inferior ao pré estabelecido, é que o modelo retoma o movimento onde tinha parado anteriormente. Na figura 9 apresenta-se uma imagem de um exercício a decorrer na fase associativa/autónoma, na qual o sujeito consegue manter o valor do erro abaixo do definido, o que permite que o modelo a azul continue o seu movimento.

Figura 9 – Exercício da fase associativa/autónoma a ser realizado com sucesso



Durante a realização dos exercícios o sujeito vai tendo diversas formas de *biofeedback*, sendo estas essencialmente visuais ou auditivas. Neste protocolo o objetivo é que o sujeito atinja a zona alvo de treino, e ao conseguir fazê-lo, a omoplata que estava vermelha, muda de cor para verde como sinal de sucesso da atividade. Quando isto acontece, na fase cognitiva começa a contar o tempo em que o sujeito consegue manter a posição, enquanto na fase associativa e autónoma o modelo começa a fazer o movimento enquanto o utente o tem que acompanhar. Para além disso, é reproduzido um som para sinalizar que o sujeito atingiu a zona alvo de treino. Este ruído mantém-se enquanto o sujeito consegue permanecer dentro da zona alvo de treino. As leituras em tempo real, tanto do erro como da amplitude articular, em graus, encontram-se no ecrã, podendo estas informações funcionar como ajudas visuais,

embora sejam provavelmente menos efetivas ou exijam um grau de dificuldade maior para o sujeito. O valor do erro fornecido ao sujeito é calculado com base no produto das diferenças entre a posição atual da ET (quer em exercício estático ou dinâmico) e a zona alvo de treino definida pelo fisioterapeuta. Assim sendo, compreende-se que o sujeito terá dificuldade em compreender como diminuir o valor do erro visto que ele inclui o valor de três movimentos em simultâneo. Quanto maior e mais complexa for a informação transmitida ao sujeito para a correção do movimento, maior será a probabilidade de insucesso da tarefa (Bobrownicki *et al*; 2015).

Por defeito, o sujeito terá todas estas formas de *feedback*, mas à medida que a perceção ao esforço por parte do utente diminua, o fisioterapeuta deve progredir na complexidade do exercício, reduzindo progressivamente o *feedback*. Inicialmente retira-se o esqueleto, ficando somente o estímulo auditivo e a leitura das amplitudes articulares e do erro em tempo real. O objetivo final é que o sujeito consiga realizar o exercício somente com a ajuda do *feedback* auditivo. Desta forma, o sujeito não estará dependente de uma correção visual para atingir a zona alvo, mostrando que consegue reconhecer a mesma e atingi-la com facilidade. Por outro lado, à medida que a perceção ao esforço por parte do utente diminua, o fisioterapeuta também pode diminuir o erro aceite na realização da tarefa, o que dificultaria a execução do mesmo pelo sujeito.

Neste estudo foram desenvolvidos dois manuais que pretendem facilitar a utilização do *MotionMonitor ToolBox Edition*. O primeiro manual é um manual do utilizador (Apêndice C) direcionado para qualquer fisioterapeuta independentemente da sua experiência, de modo a facilitar a utilização deste *software*. Assim sendo, contém informações e imagens precisas passo a passo sobre o processo de digitalização do sujeito, assim como os procedimentos a seguir para poder realizar os exercícios do protocolo de intervenção em sujeitos com DCAO com recurso a um *software* de *biofeedback* cinemático tridimensional. Estes procedimentos encontram-se divididos para cada uma das fases. O segundo manual é um manual de desenvolvimento do *MotionMonitor ToolBox Edition* (Apêndice E). No decorrer deste trabalho de investigação, o investigador teve de desenvolver várias competências na área da programação informática. De forma a facilitar o desenvolvimento de alterações futuras no *software*, optou-se por criar um manual básico que demonstre de que forma está estruturado o *MotionMonitor ToolBox Edition*, e os passos necessários para a criação de um novo *script*. Este manual encontra-se descrito passo por passo e com recurso a

imagens elucidativas da estrutura do programa. No final adicionam-se algumas notas referentes aos erros mais comuns cometido pelo investigador, para facilitar o desenvolvimento de novas adaptações recorrendo ao código informático.

Na fase 3, procurou-se compreender junto a dois fisioterapeutas, qual a facilidade de utilização do *MotionMonitor ToolBox Edition*. Ambos os fisioterapeutas possuíam o mesmo número de anos de prática clínica. O primeiro utilizador foi um fisioterapeuta licenciado que referiu utilizar diariamente um sistema de *biofeedback* eletromiográfico. Após a aplicação da SUS, o resultado obtido foi de 58 em 100. Importante notar que as notas mais baixas estiveram nos itens associados à facilidade de utilização do *software* (facilidade de utilização, confiança na utilização e necessidade de ajuda de um técnico), enquanto as mais elevadas se relacionaram com a importância do mesmo para a prática clínica. O segundo utilizador foi um fisioterapeuta licenciado que refere nunca ter utilizado na prática clínica, qualquer tipo de sistema de *biofeedback*. Após a aplicação da SUS, o resultado obtido foi de 48 em 100. Tal como no outro utilizador, as notas mais baixas estiveram relacionadas com a facilidade de utilização, tendo obtido os valores mais baixos, nas seguintes características: ajuda de um técnico, facilidade de aprendizagem, facilidade de utilização e confiança na sua utilização. No entanto, o fisioterapeuta atribuiu valores elevados à importância do programa para a prática clínica.

5. Discussão

As disfunções do sistema musculoesquelético constituem um problema comum nos dias de hoje, pois não só constituem uma influência negativa no dia a dia do indivíduo, como na sua capacidade de trabalho ou da sua interação social. A presença de disfunção implica uma função muscular alterada e consequentemente padrões de movimento incorretos, que acabam por contribuir para a presença de dor e diminuição da função (Comerford & Mottram; 2001a). Tal como revisto anteriormente, estas alterações estão amplamente documentas nas DCAO, pelo que a correção destas alterações tornam-se um aspeto central da intervenção (Roy *et al*; 2009). Estes autores sugerem que a utilização de *feedback* extrínseco poderá facilitar a correção destes padrões de movimento pelo utente.

A literatura científica tem avaliado a realização de exercícios que visam corrigir estes padrões de movimento incorretos mas poucos estudos o têm feito utilizando um sistema de *biofeedback*. Os estudos que o têm abordado, visam somente a utilização de sistemas eletromiográficos, apresentando melhores resultados face à não utilização de *feedback* (Santos & Matias, 2007; Huang, *et al*; 2013; Holtermann *et al*; 2010). No entanto, torna-se interessante compreender que maior atividade eletromiográfica não implica necessariamente alterações no padrão cinemático (Huang, *et al*; 2013). Se o objetivo é corrigir as alterações cinemáticas nas DCAO, então deve-se focar a intervenção na correção da atividade, visto que uma maior atividade de EMG pode facilitar melhores resultados mas por si só não implica uma alteração no padrão de movimento. Roy e colaboradores (2010) utilizaram um sistema de *biofeedback* cinemático com auxílio de um espelho e defenderam que a sua utilização melhorava o padrão de movimento realizado pela ET numa tarefa de elevação do MS. A maioria dos sujeitos avaliados referiu também uma diminuição da dor no CAO. No entanto, apenas realizaram uma sessão de treino pelo que os resultados se dissipavam ao final de 24 horas. Dois trabalhos anteriores, utilizando um *software* de *biofeedback* cinemático diferente (*MotionMonitor*), foram realizados no grupo de investigação do ombro da Escola Superior de Saúde de Setúbal. Embora utilizassem um sistema de *biofeedback* cinemático tridimensional, os dados foram devolvidos ao sujeito apenas em duas dimensões (Antunes; 2014; Cordeiro; 2014). Assim sendo, este é o primeiro estudo que se propõe a desenvolver um protocolo de intervenção com recurso a *biofeedback* cinemático tridimensional em sujeitos com DCAO.

O aspeto central deste protocolo torna-se então o tipo de *feedback*. Após a revisão sobre os conceitos na base da teoria do controlo motor e reaprendizagem motora, compreende-se a importância do mesmo para a correção de padrões de movimento incorretos presentes em situação de disfunção. Através da utilização de *feedback* pretende-se que o sujeito ganhe maior consciência da posição neutra da ET e a consiga assumir, sem compensações, em posições estáticas ou durante a realização de movimentos da GU. A utilização do *feedback* visa facilitar a alteração do esquema que o utente utiliza para a realização da tarefa, procurando que estas alterações se transponham para o programa motor genérico que agrupa um conjunto de atividades semelhantes à que o utente se encontra a praticar (Schmidt, 1975, 2003).

Tal como analisado anteriormente, em situação de disfunção os mecanismos propriocetivos e exteroceivos encontram-se alterados, e acabam por contribuir para um incorreto planeamento e controlo da ação. Estas alterações vão influenciar também a cópia eferente do movimento que funciona como um mecanismo de *feedback* intrínseco para o utente no dia a dia. Em situação de disfunção, esta cópia eferente encontra-se alterada, pelo que os mecanismos propriocetivos e exteroceivos quando recebem a informação da atividade que está a ser realizada e a comparam com a sua cópia eferente, não detetam a presença de nenhum erro. Consequentemente, não ocorre nenhuma correção no padrão de movimento contribuindo para a manutenção da disfunção. Com a correção desta cópia eferente, o utente passa a ter a capacidade de corrigir o seu movimento durante o dia a dia, detetando alterações durante o mesmo e sendo capaz de as modificar.

Para que este processo aconteça, torna-se importante a redução de *feedback* que é fornecido ao sujeito, que está contemplado como critério de progressão no protocolo. O fornecimento de *feedback* extrínseco ao utente deve ser algo temporário que visa aumentar a *performance* durante o movimento (correção da ET para a zona neutra) (Wulf *et al*; 2010). Um estudo recente demonstrou que um foco de atenção externo permite melhorias significativas ao nível da *performance* embora apenas implique apenas algumas melhorias ao nível da aprendizagem motora. (Lohse, Sherwood & Healy; 2014). Os mesmos autores sugerem que para ocorrer retenção das alterações ao movimento que se pretende corrigir, se deve dar um enfoque a um foco de atenção interno. Deste modo, a diminuição do *feedback* fornecido ao sujeito ao longo do protocolo é importante para que permaneçam apenas as alterações permanentes, tanto ao

nível do esquema como da sua cópia eferente, o que significa que ocorreu aprendizagem motora (Wulf *et al*; 2010).

Na fase inicial deste protocolo de intervenção optou-se por dar primazia a uma informação no decorrer da ação assim como ao conhecimento sobre a *performance* e sobre os resultados, ou seja, a forma como o movimento foi realizado e qual o seu resultado. Com o avançar do protocolo de intervenção, o foco passa a ser somente o conhecimento de resultados de forma a que o sujeito consiga comparar os resultados obtidos com os esperados (cópia eferente). Assim, é capaz de analisar o que realizou incorretamente para posteriormente o corrigir numa execução futura da mesma atividade. Numa fase inicial, iniciou-se a utilização do conhecimento dos resultados como forma de *feedback* (em todas as repetições) com a utilização do sistema *biofeedback*, pois desta forma pode-se obter melhores resultados. Enquanto for progredindo no protocolo, a frequência da informação que é dada ao sujeito vai diminuindo, para que este adquira consciência do movimento realizado e de qual o seu grau de sucesso. Desta forma pretende-se uma atualização do seu esquema para a execução de uma tarefa futura, com o objetivo de que as alterações acabem por causar adaptações no programa motor genérico utilizado.

Durante a fase cognitiva, o sujeito procura selecionar as melhores estratégias de movimento para poder cumprir a tarefa com sucesso, o que conduz a uma elevada variabilidade entre sujeitos (Roy *et al*; 2009). Por outro lado, quanto maior for a quantidade de informação transmitida ao sujeito maior a probabilidade da ocorrência de erros durante a tarefa (Bobrownicki *et al*; 2015). No interface atual do *MotionMonitor Toolbox Edition* são devolvidos ao sujeito quatro fontes de *feedback* diferentes, quando realiza a atividade com sucesso: valor do erro, medições da cinemática, cor da omoplata e som. Para o utente, a presença de tantas fontes de *feedback* poderão ser confusas inicialmente, e ao invés de funcionarem como um mecanismo que facilita a *performance* e aprendizagem motora, poderão aumentar o número de erros. Assim sendo, sugere-se a realização no futuro, de um estudo acerca da aplicabilidade direcionado também para os utentes, nomeadamente avaliando qual o tipo de *feedback* que consideram que os ajudou a completar a tarefa com sucesso.

Por outro lado, na presente versão beta do *MotionMonitor Toolbox Edition*, o *feedback* é fornecido ao sujeito em função do valor do erro do movimento. O seu cálculo do erro é proveniente de três movimentos em simultâneo (rotação

superior/inferior, rotação externa/interna, báscula anterior/posterior). Para facilitar a aprendizagem da zona neutra por parte do sujeito, seria interessante que fosse possível seleccionar a quantidade de movimentos que se pretendia que o *software* estivesse a dar *feedback*. Por exemplo, se o sujeito tem maior dificuldade no controlo da báscula posterior/anterior em comparao com a rotao superior/inferior e rotao externa/interna, ento poderia ser possível apenas seleccionar o primeiro movimento, de forma a que o sujeito tenha que controlar apenas uma dimenso do movimento. Depois do sujeito o conseguir controlar, ento acrescentar-se-ia as outras dimenses do movimento. Durante a recolha de dados, por exemplo, o utente referiu dificuldades na compreenso do movimento que teria de realizar, embora aps algumas tentativas tenha conseguido realiz-las com sucesso. Com apenas uma dimenso, a que apresentasse maior dificuldade de correo, poderia ser mais fácil a sua execuo, facilitando assim a assimilao do conceito de zona neutra da ET.

Um dos factores apresentados como fundamental para a aprendizagem motora de um *skill*  a observao da atividade. Embora no seja mais efetivo que a prática da tarefa, apresenta melhores resultados do que a ausência de prática. No entanto, os melhores resultados foram demonstrados quando tanto a prática da tarefa como a sua observao foram associadas (Wulf *et al.*; 2010). Desta forma, esta poderia ser uma estratégia a utilizar para facilitar a aprendizagem do movimento pretendido na fase de consciencializao, que implica uma maior atividade cognitiva e em que so cometidos mais erros na execuo da tarefa. Assim, sugere-se que na fase de consciencializao seja adicionado um vídeo demonstrativo de cada exercício, que facilite aquisio do conceito de zona neutra pelo utente.

Para a fase associativa e autnoma optou-se pela utilizao somente de um boto no *MotionMonitor ToolBox Edition*. Apesar desta soluo ser funcional, implica que o utilizador/fisioterapeuta tenha de ter o protocolo de interveno sempre presente, para conseguir ler a descrio do exercício. Ao longo do desenvolvimento da verso beta do *software* procurou-se minimizar este problema ao introduzir no boto de ajuda, uma grelha com todos os exercícios com o número associado no protocolo de interveno. Para facilitar a utilizao do *MotionMonitor ToolBox Edition* por parte do fisioterapeuta, sugere-se o desenvolvimento de uma grelha de interao com o utilizador. Desta forma, ao se pressionar o boto de cada uma das fases surgiria uma grelha com vários botes que estariam associados a cada um dos exercícios do

protocolo, o que implicava que fornecessem ao fisioterapeuta a informação necessária para a realização do mesmo. Parte-se do pressuposto que quanto mais botões tiver um interface de um programa, maior poderá ser a confusão para um fisioterapeuta que procure utilizá-lo pela primeira vez. Assim conseguia-se reduzir o número de botões para cada uma das fases, facilitando a compreensão sobre o modo de funcionamento do *MotionMonitor Toolbox Edition*. Para além disso, caso o sujeito tenha a necessidade de fazer uma gravação da atividade para funcionar como modelo, então esta deveria ser realizada já após ter sido selecionado qual o exercício a realizar. Para finalizar, com a utilização deste tipo de interface, o utilizador conseguiria selecionar que exercícios pretendia utilizar numa determinada sessão e eles poderiam ocorrer de forma sequencial, à medida que fossem realizadas as atividades com sucesso.

Na fase associativa e autónoma o fisioterapeuta foi responsável por gravar a atividade do sujeito, garantindo que a ET se encontra na sua zona neutra, para posteriormente ser utilizado como modelo do exercício. No entanto, a validação de um correto padrão de movimento que possa ser utilizado como modelo no *MotionMonitor Toolbox Edition*, depende da validação do fisioterapeuta do correto controlo da zona neutra da ET. Este carácter subjetivo poderá ser uma fonte de erro, tendo em conta a dificuldade de validação do sucesso da atividade em tarefas mais complexas ou realizadas com maior velocidade. Sendo assim, seria interessante utilizar um modelo de regressão cinemática (de Groot & Brand; 2001), que permitiria a definição da zona neutra da ET através da posição da GU no espaço (quer em elevação ou rotação). Este modelo de regressão, por exemplo, consegue prever a orientação clavicular e da ET se tiver como base a posição inicial do úmero, postura inicial e direção do movimento. No entanto, no presente estudo não estão introduzidos os três pontos necessários para a digitalização da posição inicial da ET (Wu *et al*, 2005), pelo que seria necessário adicioná-los com o objetivo de se conseguir utilizar este modelo de regressão no *MotionMonitor Toolbox Edition*. Tendo em conta que o *software* regista uma posição da ET num determinado momento e posteriormente é pedido ao utente para o conseguir reproduzir, dentro de uma margem de erro definida pelo fisioterapeuta, não se considerou que a não introdução destes pontos fosse uma fonte de limitativa que impedisse o funcionamento normal do protocolo de intervenção.

O presente protocolo engloba apenas um protocolo de intervenção em indivíduos com DCAO utilizando os princípios de controlo motor e reaprendizagem motora, assim

como três exercícios de alongamento a serem realizados no final da sessão, com enfoque para estruturas que poderão contribuir para a origem/manutenção da sintomatologia. No entanto existem algumas estratégias que deverão fazer parte de qualquer intervenção e que não fazem parte do presente protocolo. Caso existam restrições de movimento, como por exemplo um encurtamento ao nível da cápsula posterior ou do músculo pequeno peitoral, poderá ser necessário adicionar outras estratégias de intervenção ao presente protocolo, para que se consiga corrigir a limitação de uma forma mais efetiva.

A fase cognitiva é a primeira fase da reaprendizagem motora, necessitando por isso de maior atividade cognitiva. Assim sendo, na prática clínica torna-se importante acrescentar uma componente de educação no início do processo de reabilitação, de forma a que o sujeito consiga compreender os conceitos na base da intervenção. Assim tem-se como objetivos principais que o sujeito compreenda o problema na origem da sua disfunção e aprenda o conceito de zona neutra, o que poderá facilitar a realização dos exercícios durante esta fase, assim como conseguir controlar melhor a sua prática autónoma. Quando os sujeitos conseguem controlar a sua prática, em vez de assumirem uma postura passiva na aprendizagem, estimula-se uma maior motivação e processamento da informação transmitida pelo fisioterapeuta (Wulf *et al*; 2010). Desta forma, na prática clínica é importante que os sujeitos consigam aprender, de forma efetiva, as bases do processo de reaprendizagem motora e consigam assumir uma postura ativa no controlo da sua prática. Assim, estimula-se o sujeito a assumir a responsabilidade de realizar os exercícios, seguindo os princípios de reaprendizagem motora, para que passe a ter a habilidade de controlar a sua prática autónoma destes exercícios.

Na fase 3 procurou-se desenvolver um pequeno estudo piloto de avaliação da aplicabilidade e usabilidade do *MotionMonitor ToolBox Edition*. O resultado do questionário foi de 58 em 100, para o fisioterapeuta com experiência anterior na utilização de sistemas de *biofeedback*, e de 48 em 100 para o fisioterapeuta sem qualquer tipo de experiência com sistemas de *biofeedback*. Ambos os valores são inferiores a 68 que é considerado o valor médio quando se avalia a aplicabilidade de um *software* (Brooke, 1996).

Analisando os resultados do questionário, compreende-se que os valores mais baixos estiveram associados à facilidade de utilização do programa, enquanto, pelo lado

positivo, as notas mais altas encontravam-se associadas à importância do *software* para a prática clínica. Isto pode indicar que, a estrutura do protocolo de intervenção, assim como a forma em que está implementado no programa, poderão constituir uma ferramenta útil para a fisioterapia, no futuro. Torna-se muito importante ressaltar que este é um programa não comercializado ao qual foram iniciados os primeiros procedimentos para se implementar um protocolo de intervenção para sujeitos com DCAO. Desta forma o programa ainda se encontra num estágio muito preliminar de desenvolvimento, ou seja, ainda numa versão beta. Esta avaliação de aplicabilidade, embora tenha sido um estudo piloto com uma amostra de apenas dois fisioterapeutas, permitiu identificar vários aspetos a melhorar no futuro.

No presente estudo, considerou-se pertinente a avaliação da aplicabilidade do protocolo através de dois fisioterapeutas que se distinguiam entre si pela experiência prévia quanto à utilização de sistemas de *biofeedback* na prática clínica. Tendo em conta o objetivo da investigação, uma amostra pequena seria suficiente para recolher informação sobre aplicabilidade, permitindo assim compreender alterações serão necessárias realizar no *software*. Optou-se por uma diferenciação do conhecimento prévio dos fisioterapeutas sobre este tipo de sistemas para se tentar obter informação diferenciada quanto à sua aplicabilidade. Neste trabalho de investigação partiu-se do pressuposto que um sujeito que esteja familiarizado com a utilização de sistemas de *biofeedback*, pudesse fornecer uma análise mais crítica sobre a facilidade de utilização deste *software*. No entanto, os dados referentes à importância do *MotionMonitor Toolbox Edition* para a fisioterapia poderiam tendencialmente ser mais elevados. A escolha de avaliação do *software* por um fisioterapeuta sem experiência prévia na utilização de sistemas de *biofeedback* ou recolha de sinal cinemático, permite compreender quais as limitações que qualquer fisioterapeuta apresente na primeira utilização deste programa. Os resultados obtidos neste estudo, vêm precisamente demonstrar que um sujeito que não esteja familiarizado com estes procedimentos, apresenta *scores* mais baixos ao nível da aplicabilidade do *MotionMonitor Toolbox Edition*, nomeadamente ao nível da facilidade de utilização. De salientar, que os resultados da importância deste *software* para a prática clínica, foram iguais para os dois fisioterapeutas. Este facto é importante para realçar que o problema parece estar associado mais à usabilidade do programa do que à forma como o protocolo de intervenção se encontra estruturado e implementado no programa.

Os diferentes *scores* da SUS para os dois fisioterapeutas podem sugerir que a utilização deste programa implica, de momento, uma curva de aprendizagem maior do que outro tipo de sistemas de *biofeedback*. Para minimizar este problema foi desenvolvido um manual de utilizador detalhado e estruturado passo por passo, sendo distribuído a cada fisioterapeuta no momento da recolha dos dados. No entanto, esta estratégia parece ter sido suficiente para facilitar a utilização dos fisioterapeutas, pelo que se estabelecem duas sugestões para o futuro, com vista a procurar diminuir esta curva de aprendizagem e facilitar a utilização do *MotionMonitor Toolbox Edition*.

Primeiro, sugere-se a realização de maior investigação futura, em relação à aplicabilidade, com uma amostra maior e mais abrangente (representativa da população), de forma a poder otimizar a informação recolhida. Para o futuro seria também interessante testar a aplicabilidade deste *software* após algumas sessões de utilização, para compreender de que forma iriam variar os *scores* da SUS. Assim compreendia-se qual a dependência da avaliação da aplicabilidade do programa face à necessidade de aprendizagem de utilização do mesmo.

Segundo, deve-se realizar algumas alterações ao *software* com o objetivo de diminuir a curva de aprendizagem necessária para a utilização do *software*, facilitando a utilização do mesmo por qualquer fisioterapeuta. Deste modo, no futuro deve-se analisar as mensagens que estão a ser transmitidas ao utilizador, especialmente quanto à clareza e volume de informação. Sugere-se também um aumento do tamanho das caixas de texto para facilitar a leitura e compreensão da informação. Desta forma, procura-se melhorar a experiência de utilização do *software*. Outro ponto a melhorar é diminuir a quantidade de passos necessários para cada procedimento. Quanto maior o número de tarefas que o fisioterapeuta tem que efetuar para poder funcionar corretamente com o *software*, maior será a dificuldade de utilização do mesmo. No futuro deve-se considerar uma otimização do processo de digitalização referente ao número de passos necessários para obtenção de dados cinemáticos do movimento do utente, assim como o número de passos a realizar dentro de cada exercício.

Outro factor limitativo é o facto de todo o *software* estar desenvolvido em inglês, pelo que caso algum fisioterapeuta não domine o idioma, terá dificuldades acrescidas na utilização deste sistema de *biofeedback*.

No presente estudo, o investigador encarregou-se de implementar, no *software*, as alterações necessárias aos *scripts* existentes para que o programa passasse a incluir os exercícios definidos no protocolo. No entanto, a ausência de conhecimentos acerca de programação informática teve de ser minimizada com algum desenvolvimento de competências, por parte do investigador, no sentido de ser possível atingir o objetivo de estudo. Para facilitar que estudos futuros nesta área não tenham que ultrapassar a mesma curva de aprendizagem, foi desenvolvido um manual de desenvolvimento do *MotionMonitor ToolBox Edition* (Apêndice E). Deste modo, procurou-se auxiliar futuros investigadores a compreenderem mais facilmente os passos necessários para se proceder a modificações com vista à otimização do *software*.

Grande parte das alterações propostas para o futuro, implicam adaptações mais profundas ao nível do código de programação informático do *software*, pelo que se sugeria que fosse possível existir um maior auxílio por parte de um *expert* em programação, para que estas funcionalidades pudessem ser aplicadas mais rapidamente e com maior eficácia. Sugeria-se então uma otimização da relação com a *Innovative Sports Training, Inc.* para que se consigam realizar todas as modificações propostas ao longo do presente estudo, de uma forma mais célere e eficaz.

No futuro seria importante testar a efetividade do protocolo de intervenção numa amostra com sujeitos com DCAO, para compreender qual a sua efetividade ao nível da dor e função dos utentes. Para finalizar, seria interessante realizar um estudo de efetividade com um *follow-up* maior do que os consultados na literatura. Uma sessão de treino de exercícios que cumpram os princípios de reaprendizagem motora tendo em vista a correção de padrões de movimento incorretos, tem efeitos imediatos no curto prazo ao nível de eletromiografia e cinemática. No entanto estes efeitos dissipavam-se quase na totalidade ao final de 24 horas (Roy *et al.*; 2009; Huang *et al.*; 2013). Outro estudo demonstrou alterações cinemáticas apenas após 10 semanas de prática de um conjunto de exercícios (Worsley *et al.*; 2012). Sendo assim, seria também importante comparar quanto se demora a encontrar alterações cinemáticas com a utilização do *MotionMonitor ToolBox Edition* em comparação com a não utilização de *biofeedback*, ou a utilização de um sistema de *biofeedback* eletromiográfico. Desta forma, ir-se-ia compreender melhor a importância da utilização de um sistema que facilite a reaprendizagem motora dos utentes.

6. Conclusão

As DCAO constituem um problema a nível do indivíduo e da sociedade provocando absentismo ao trabalho, isolamento social e diminuição da qualidade de vida do sujeito. A recuperação destas disfunções constitui um tema amplamente estudado na literatura e em constante evolução.

Um factor positivo desta investigação é que na sua base está uma revisão profunda sobre o tipo de intervenção mais efetiva nas DCAO, e posterior elaboração de um protocolo de exercícios com base em princípios de controlo motor e aprendizagem motora. Posteriormente, este protocolo de exercícios, que foi desenvolvido por uma revisão da literatura realizada em simultâneo com o presente projeto de investigação, foi implementado no *The MotionMonitor Toolbox Edition* procurando respeitar a base de controlo motor e estratégias que facilitem a reaprendizagem motora, revistas anteriormente.

Intervenções com o recurso a *feedback* eletromiográfico têm sido testadas na literatura, demonstrando uma elevada efetividade em comparação com outro tipo de intervenções. No entanto, procurar uma maior atividade eletromiográfica não implica necessariamente uma alteração cinemática, com conseqüente correção do padrão de movimento que predispõe para a presença de disfunção. Desta forma, sendo este o primeiro *software* que inclui um protocolo de intervenção com recurso a um sistema de *biofeedback* cinemático, vem se lançar uma base importante para o futuro das intervenções no DCAO.

Deste modo, procurou-se utilizar o maior número de estratégias possíveis que facilitassem uma reaprendizagem motora por parte do utente, para que conseguisse corrigir o seu padrão de movimento. Assim, foram utilizadas diferentes formas de *feedback*, assim como instruções sintéticas e objetivas direcionadas ao utente, com o intuito de facilitar a aprendizagem por parte do sujeito. Com um aumento da consciência do conceito de zona neutra e a capacidade do utente em controlar durante a realização de movimentos do MS, partiu-se do princípio que o CAO tem um risco diminuído de vir a desenvolver uma disfunção. Consequentemente visa-se promover um aumento da função do indivíduo, conduzindo assim a uma menor probabilidade de presença de dor para o sujeito.

Este estudo de investigação foi o primeiro a procurar desenvolver um protocolo de intervenção recorrendo ao auxílio de um *software* de *biofeedback* cinemático tridimensional. Apesar de ainda numa versão beta, a sua utilização aparenta poder trazer uma ajuda aos fisioterapeutas na intervenção com sujeitos com DCAO.

As consequências de ainda ser um programa em desenvolvimento, e ser o primeiro teste a ser realizado sobre a aplicabilidade do mesmo, estão demonstradas várias alterações que ainda têm que ser realizadas para facilitar a utilização do *MotionMonitor Toolbox Edition* pelo fisioterapeuta. Nomeadamente, salienta-se o aumento de tamanho das caixas de textos e análise sobre a informação que se encontra inserida nas mesmas. Por outro lado sugere-se uma otimização do funcionamento do programa procurando reduzir o número de passos a realizar no processo de digitalização do sujeito, assim como do número de passos para realizar cada exercício. Praticamente todas as alterações estão relacionadas com a forma como está desenhado o programa, pelo que a grande preocupação de momento será melhorar a usabilidade por parte do utilizador, assim como, se possível procurar melhorar o programa ao nível do *feedback* devolvido ao sujeito. Por outro lado, existe alguns mudanças para otimizar o funcionamento do *MotionMonitor Toolbox Edition*, como por exemplo, em vez de se ter de gravar uma atividade para funcionar como modelo na fase associativa/autónoma, propõe-se a utilização de um modelo de regressão de linear que permita o cálculo da posição de ET a partir da amplitude de elevação do MS.

As alterações até chegar à presente edição do *software*, foram realizadas pelo investigador juntamente com a equipa da *Innovative Sports Training, Inc.* Sugere-se para o futuro uma otimização desta relação para que alterações mais profundas ao nível do *software* possam ser realizadas de forma mais célere e eficaz.

Para o futuro, após serem realizadas as necessárias atualizações ao *MotionMonitor Toolbox Edition*, sugere-se a realização de um novo estudo sobre a sua aplicabilidade, desta vez com uma amostra maior e mais heterogénea, para que possa ser representativa da população. Este tipo de estudo poderia também ser aplicado aos utentes, de forma a estudar que tipo de *feedback* facilitará uma reaprendizagem motora mais efetiva, sendo esta uma análise realizada do ponto de vista do sujeito. Posteriormente, seria importante avaliar a efetividade da utilização deste conjunto de exercícios com recurso a um sistema de *biofeedback* cinemático tridimensional, na dor e função em sujeitos com DCAO.

Apesar dos resultados do estudo de aplicabilidade se encontrarem abaixo do valor de referência estabelecido na literatura, este trabalho de investigação veio dar um contributo importante para o desenvolvimento de uma ferramenta importante para a intervenção da fisioterapeuta com sujeitos com DCAO. Este estudo poderá funcionar como um ponto de partida numa linha de desenvolvimento do *MotionMonitor Toolbox Edition*, ao identificar várias alterações que deverão ser realizadas no futuro, para assegurar que consegue ser utilizado por qualquer fisioterapeuta, fornecendo um importante contributo para a sua prática clínica.

7. Referências Bibliográficas

- Adhia, D.B.; Bussey, M.D.; Ribeiro, D.C.; Tumilty, S.; Milosavljevic, S (2013). Validity and reliability of palpation-digitization for non-invasive kinematic measurement – A systematic review. *Manual Therapy*; 18; 26-34
- Antunes, A. (2014) Efetividade do biofeedback cinemático tridimensional no desempenho de exercício escapulo-torácicos. Dissertação de Mestrado, Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, Faculdade de Medicina da Universidade Nova de Lisboa, Escola Nacional de Saúde Pública, Portugal
- Aruin, A.S.; Latash, M.L. (1995) The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp Brain Res*. 106 (2) 291-300
- Assink, N.; Bergman, G.J., Knoester, B., Winters, J.C., Dijkstra, P.U. (2008) Assessment of the cervical range of motion over time, differences between results of the Flock of Birds and the EDI-320: a comparison between an electromagnetic tracking system and an electronic inclinometer. *Manual Therapy* 13 (5) 450-455
- Bangor, A.; Kortum, P.T.; Miller, J.T. (2008) An empirical evaluation of the System Usability Scale. *Int J Hum Comput Interact*. 24(6); 574-594
- Bitter, N, Clisby, E, Jones, M. *et al.* (2007) Relative contributions of infraspinatus and deltoid during external rotation in healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 16(5), 563-568
- Bobrownicki, R.; MacPherson, A.C.; Coleman, S.G.S.; Collins, D.; Sproule, J. (2015) Re-examining the effects of verbal instructional type on early stage motor learning. *Human Movement Science*. 44; 168-181
- Borstad, J.D.; Navalgund, A.; Szucs, K. (2009) Scapular muscle activation and co-activation following a fatigue task. *Med Biol Eng Comput*. 47 (5) 487-495
- Borstad, J.D. (2006) Resting Position Variables at the Shoulder: Evidence to Support a Posture-Impairment Association. *Physical Therapy*. 86; 549-557
- Bourne, D.; Choo, A.; Regan, W.; MacIntyre, D.; Oxland, T. (2009) Accuracy of digitization of bony landmarks for measuring change in scapular attitude. *Proc Inst Mech Eng H*. 223(3); 349-361
- Brochard, S.; Lempereur, M.; Rémy-Néris, O. (2011) Double Calibration: An accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of Biomechanics*; 44; 751-754

- Brooke, J. (1996) SUS – A quick and dirty usability scale. *Usability Eval. Ind.*; 8 (2); 29-40
- Chopp, J.N.; O'Neill, J.M.; Hurley, K.; Dickerson, C.R. (2010) Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: A radiographic analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 19; 1137-1144
- Chopp, J.N.; Fischer, S.L.; Dickerson, C.R. (2011) The specificity of fatiguing protocols affects scapular orientation: implications for subacromial impingement. *Clinical Biomechanics.* 26; 40-45
- Comerford, M.J.; Mottram, S.L. (2001a) Movement and stability dysfunction – contemporary developments *Manual Therapy.* 6 (1); 15-26
- Comerford, M.J.; Mottram, S.L. (2001b) Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual therapy.* 6 (1) 3-14
- Contandriopoulos, A, Champagne, F, Potvin, L, Denis, J, Boyle, P. (1994) *Saber preparar uma pesquisa: definição, estrutura, financiamento.* São Paulo: Editora Hucitec/Rio de Janeiro: Abrasco.
- Cools, A.M., DeWitte, V.; Lanszweert, F.; Notebaert, D.; Roets, A.; Soetens, B.; Cagnir, B.; Witvrouw, E.E. (2007) Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? *Am J Sports Med.* 35(10) 1744-1751
- Cordeiro, S. (2014) Efetividade do biofeedback cinemático tridimensional no desempenho de exercício escápulo-torácico para a fase de consciencialização do processo de reaprendizagem. Dissertação de Mestrado, Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, Faculdade de Medicina da Universidade Nova de Lisboa, Escola Nacional de Saúde Pública, Portugal
- Cricchio, M.; Frazer C. (2011) Scapulothoracic and scapulohumeral exercises: a narrative review of electromyographic studies *Journal of Hand Therapy;* 24 (4); 322-333
- Cunha-Miranda, L.; Carnide, F.; Lopes, M.F. (2010) Prevalence of Rheumatic Occupational Diseases – Proud Study. *Acta Reumatol Port.* 35; 215-226
- Cuomo, F.; Birdzell, M.G.; Zuckerman, J.D. (2005) The effect of degenerative arthritis and prosthetic arthroplasty on shoulder proprioception. *J Shoulder Elbow Surg.* 14(4); 345-348
- Cutti, A.G.; Giovanardi, A.; Rocchi, I., Davalli, A.; Sacchetti, R. (2008) Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput;* 46 (2); 169-178

- De Groot, J.H. (1997) The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*; 12 (7/8); 461-472
- De Groot, J.H.; Brand, R. (2001) A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*. 16, 735-743
- De Mey, K.; Danneels, L.; Cagnie, B.; Cools, A.M. (2012) Scapular Muscle Rehabilitation Exercises in Overhead Athletes With Impingement Symptoms: Effect of a 6-Week Training Program on Muscle Recruitment and Functional Outcome. *The American Journal of Sports Medicine*. 40 (8). 1906-1915
- De Mey, K.; Danneels, L.; Cagnie, B.; Huyghe, L.; Seyns, E. Cools, A.M. (2013) Conscious correction of scapular orientation in overhead athletes performing selected shoulder rehabilitation exercises: the effect on trapezius muscle activation measured by surface electromyography. *J Orthop Sports Phys Ther*. 43 (1); 3-10
- Desmurget, M.; Grafton, S. (2000) Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends in Cognitive Sciences*. 4 (11) 423-431
- Ebaugh, D.D.; McClure, P.W.; Karduna, A.R. (2005) Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics* 20 700-709
- Eisenhart-Rothe, R.; Mayr, H.O.; Hinterwimmer, S.; Graichen, H. (2010) Simultaneous 3D assessment of glenohumeral shape, humeral head centering, and scapular positioning in atraumatic shoulder instability. *The American Journal of Sports Medicine*. 38 (2); 375-382
- Ekstrom, R., Donatelli, R. & Soderberg, G. (2003) Surface Electromyographic Analysis of Exercises for the Trapezius and Serratus Anterior Muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33 (5), 247-258
- Ellenbecker, T, & Cools, A. (2010) Rehabilitation of shoulder impingement syndrome And rotator cuff injuries: an evidence-based review. *British journal of sports medicine*., 44(5),319–327
- Fayad, F.; Hoffmann, G.; Hanneton, S.; Yazbeck, C.; Lefevre-Colau, M.; Gautheron, V. et al. (2006) 3D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clinical Biomechanics*; 21 (9); 932-941
- Fayad, F.; Roby-Brami, A.; Yazbeck, C.; Hanneton, S.; Lefevre-Colau, M.; Gautheron, V. et al. (2008) Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of Biomechanics*; 41 (2); 326-332

- Fitts, P.M.; Posner, M.I. (1967) Human Performance. Brooks/Cole
- Fortin, M. (2000) O Processo de investigação – da conceptualização à realização. Lusociência
- From, W. (2013) Sus: a retrospective. *J. Usability Stud.* 8 (2); 29-40
- Giggins, O.M.; Persson, U.M.; Caulfield, B. (2013) Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 10
- Glover, S. (2004). Separate visual representations in the planning and control of action *Behavioral and brain sciences.* 27. 3-78
- Hamill, J.; Selbie, W.S. (2004) Three-Dimensional Kinematics. In G. Robertson; G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, S. Whittlesey (Eds) Research Methods in Biomechanics
- Hamming, D.; Braman, J.P.; Phadke, V.; LaPrade, R.F.; Ludewig, P.M. (2012) The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff. *Journal of Biomechanics.* 45; 1161-1168
- Hanratty, C.E.; McVeigh, J.G.; Kerr, D.P.; Basford, J.R.; Finch, M.B.; Pendleton, A.; Sim, J. (2012) The effectiveness of physiotherapy exercises in subacromial impingement syndrome: A systematic review and meta-analysis. *Semin Arthritis Rheum* 42; 297-316
- Hardwick, D, Beebe, J, McDonnell, M, Lang, C. (2006). A comparison of serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy,* 36, 903-910.
- Harlick, J.C.; Milosavljevic, S.; Milburn, P.D. (2007) Palpation identification of spinous processes in the lumbar spine. *Man Ther.* 12(1); 56-62
- Hassan, E.A.; Jenkyn, T.R.; Dunning, C.E. (2007) Direct comparison of kinematic data collected using an electromagnetic tracking system versus a digital optical system. *J Biomech.* 40 (4); 930-935
- Hayes, K.; Callanan, M.; Walton, J.; Paxinos, A.; Murrell, G.A.C. (2002) Shoulder Instability: Management and Rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 32 (10) 1-13
- Hegedus, E.J.; Goode, A.; Campbell, S.; Morin, A.; Tamaddoni, M.; Moorman, C.T.; Cook, C. (2008) Physical examination tests of the shoulder: a systematic review with meta-analysis of individual tests. *Br J Sports Med.* 42 (2); 80-92
- Hegedus, E.J.; Goode, A.P.; Cook, C.E.; Michener, L.; Myer, C.A.; Myer, D.M.; Wright, A.A. (2012) Which physical examination tests provide clinicians with the

- most value when examining the shoulder? Update of a systematic review with meta-analysis of individual tests. *Br J Sports Med.* 46 (14) 964-978
- 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. *J Orthop Sports Phys Ther.* 37 (10); 627-634
- Holtermann, A.; Mork, P.J.; Andersen, L.L.; Olsen, H.B.; Sogaard, K. (2010) The use of EMG biofeedback for learning selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle: a novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *J Electromyogr Kinesiol.* 20 (2) 359-365
- Huang, H.; Lin, J.; Guo, Y.L.; Wang, W.T.; Chen, Y. (2013) EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 23; 267-374
- Itoi, E.; Motzkin, N.E.; Morrey, B.F.; An, K.N. (1992) Scapular Inclination and inferior stability of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 1(3); 131-139
- Johnson, M.P.; McClure P.W.; Karduna A.R. (2001) New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *J Orthop Sports Phys Ther;* 31(2); 81-9.
- Karduna, AR; McClure, PW; Michener, LA; Sennett, B. (2001) Dynamic Measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *J Biomech;* 11 (1); 73-80
- Keen, J.D.; Wei, A.S.; Kim, H.M.; Steger-May, K; Yamaguchi, K. (2009) Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* 91(6) 1405-1413
- Kibler, W.B. (1998) The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine.* 26 (2) 325-337
- Kibler, W.B., McMullen, J. (2003) Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg.* 11(2); 142-151
- Kibler, W.B. Sciascia, A.D.; Uhl, T.L.; Tambay, N.; Cunningham, T. (2008) Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *Am J Sports Med.* 36(9) 1789-1798
- Kibler, W, Sciascia, A, Wilkes, T. (2012) Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *J Am Acad Orthop Surg.*, 20(6), 364-72

- Kim, S.; Blank, A.; Strauss, E. (2014) Management of type 3 acromioclavicular joint dislocations. *Current Controversies. Bulletin of the Hospital for Joint Diseases.* 72(1) 53-60
- Landers, M.; Wulf, G.; Wallmann; Guadagnoli, M. (2005) An external focus of attention attenuates balance impairment in patients with Parkinson's disease who have a fall history. *Physiotherapy.* 91, 152-158
- Langenderfer, J.E., Rullkoetter, P.J., Mell, A.G., Laz, P.J. (2009) A multi-subject evaluation of uncertainty in anatomical landmark location on shoulder kinematic description. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 12(2); 211-216
- Leardini, A.; Chiari, L.; Croce, U.D.; Cappozzo, A. (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft Tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture;* 21; 212-225
- Lephart, S.M.; Jari, R. (2002) The role of proprioception in shoulder instability. *Operative Techniques in Sports Medicine.* 10 (1) 2-4
- Lin, J, Hanten, W, Olson, S, *et al.* (2005) Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *J Electromyogr Kinesiol,* 15(6), 576–86.
- Linaker, C.H.; Walker-Bone, K. (2015) Shoulder disorder and occupation. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology.* 1-19
- Lohse,K.R.; Sherwood, D.E.; Healy, A.F. (2014) On the advantage of an external focus of attention: a benefit to learning or performance? *Human Movement Science;* 33, 120-134
- Ludewig, P, Hoff, M, Osowski, E, Meschke, S, Rundquist, P. (2004) Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *The American Journal of Sports Medicine,* 32(2), 484–93.
- Ludewig, P.M.; Hassett, D.R.; LaPrade, R.F.; Camargo, P.R.; Braman, J.P. (2010) Comparison of scapular local coordinates systems. *Clin Biomech.* 25 (5); 415-421
- Ludewig, P.M.; Braman, J.P. (2011) Shoulder impingement: Biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual Therapy* 16; 33-39
- Ludewig, P.M.; Reynolds, J.F. (2009) The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 39 (2); 90-104
- Ludewig, P.M.; Cook, T.M. (2000) Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy;* 80 (3); 276-291

- Ludewig, P.M.; 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.; Cimenski, C.J.; LaPrade (2009) Motion of the Shoulder Complex during multiplanar humeral elevation. *Jm Bone Joint Surg Am.* 91; 378-389
- Machner, A.; Merk, H.; Becker, R.; Rohkohl, K.; Wissel, H.; Pap, G. (2003) Kinesthetic sense of the shoulder in patients with impingement syndrome. *Acta Orthop Scand.* 74(1); 85-88
- Magarey, M.E.; Jones, M.A. (2003) Specific evaluation of the function of force couples relevant for stabilization of the glenohumeral joint. *Manual Therapy.* 8 (4) 247-253
- Martins, A.I.; Rosa, A.F.; Queirós, A.; Silva, A.; Rocha, N.P. (2015) European Portuguese Validation of the System Usability Scale (SUS). *Procedia Computer Science.* (00)
- 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. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 10 (3); 269-277
- McClure, P.W.; Balaicuis, J.; Heiland, D.; Broersma, M.E.; Thorndike, C.K.; Wood, A. A randomized controlled comparison of stretching procedures for posterior shoulder tightness. *J Orthop Sports Phys Ther.* 37(3); 108-114
- McPhee, C.S.; Lipscomb, H.J. Upper-extremity musculoskeletal symptoms and physical health related quality of life among women employed in poultry processing and other low-wage jobs in northeaster North Carolina. *Am J Ind Med.* 52(4); 331-340
- Mendes, R.; Godinho, M.; Melo, F.; Barreiros, J. (2007) Controlo Motor e Aprendizagem Fundamentos e Aplicações. Edições FMH
- Michener, L.A.; McClure, P.W.; Karduna, A.R. (2003) Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics* 18; 269-379
- Moreira, I., & Matias, R. (2010) Descrição dos Rácios de Intensidade de Activação dos Músculos Escápulo-Torácicos em Exercícios para uma Fase Inicial da Intervenção nas Disfunções do Complexo Articular do Ombro. *Unpublished dissertation*, Instituto Politécnico de Setúbal- Escola Superior de Saúde, Setúbal, Portugal

- Mottram, S.L.; Woledge, R.C.; Morrissey, D. (2009) Motion Analysis study of a scapular orientation exercise and subjects' ability to learn the exercise. *Manual Therapy*. 14; 13-18
- Myers, J.B.; Wassinger, C.A.; Lephart, S.M. (2006) Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual Therapy*. 11; 197-201
- Myers, J.B.; Lephart, S.M. (2000) The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of Athletic Training*. 35(3); 351-363
- Noguchi, M.; Chopp, J.N.; Borgs, S.P.; Dickerson, C.R. (2013) Scapular orientation following repetitive prone rowing: Implications for potential subacromial impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 23; 1356-1361
- Ogston, J.B.; Ludewig, P.M. (2007) Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *The American Journal of Sports Medicine*. 35 (8) 1361-1370
- Oyama, S.; Myers, J.B.; Wassinger, C.A.; Ricci, R.D.; Lephart, S.M. (2008) Assymetric Resting Scapular Posture in Healthy Overhead Athletes. *Journal of Athletic Training*. 43 (6) 565-570
- Parel, I.; Cutti, A.G.; Fiumana, G.; Porcellini, G.; Verni, G.; Accardo, A.P. Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: Intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. (2012) *Gait & Posture*; 35; 636-640
- Payton, C.J. (2008) Motion Analysis using Video. In C.J. Payton, R.M. Bartlett (Eds) *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise The British Association of Sport and Exercise Science Guidelines*; 1st Ed, London, Routledge
- Phadke, V, Camargo, P, Ludewig, P.(2009) Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(1), 1-9
- Pomianowski, S.A. (2000) 3-space electromagnetic tracking device – a useful method in an in vitro study. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*; 33(8); 1029-1034
- Prinold, J.A.; Shaheen, A.F.; Bull, A.M. (2011) Skin-fixed scapula trackers: a comparison of two dynamic methods across a range of calibration positions. *J Biomech*. 44 (10); 2004-2007
- Raposo, V. & Matias, R., (2010) Descrição dos rácios de intensidade de actividade eléctrica dos músculos ET durante a realização de diferentes exercícios para o

- complexo articular do ombro. *Unpublished dissertation*, Instituto Politécnico de Setúbal- Escola Superior de Saúde, Setúbal, Portugal
- Rockwood, C.J.; Young, D. (1998) Disorders of the acromioclavicular joint. The Shoulder. 2ª Ed. Philadelphia. Saunders. 483-553
- Rodrigues, V. (2014) Contributo para o desenvolvimento de um programa de exercícios escapulo-torácicos para utentes com disfunções do complexo articular do ombro, com auxílio de biofeedback cinemático. Dissertação de Mestrado, Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, Faculdade de Medicina da Universidade Nova de Lisboa, Escola Nacional de Saúde Pública, Portugal
- Roren, A.; Fayad; F.; Roby-Brami, A.; Revel, M; Fermanian, J.; Poiradeau, S.; Robertson, J.; Lefevre-Colau, M. Precision of 3D scapular kinematic measurements for analytic arm movements and activities of daily living. (2013) *Manual Therapy*; 18; 473-480
- Roy, J.; Moffer, H.; McFadyen, B.; Lirette, R. (2009) Impact of movement training on upper limb motor strategies in persons with shoulder impingement syndrome. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*. 1(8); 1-11
- Roy, J.; Moffer, H.; McFadyen, B. (2010) The effects of unsupervised movement training with visual feedback on upper limb kinematic in persons with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 20(5); 939-946
- Santos, C.; Matias, R. (2007) A intervenção em utentes com síndrome de conflito-subacromial e instabilidade gleno-umeral: efectividade e pressupostos. *EssFisionline*. 3(4); 14-35
- Scibek, J.S., Carcia, C.R. (2013) Validation and repeatability of a shoulder biomechanics data collection methodology and instrumentation. *J Appl Biomech*. 29(5); 609-15
- Schmidt, R. (1975) A schema theory of discrete motor skill learning. *Review*. 82 (4). 225-260
- Schmidt, R. (2003) Motor schema theory after 27 years: Reflection and Implications for a new theory. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 74 (4). 366-375 *Psychological*
- Scibek, J.S.; Carcia, C.R. Validation and Repeatability of a Shoulder Biomechanics Data Collection Methodology and Instrumentation (2013) *Journal of Applied of Biomechanics*; 29; 609-615

- Seitz, A.L.; McClure, P.W.; Finucane, S.; Boardman III, N.D.; Michener, L.A. (2011) Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: Intrinsic, extrinsic or both? *Clinical Biomechanics* 26; 1-12
- Shaheen, A.F.; Alexander, C.M.; Bull, A.M. Effects of attachment position and shoulder orientation during calibration on the accuracy of the acromial tracker. *Journal of Biomechanics*. 44(7); 1410-1413
- Shumway-Cook, A.; Woolacott, M.H. (2003) Controle Motor Teoria e Aplicações Práticas. 2nd Ed
- Stagni, R.; Fantozzi, S.; Capello, A.; Leardini, A. (2005) Quantification of soft tissue artifact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical Biomechanics*. 20(3); 320-329
- Strumberg, C.; Marquez, J.; Heneghan, N.; Snodgrass, S.; van Vliet, P. (2013) Attentional focus of feedback and instructions in the treatment of musculoskeletal dysfunction: A systematic review. *Manual Therapy*. 18; 458-467
- Struyf, F.; Nijs, J.; Mollekens, S.; Jeurissen, I.; Truijfen, S.; Mottram, S.; Meeusen, R. (2013) Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clin Rheumatol*. 32; 73-85
- Struyf, F.; Nijs, J.; Baeyens, P.; Mottram, S.; Meeusen, R. (2001) Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scand J Med Sci Sports*. 21; 352-358
- Struyf, F.; Cagnie, B.; Cools, A.; Baert, I.; Brempt, J.V.; Struyf, P.; Meeus, M. Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. (2014) *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 24; 277-284
- Teece, R.M.; Lunden, J.B.; Lloyd, A.S.; Kaiser, A.P.; Cieminski, C.J.; Ludewig, P.M. (2008) Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. *J Orthop Sports Phys Ther*. 38 (4); 181-190
- Tennent, T.D.; Beach, W.R.; Meyers, J.F. (2003) A review of special tests associated with shoulder examination. Part II: laxity, instability and superior labral anterior and posterior (SLAP) lesions. *Am J Sports Med*. 31 (2); 301-307
- Thigpen, C.A.; Padua, D.A.; Morgan, N.; Kreps, C.; Karas, S.G. (2006) Scapular kinematics during supraspinatus rehabilitation exercise A comparison of Full-can

- versus Empty-can techniques. *The American Journal Of Sports Medicine*. 34(4); 644-652
- Tsui, N.T.; McClure, P.W.; Karduna, A.R. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. (2003) *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 84 (7); 1000-1005
- Van Vliet, P.M.; Wulf, G. (2006) Extrinsic feedback for motor learning after stroke: what is the evidence? *Disabil Rehabil*. 28 (13-14), 831-840
- Walker-Bone, K.; Palmer, K.T.; Reading, I.; Coggon, D.; Cooper, C. Prevalence and impact of musculoskeletal disorders of the upper limb in the general population. *Arthritis Rheum*. 51(4); 642-651
- Warner, J.J.; Micheli, L.J.; Arslanian, L.E.; Kennedy, J.; Kennedy, R. (1992) Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 285; 191-199
- Worsley, P.; Warner, M.; Mottram, S.; Gadola, S.; Veeger, H.E.J.; Hermens, H.; Morrissey, D.; Little, P.; Cooper, C.; Carr, A.; Stokes, M. (2013) Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation and biomechanics in young adults. *J Shoulder Elbow Surg*. 22; e11-e19
- Wu, G., van der Helm, F.C., Veeger, H.E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B.; International Society of Biomechanics. (2005) ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38(5); 981-992
- Wulf, G.; Chiviawsky, S.; Drews, R. (2015) External focus and autonomy support: Two important factors in motor learning have additive benefits. *Human Movement Science*. 40; 176-184
- Wulf, G.; Landers, M.; Lewthwaite, R.; Tollner, T. (2009) External focus instructions reduce postural instability in individuals with Parkinson's disease. *Physical Therapy*. 89 (2); 162-168
- Wulf, G.; Prinz, W (2001). Directing attention to movement effects enhances learning: a review. *Psychon Bull Rev*. 8, 648-680
- Wulf, G.; Shea, C.; Lewthwaite, R. (2010) Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ*. 44(1) 75-84

Yano, Y.; Hamada, J.; Tamai, K.; Yoshizaki, K.; Sahara, R.; Fujiwara, T.; Nohara, Y.
Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering:
glenohumeral and scapulothoracic patterns. *J Shoulder Elbow Surg.* 19(2); 209-215

Lista de figuras

Figura 1 - Movimentos realizados pela ET (adaptado de Borstad, 2006)	26
Figura 2 – Apresentação do ecrã de entrada do <i>The MotionMonitor Toolbox Edition</i>	41
Figura 3 – Barra de ferramentas do <i>The MotionMonitor Toolbox Edition</i>	42
Figura 4 – Passos inerentes ao botão de ajuda da fase cognitiva	43
Figura 5 – Caixa de definição dos parâmetros de exercício	44
Figura 6 – Exercício da fase de consciencialização a ser realizado com sucesso	45
Figura 7 – Exercício da fase de consciencialização parado por não estar a ser realizado com sucesso	45
Figura 8 – Passos inerentes ao botão de ajuda das fases associativa e autónoma	46
Figura 9 – Exercício da fase associativa/autónoma a ser realizado com sucesso	47

Lista de Quadros

Quadro I - Exercícios para a fase de Consciencialização	82
Quadro II - Exercícios para a fase Associativa	86
Quadro III - Exercícios para a fase autónoma	91
Quadro IV - Exercícios de alongamento	94

Apêndice A - Treino de competências para a recolha de dados

1º Treino de competências - 13/12/2012

Objetivo: Familiarização com os processos inerentes à utilização da cinemática 3D

Descrição: Reunião entre o orientador e os dois investigadores acerca dos documentos (artigos e capítulo de livro) acerca de cinemática, nomeadamente sistemas de coordenadas (global e local), sequências e ângulos de Euler e acerca da otimização dos dados.

Durante a reunião com o orientador foi abordado o processo de recolha de dados cinemáticos, com especial enfoque nas possíveis fontes de erro. Após a leitura da bibliografia recomendada pelo orientador e a sua discussão com o mesmo, verificou-se que a recolha cinemática, utilizando sensores eletromagnéticos, é um método válido para recolha do movimento humano, sendo que a média do erro (*root mean square*) durante a elevação do MS é inferior a 5°, comparando a utilização de sensores eletromagnéticos ao método *gold standard* de *bone pin* (Karduna *et al.*, 2001; Ludewig *et al.*, 2002).

Nesta reunião foram também discutidos mecanismos de otimização. O *software* testado inicialmente (*MotionMonitor*) possui um modelo pré-definido do corpo humano que é comparado com a digitalização do sujeito das referências ósseas. Passa a ocorrer uma correção do erro de digitalização que permite localizar corretamente os segmentos do corpo através de um mecanismo de otimização segmentar. Por outro lado, existe outro mecanismo de otimização considerado global, que basicamente tem em conta as limitações articulares no modelo utilizado. Desta forma procura-se limitar a presença de erros de digitalização ou de artefactos de tecidos moles (Lu & O'Connor, 1999). Este mecanismo de otimização não permite que ocorram movimentos que não são possíveis na realidade, corrigindo os problemas associados à translação e movimentos realizados no plano frontal e horizontal presentes na otimização segmentar (Lu & O'Connor, 1999).

Uma das fontes de erro prende-se com a identificação da eminência óssea a digitalizar. Caso os investigadores digitalizem pontos diferentes, então está-se a criar uma discrepância em termos de valores de dados cinemáticos. Para minimizar este problema, optou-se por realizar uma pesquisa bibliográfica para definir a posição exata dos sensores. Desta forma garante-se que ambos os fisioterapeutas seguem os mesmos

procedimentos. Para além disso, optou-se por utilizar uma técnica de digitalização na qual se segura o *stylus* com a mão direita e a ponta do *stylus* encontra na última falange do 2º dedo. Com a ponta do 2º dedo realiza-se a procura da eminência óssea pretendida e assim garante-se que o *stylus* fica diretamente localizado sobre o local definido na bibliografia.

Outra fonte de erro prende-se com artefactos de tecidos moles causados pelo movimento. Para minimizar o movimento dos sensores eletromagnéticos, assim como dos referentes cabos, sobre a pele, optou-se por fixar cada um deles com *tape* hipoalergénico ou velcro, para que ocorra o mínimo movimento possível.

Outra fonte de erro prende-se com um erro digital no processo de interpretação do local, que no entanto é minimizado no *software* por processo de calibração.

Neste dia foi realizada uma recolha de dados cinemáticos de um esqueleto apenas para praticar o processo de digitalização dos dois investigadores. O objetivo era que o erro fosse inferior a 4 mm, que é o valor de erro do *Flock of Birds*. No entanto, e visto tratar-se a primeira experiência com este tipo de recolha, os valores foram superiores ao objetivo definido. Após análise compreendeu-se que a retirada do *stylus* do local a digitalizar estava a ser mais rápida do que o pressionar de OK no *software*.

2º Treino de competências – 04/11/2013

Objetivo: Familiarização com o *software MotionMonitor ToolBox Edition*, assim como corrigir os erros de digitalização ocorridos anteriormente.

Descrição: Criação de um perfil no programa “ScapulaBiofeedback2013Recolha ZN” e digitalização de um sujeito de forma a explorar este novo *software*

Durante este treino de competências foi corrigido o erro encontrado anteriormente visto que as medições foram inferiores a 4mm.

A exploração deste novo *software* permitiu compreender que teria de se evitar os exercícios em decúbito dorsal devido à presença de um sensor eletromagnético ao nível da 7ª vértebra cervical. O *software* nesta fase apenas continha dois exercícios e que não eram de fácil interpretação para o investigador, pelo que compreendeu-se a necessidade de introduzir cada exercício do protocolo no *software* assim como desenvolver novas funcionalidades dentro de cada um dos exercícios que não estavam a corresponder ao definido no protocolo.

Apêndice B – System Usability Scale

System Usability Scale

Validada para a população portuguesa por Martins, Rosa, Queirós, Silva e Rocha (2015)

Atribua uma classificação às seguintes afirmações. A classificação varia entre 1 (discordo completamente) a 5 (concordo completamente)

1. Acho que gostaria de utilizar este produto com frequência

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

2. Considerei o produto mais complexo do que necessário

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

3. Achei o produto fácil de utilizar

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

4. Acho que este produto necessitaria de ajuda de um técnico para conseguir utilizar este produto

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

5. Considerei que as várias funcionalidades deste produto estavam bem integradas

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

6. Achei que este produto tinha muitas inconsistências

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

7. Suponho que a maioria das pessoas aprenderia a utilizar rapidamente este produto

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

8. Considerei o produto muito complicado de utilizar

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

9. Senti-me muito confiante a utilizar este produto

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

10. Tive que aprender muito antes de conseguir lidar com este produto

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Total =

Data:

Apêndice C - Protocolo de procedimentos para recolha de dados cinemáticos do ombro com o software *The MotionMonitor Toolbox Edition*

Neste manual, o utilizador pode encontrar ao detalhe todos os passos que deve seguir de forma a adquirir, analisar e visualizar dados biomecânicos do ombro através do software *The MotionMonitor Toolbox Edition*.

Iniciação

1. Clique sobre o ícone do programa **MotionMonitor Toolbox** na área de trabalho para iniciar o mesmo.
2. Irá surgir uma caixa de diálogo onde o utilizador deverá escolher a opção que pretende. No caso exemplificativo, para servir de base para a construção deste tutorial, selecionamos a opção **ShoulderProtocol**.
3. Clique em **OK**.



Procedimentos de Colocação e Ativação de Sensores

4. Deverá colocar os sensores nas seguintes referências anatómicas:

Sensor #2: Processo espinhoso de C7


Sensor #3: Superfície plana do acrómio

Sensor #4: Úmero

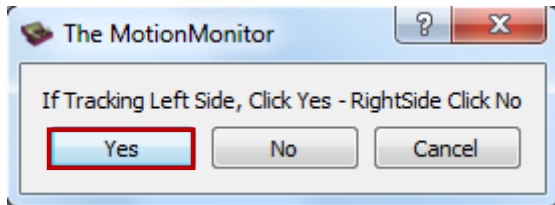
Outro sensor (**Sensor #1**) é definido como um sensor móvel para efeitos de digitalização do sujeito (*Stylus*).

Nota: Os sensores devem ficar bem fixos, assim como o cabo correspondente a cada um deles, recorrendo ao auxílio de *tape*.

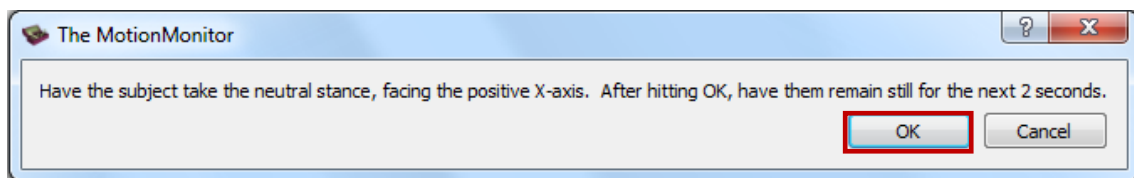
Procedimentos de Digitalização do Sujeito

5. De seguida, deve-se proceder à digitalização do sujeito. Na barra de ferramentas do menu principal deverá clicar em  para iniciar o processo de digitalização do sujeito.

6. O *software* apresenta métodos de recolha semelhantes mas que têm ser diferenciados entre esquerda e direita. Assim sendo, irá aparecer uma janela de forma a seleccionar o lado que se pretende digitalizar. Carregar no **Yes** para o lado esquerdo, **No** para o lado direito.



7. De seguida, o *software* irá fazer o reconhecimento dos sensores face ao *Flock of Birds*. O sujeito deve estar com as costas voltadas para o cubo do *Flock of Birds*, garantindo que está direccionado para o lado positivo do eixo dos x. Quando assumir esta posição pressione **OK**.



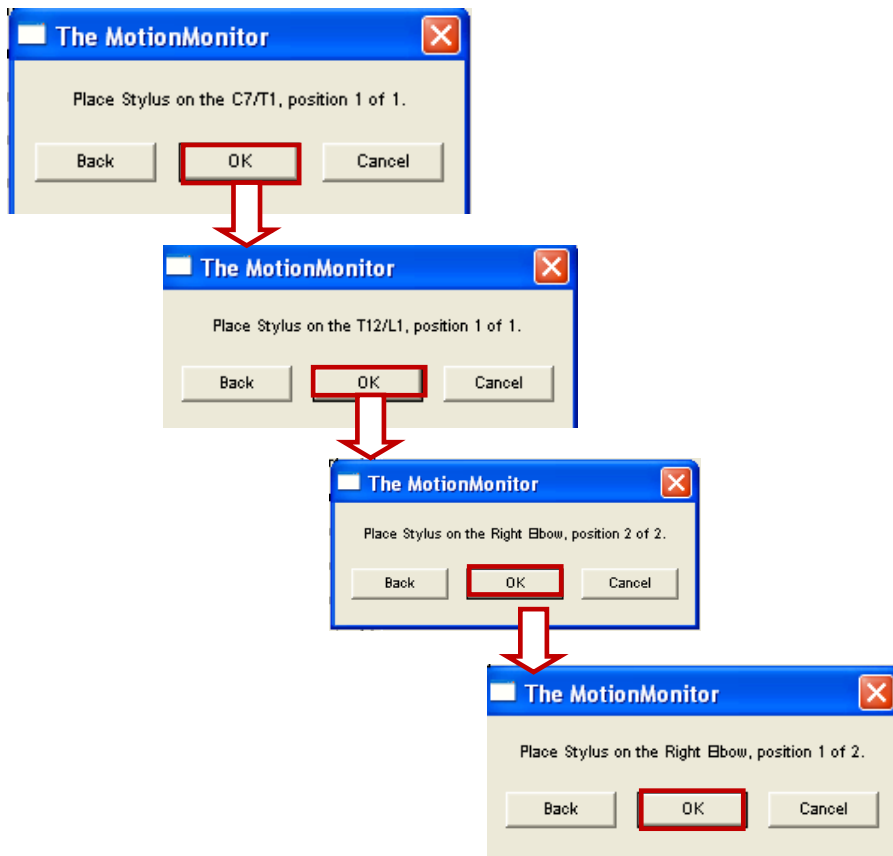
8. De seguida deve seguir o protocolo de digitalização do sujeito através da palpação com o *stylus* (sensor 1). Coloque o *stylus* em cima da referência óssea que o *software* pede, e mantendo essa posição pressione **OK**. A lista das eminências ósseas pedidas consiste em:

C7;

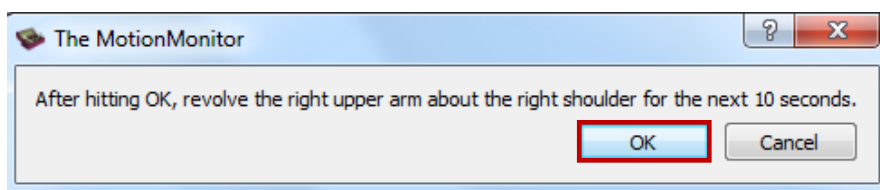
T12/L1;

Primeira posição da articulação do cotovelo – epicôndilo;

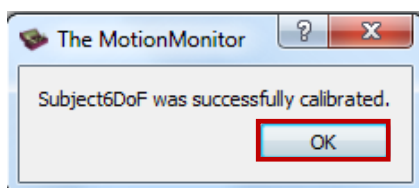
Segunda posição da articulação do cotovelo – epitroclea.



9. Em seguida, surgirá uma caixa de diálogo, em que deverá realizar um movimento lento passivo de rotação do braço do sujeito durante 10 segundos. Deverá clicar em **OK** quando se sentir preparado para a sua realização. Após os 10 segundos surgirá uma mensagem com um valor de erro. O erro deverá ser **inferior a 0,5 cm**. Se tal acontecer clique em **OK** para dar continuidade ao processo. Caso o erro seja superior a esse valor, clique em **Back**, e volte a repetir este passo.

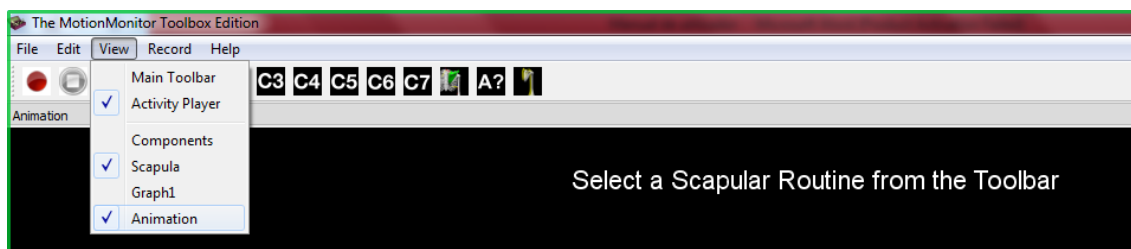


10. Finalizou a digitalização do sujeito com sucesso.



Treino de Exercícios da fase de consciencialização(exemplo)

11. De forma a ver uma animação em tempo real, certifique-se que a opção **Animation** está selecionada. Carregue em **View** na barra de ferramentas do menu principal e em seguida em **Animation**. Surgirá uma nova janela intitulada de “*Animation*”.



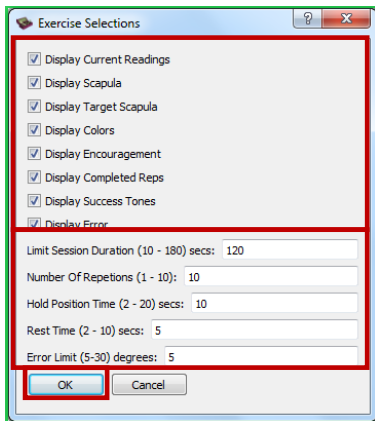
12. Pode manipular a imagem com o rato: o botão direito é utilizado para deslocar a imagem no sentido transversal e longitudinal do ecrã, o botão esquerdo roda a imagem em torno do seu eixo e o botão central do rato pode aumentar ou diminuir a dimensão da imagem (rodar o botão de *scroll* do rato).

13. Para obter ajuda para a utilização do *software* na fase de consciencialização, carregue no botão:

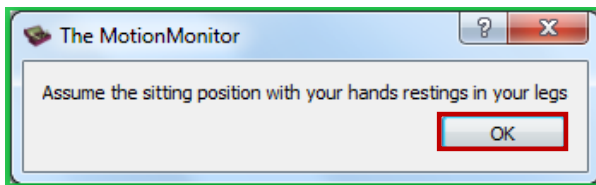


14. Para iniciar o treino de consciencialização deverá, inicialmente, clicar num dos ícones com o código C, onde estão inseridos cada um dos exercícios referentes à fase de consciencialização. Para este manual vai-se utilizar o primeiro exercício da fase de consciencialização.

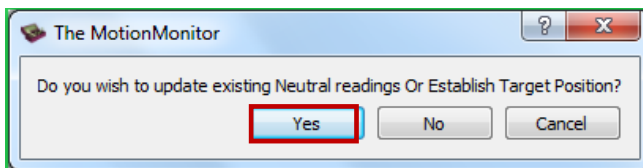
15. Surgirá uma caixa de diálogo com o título “*Exercise Selections*” onde poderá **ativar/escolher o *feedback*** que pretende que apareça na janela de treino (*feedback valores de referência e de treino, imagem e cores da omoplata, frases de encorajamento, feedback de repetições em falta, feedback sonoro e dimensão do erro*). Deverá também **selecionar os parâmetros do exercício** a realizar (*duração do exercício, número de repetições, tempo da manutenção da posição e erro aceite*). Após selecionar as acções pretendidas, clique em **OK**.



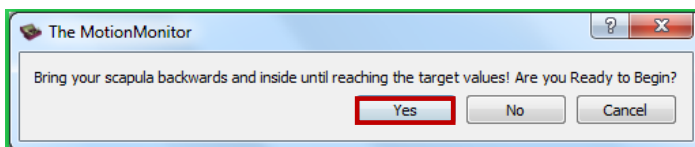
16. Surgirá uma caixa de diálogo que define a posição inicial do exercício. Deverá clicar **OK** após o sujeito assumir a posição.



17. Passo seguinte – surge uma caixa que pergunta se já definiu a zona alvo para este exercício ou se quer usar a anterior. Caso não o tenha feito, carregue em **Yes**.



Posteriormente surgirá uma nova caixa de diálogo onde é explicado o movimento a realizar no exercício. Quando o utente se sentir preparado, clique em **Yes**.



18. O utente deverá levar a omoplata para a posição neutra e mantê-la durante 10 segundos seguindo o feedback dado pela janela de treino.




19. No final da realização do exercício, o ícone com o código C1 deverá voltar a negro. Posteriormente, poderá passar para a realização do segundo exercício desta fase, repetindo os passos a partir do início deste capítulo.

Treino de Exercícios da fase associativa/autónoma (exemplo)


20. Para obter ajuda para a utilização do *software* na fase associativa/autónoma, carregue no botão:

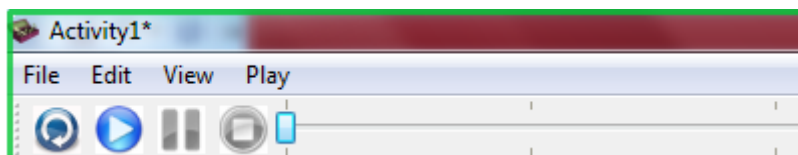



No final encontrará uma lista com os exercícios equivalentes ao protocolo de intervenção

21. Inicialmente terá de gravar uma atividade com o exercício pretendido de forma a funcionar como modelo. Assegure-se que o sujeito consegue manter a escapulotorácica dentro da zona alvo. Para iniciar a gravação carregue no  e para terminar carregue no

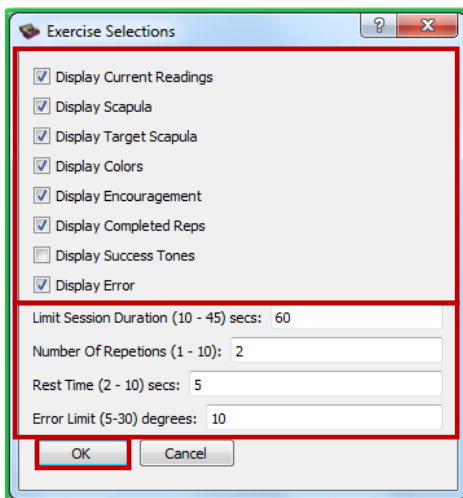


22. Abre-se uma nova janela com o movimento pretendido. Carregue no  e certifique-se a tarefa ocorreu como pretendido. Caso a gravação não tenha sido um sucesso feche a janela e inicie a gravação de uma nova atividade. Caso a gravação tenha sido um sucesso, carregue no **File** e posteriormente **Save activity as**, para gravar a atividade para poder ser utilizada como modelo. Depois de gravar feche a janela de atividade.

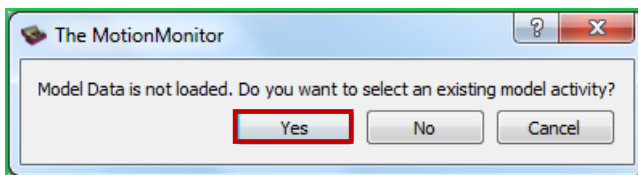


23. Para iniciar os exercícios da fase associativa carregue .

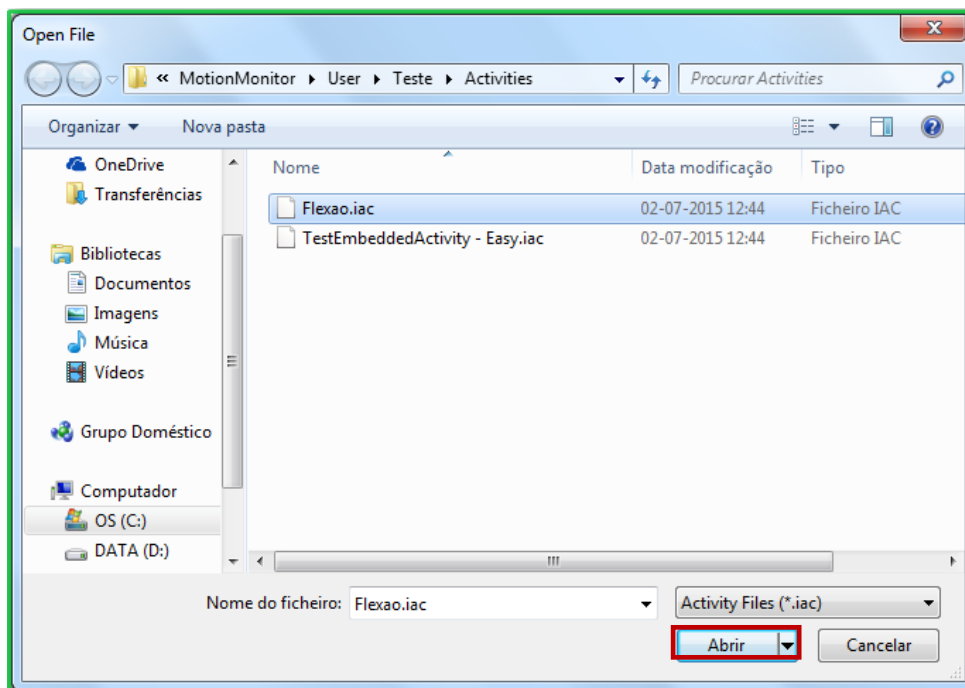
24. Surgirá uma caixa de diálogo com o título “*Exercise Selections*” onde poderá **ativar/escolher o *feedback*** que pretende que apareça na janela de treino (*feedback valores de referência e de treino, imagem e cores da omoplata, frases de encorajamento, feedback de repetições em falta, feedback sonoro e dimensão do erro*). Deverá também **selecionar os parâmetros do exercício** a realizar (*duração do exercício, número de repetições, tempo da manutenção da posição e erro aceite*). Após seleccionar as acções pretendidas, clique em **OK**.



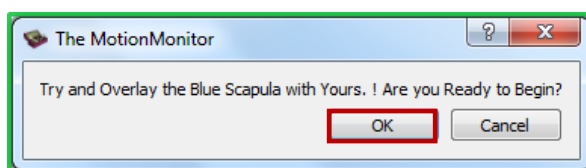
25. Surge uma nova janela para seleccionar um modelo de atividade. Para seleccionar uma atividade pré-gravada com o exercício pretendido, carregue em **Yes**.



26. Na nova janela que aparece, seleccione a atividade que corresponde ao exercício pretendido. Depois de carregar na atividade, seleccione **Abrir**.



27. Para finalizar, aparece uma janela com as informações para realizar o exercício pretendido, acompanhando o modelo azul que reproduz a atividade carregada anteriormente. Pressione **OK** para iniciar o exercício.



28. O utente deverá agora realizar o exercício pretendido acompanhando o modelo azul. Cada vez que sair da zona alvo, o modelo interrompe até que o utente consiga atingir a zona alvo de treino dentro do valor de erro definido inicialmente.

Apêndice D – Protocolo de intervenção para sujeitos com disfunção do complexo articular do ombro, baseado na investigação de Rodrigues (2014)

Fase Cognitiva - Consciencialização da zona neutra

Nesta primeira fase, o sujeito vai aprender a identificar e controlar a omoplata na posição neutra. Esta fase foi dividida em dois graus de complexidade e os exercícios são apresentados no quadro I. No primeiro grau (exercício 1- 4), o utente deve ser capaz de assumir a posição neutra com o membro superior em 0° de elevação. No segundo grau, os exercícios 5, 6 e 7 exigem uma maior amplitude do membro superior, sendo apenas exigida uma posição estática. O objetivo destes últimos exercícios é dar ao utente componentes de maior exigência motora, procurando estratégias para cumprir a tarefa de colocar a omoplata na zona neutra, numa amplitude em que se torna mais difícil de controlar esta posição. Assim, o fisioterapeuta está assegurado que o utente tem maiores capacidades para progredir para uma fase associativa, onde terá de controlar a sua omoplata enquanto associa exercícios dinâmicos. Apesar de serem introduzidos exercícios com elevação do membro superior, estes além de estáticos, são suportados pelo apoio na parede, exigindo ao sujeito que apenas controle a sua escapulotorácica, sem se preocupar com o controlo da glenoumeral (controlo segmentar).



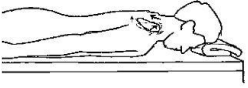
O feedback para cada exercício está estipulado na tabela de exercícios, e o fisioterapeuta vai diminuindo o feedback de forma a progredir no processo de reaprendizagem motora. No final desta fase, o sujeito deve conseguir realizar as atividades com reduzido feedback, fornecido apenas no final da realização da tarefa (conhecimento de resultados). Para progredir para a próxima fase, o utente deve ser capaz de completar pelo menos quatro dos sete exercícios corretamente e cumprir os três primeiros critérios de progressão entre fases:




Critério 1– Consciencialização da Zona Neutra (PN) e manutenção da posição por 10 vezes 10 segundos;

Critério 2 – Reconhecimento e recolocação da omoplata na Zona neutra (PN), sem grandes compensações aparentes e mantendo a posição por 10 x 10 seg, em três diferentes posições, com o MS na posição neutra;

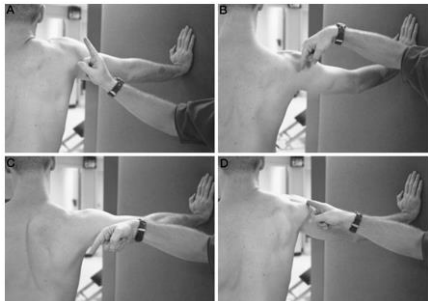
Critério 3 – Reconhecimento e recolocação da omoplata na Zona neutra, sem grandes compensações aparentes, dissociando da respiração, mantendo a posição por 10 x 10 seg, numa posição estática de elevação do MS (no plano sagital, frontal ou no plano da omoplata a 60° em cadeia cinética fechada)..

Quadro I: Exercícios para a fase de consciencialização

	Exercícios	
<p><u>Fase de</u> <u>Consciencialização</u> Grau 1</p>	<p>1-Ativação do músculo trapézio inferior na posição de sentado</p>  <p>- Bom rácio TS/GD e TS/TI (Mottram; 2009)</p>	<p><u>Posição:</u> Posição de sentado com ambas as mãos repousando sobre as pernas; <u>Movimento:</u> Báscula posterior e rotação interna da omoplata até atingir a posição neutra da ET e mantê-la durante 10 segundos. Repetir 10 vezes; <u>Zona Neutra:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al</i>, 2009); <u>Comando:</u> “traga a sua omoplata para trás e para dentro até chegar à zona neutra”; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
	<p>2-Ativação em Decúbito Lateral</p>  <p>- Baixo rácio TS/GD e TS/TI (Moreira & Matias, 2010)</p>	<p><u>Posição:</u> Em decúbito lateral com o ombro na posição neutra; <u>Movimento:</u> Báscula posterior, depressão e rotação externa da omoplata até alcançar a posição neutra da omoplata. Manter por 10 segundos e repetir 10 vezes; <u>Zona Neutra:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “traga a sua omoplata para trás e para dentro até chegar à zona neutra”; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
	<p>3- Ativação em decúbito ventral</p>  <p>- Baixo rácio TS/GD e TS/TI (Moreira & Matias, 2010)</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito ventral, com os braços em repouso ao longo do corpo; <u>Movimento:</u> Báscula posterior. depressão e rotação externa da omoplata até alcançar a posição neutra da omoplata. Manter por 10 segundos e repetir 10 vezes; <u>Zona Neutra:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al</i>, 2009); <u>Comando:</u> “traga a sua omoplata para trás e para dentro até chegar à zona neutra” <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>

	<p>4- Ativação na posição de sentado com ambas as mãos em repouso sobre uma mesa</p>  <p>- Baixo rácio TS/GD e TS/TI (Moreira & Matias, 2010)</p>	<p><u>Posição:</u> Na posição de sentado com as mãos em repouso sobre uma mesa e os cotovelos a 90° de flexão;</p> <p><u>Movimento:</u> Báscula posterior, depressão e rotação externa da omoplata até alcançar a posição neutra da omoplata. Manter por 10 segundos e repetir 10 vezes;</p> <p><u>Zona Neutra:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “traga a sua omoplata para trás e para dentro até chegar à zona neutra”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
<p><u>Fase de</u> <u>Consciencialização</u> grau 2</p>	<p>5- Knee push-up plus: Ativação do Grande Dentado na posição de 4 apoios</p>  <p>Bons níveis de activação do GD (Ludewig <i>et al.</i>, 2004)</p>	<p><u>Posição:</u> Na posição de quarto apoios, com os joelhos e ancas a 90° de flexão e com os cotovelos em ligeira flexão;</p> <p><u>Movimento:</u> Extensão dos cotovelos e rotação interna da omoplata. Voltar à posição inicial;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “Estique os cotovelos, cresça com o tronco para cima, de modo a afastar as omoplatas das costas”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
	<p>6- Inferior Glide</p>  <p>Bons níveis de activação do GD e TI, reduzidos níveis do TS e do deltoide (anterior e posterior) (Kibler, Sciascia, Tambay, Cunningham, 2008)</p>	<p><u>Posição:</u> na posição de sentado, com o membro superior em abdução a 90°, repousando sobre uma superfície fixa e com o polegar a apontar para cima;</p> <p><u>Movimento:</u> Com controlo da omoplata, realizar pressão sobre o punho em direção ao movimento de adução;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “mantendo a sua omoplata para trás e para dentro, faça pressão com o punho para baixo sobre a mesa e mantenha a posição 10 vezes 10 segundos”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>

7- 'Clock exercise: treino da zona Neutra em cadeia cinética fechada e elevação do membro superior no plano sagital ou frontal (o sujeito suporta a sua mão numa parede enquanto realiza a atividade. Pode controlar os movimentos da omoplata não só nos movimentos de retração e depressão, mas também simular a elevação e a protração, simulando as horas de um relógio)



- Exercício de treino das componentes de movimento escapular e treino correctivo em cadeia cinética fechada (Kibler, 1998)

Posição: posição ortostática, com o membro superior em elevação num dos 2 planos;

Movimento: Realizar a elevação do MS num dos planos até atingir o grau de movimento (60° e 90°) e controlar a omoplata na zona alvo de treino de depressão e retração;

Zona alvo: Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram *et al.*, 2009);

Comando: “eleve o seu braço para a frente ou para o lado e nessa posição traga a sua omoplata para trás e para dentro”;

Feedback: *biofeedback* visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício;

Progressão: Inicialmente realiza a actividade a 60°, progride aumentando a amplitude para 90° e, numa fase mais avançada, pode colocar uma bola entre a mão e a parede.

Fase Associativa - Controlo da zona neutra da ET

Esta fase está representada no quadro II e inclui já exercícios dinâmicos, os quais requerem uma maior capacidade por parte do utente em estabilizar a ET, exigindo um controle multi-segmentar.

Para progredir para a próxima fase, o utente deve ser capaz de completar pelo menos cinco dos dez exercícios corretamente e cumprir os parâmetros de progressão 4, 5 e 6 (Rodrigues, 2014). O *feedback* para cada exercício está estipulado na tabela, e o fisioterapeuta vai diminuindo o *feedback* de forma a progredir no processo de reaprendizagem motora. No final desta fase, o sujeito deve conseguir realizar as atividades com reduzido *feedback*, fornecido apenas no final da realização da tarefa (conhecimento de resultados), dissociados da respiração, com baixa perceção de esforço em 3 diferentes atividades dinâmicas do MS.



Desta forma, os critérios para progredir para a fase seguinte são:

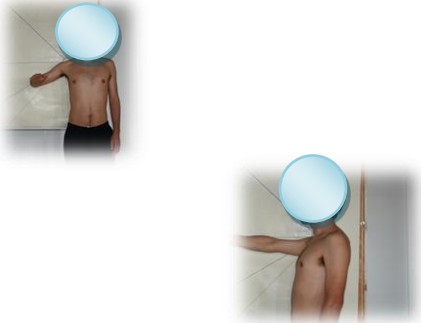

Critério 4 – Controlo da Zona Neutra realizando um correcto padrão de movimento da ET, entre os 0° e 60° de elevação do MS e voltar à posição neutra, sem compensações aparentes, dissociando da respiração e mantendo-a por 2 x 30 seg;



Critério 5 – Treino de um correto padrão de movimento da ET, entre os 0° e 90° de elevação do MS e voltar à posição neutra, sem compensações aparentes, dissociando da respiração e com baixa perceção de esforço;







Critério 6 – Treino de um correto padrão de movimento da ET, entre os 0° e 120° de elevação do MS e voltar à posição neutra, sem compensações aparentes, dissociando da respiração, com baixa perceção de esforço.

Quadro II: Exercícios para a fase Associativa

	Exercícios	
<p><u>Fase</u> <u>Associativa</u></p>	<p>8 – Exercícios “side-lying external rotation”</p>  <p>- Bom rácio TS/TI e DA/Infraespinhoso (Bitter <i>et al.</i>, 2007; Cools <i>et al.</i>, 2007)</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito lateral, com o ombro na posição neutra, o cotovelo a 90° de flexão e uma almofada entre o tronco e o cotovelo; <u>Movimento:</u> O utente realiza adução e rotação externa do ombro enquanto controla a omoplata na posição neutra, e volta à posição inicial; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “com controlo da omoplata na posição neutra e mantendo o cotovelo junto ao corpo, rode externamente o seu ombro, elevando a mão para cima. Volte à posição inicial.”; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
	<p>9 – Exercício de Abdução/Adução (0°-90°) da GU em decúbito lateral</p>  <p>Baixo rácio TS/GD e TS/TI (Raposo & Matias, 2010)</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito lateral o ombro em adução e rotação externa, repousando sobre o tronco; <u>Movimento:</u> O utente inicia a atividade partindo de depressão e rotação externa da omoplata. Concentricamente, realiza abdução da GU até 90° mantendo a rotação externa (polegar a apontar para cima) e seguiamente faz adução até 0°; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “Tentando controlar a sua omoplata, eleve o seu braço lateralmente até aos 90° e mantendo o seu polegar a apontar para cima. Mantendo o controlo da omoplata, regresse à posição inicial”; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>

<p>10 – Elevação do membro superior no plano sagital e frontal a 60° e 90°</p>  <p>Baixo rácio TS/GD e TS/TI (Raposo e Matias, 2010)</p>	<p>10 – Elevação do membro superior no plano sagital e frontal a 60° e 90°</p> <p><u>Posição:</u> na posição ortostática, com o membro superior a 0° de elevação, repousando ao longo do corpo;</p> <p><u>Movimento:</u> Controlando a omoplata, realizar a elevação do MS no plano sagital e frontal. A correção da omoplata é dependente do grau de elevação do MS;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “Tentando controlar a sua omoplata, eleve o seu braço para a frente ou lateralmente até aos 60° ou 90°. Mantendo o controlo da omoplata, regresse à posição inicial, deslizando a mão sobre a parede;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>	<p><u>Posição:</u> na posição ortostática, com o membro superior a 0° de elevação, repousando ao longo do corpo;</p> <p><u>Movimento:</u> Controlando a omoplata, realizar a elevação do MS no plano sagital e frontal. A correção da omoplata é dependente do grau de elevação do MS;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “Tentando controlar a sua omoplata, eleve o seu braço para a frente ou lateralmente até aos 60° ou 90°. Mantendo o controlo da omoplata, regresse à posição inicial, deslizando a mão sobre a parede;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
<p>11- Full Can Exercise</p>  <p>- promoção de rotação superior, retração e báscula posterior (Thigpen <i>et al.</i>, 2006)</p>	<p>11- Full Can Exercise</p> <p><u>Posição:</u> na posição ortostática, com a omoplata estabilizada, e a GU em posição neutra;</p> <p><u>Movimento:</u> Realizar elevação de 0° a 90° no plano da omoplata com rotação externa da GU.</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “Tentando controlar a sua omoplata, eleve o seu braço até 90°, numa posição intermédia (entre a frente e a lateral), mantendo os polegares apontados para cima, e regresse à posição inicial”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>	<p><u>Posição:</u> na posição ortostática, com a omoplata estabilizada, e a GU em posição neutra;</p> <p><u>Movimento:</u> Realizar elevação de 0° a 90° no plano da omoplata com rotação externa da GU.</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “Tentando controlar a sua omoplata, eleve o seu braço até 90°, numa posição intermédia (entre a frente e a lateral), mantendo os polegares apontados para cima, e regresse à posição inicial”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>

	<p>12 - Sliding a box</p> <p>- Exercício baseado em actividade funcional (Lin <i>et al.</i>, 2005).</p>	<p><u>Posição:</u> Na posição de sentado com as mãos em repouso sobre uma mesa e os cotovelos a 90° de flexão;</p> <p><u>Movimento:</u> Com ambas as mãos, deslocar um objeto sobre a mesa (peso 4.5 kg), afastando-a;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “mantendo o controlo da omoplata, use os seus braços para fazer deslizar a caixa, afastando-a”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
	<p>13- Wall slide exercise</p>  <p>Bons níveis de activação do GD (Hardwick, Beebe, McDonnell & Lang, 2006)</p>	<p><u>Posição:</u> na posição ortostática, de frente para uma parede, com os cotovelos a 90°, encostando a região cubital do antebraço e da mão à parede, com a GU no plano da omoplata;</p> <p><u>Movimento:</u> o utente faz elevação da GU no plano da omoplata e desliza os braços até ao máximo de elevação;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> ”mantendo o controlo da sua omoplata, eleve os braços no plano da omoplata, arrastando os antebraços e a mão na parede até ao máximo”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
	<p>14 – Exercício “sidelying forward flexion to 135°”</p>  <p>- Bom rácio TS/TI e TS/TM (Cools <i>et al.</i>, 2007)</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito lateral, com o ombro e o cotovelo na posição neutra;</p> <p><u>Movimento:</u> O utente realiza flexão do ombro num plano horizontal até 135° e volta à posição inicial enquanto controla a omoplata;</p> <p><u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009);</p> <p><u>Comando:</u> “com controlo da sua omoplata, realize flexão do seu ombro até 135° e volte à posição inicial”;</p> <p><u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>

<p>15 – Exercício “prone horizontal abduction with external rotation”</p>  <p>- Bom rácio TS/TI e deltoide/supra-espinhoso (Cools <i>et al.</i>, 2007)</p>	<p>15 – Exercício “prone horizontal abduction with external rotation”</p>  <p>- Bom rácio TS/TI e deltoide/supra-espinhoso (Cools <i>et al.</i>, 2007)</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito ventral, com o ombro repousando a 90° de flexão (fora da marquesa); <u>Movimento:</u> o utente realiza uma abdução horizontal até ao nível do tronco, com o ombro em rotação externa no final do movimento. Volta posteriormente à posição inicial; <u>Zona Alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “com o controlo da omoplata e com o ombro a repousar a 90° de flexão fora da marquesa, eleve o seu braço lateralmente rodando externamente o seu ombro até ao final do movimento. Regresse à posição inicial; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
<p>16 - Exercício “prone extension in neutral position”</p>  <p>Bom rácio TS/TM e TS/TI (Cools; 2007)</p>	<p>16 - Exercício “prone extension in neutral position”</p>  <p>Bom rácio TS/TM e TS/TI (Cools; 2007)</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito ventral, com o ombro repousando a 90° de flexão (fora da marquesa); <u>Movimento:</u> O sujeito realiza extensão da GU até à posição neutra; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “controlando a sua omoplata, eleve o seu ombro para trás até ao nível do corpo e volte à posição inicial”; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>
<p>17- Exercício <i>Push-up plus</i></p>  <p>Bons níveis de activação do GD (Ludewig <i>et al.</i>, 2004; Ludewig & Reynolds, 2009)</p>	<p>17- Exercício <i>Push-up plus</i></p>  <p>Bons níveis de activação do GD (Ludewig <i>et al.</i>, 2004; Ludewig & Reynolds, 2009)</p>	<p><u>Posição:</u> Decúbito ventral, apenas com as mãos e pés a tocar no solo e os cotovelos em ligeira flexão; <u>Movimento:</u> O utente faz extensão dos cotovelos até uma posição standard de <i>push-up</i> e continua a elevar o tronco realizando protração da omoplata. O utente volta à posição inicial realizando uma rotação externa da omoplata; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “Estique os cotovelos e cresça com o tronco para cima, afastando as omoplatas”; <u>Feedback:</u> <i>biofeedback</i> visual através de imagem 3D em tempo real. Quando o utente realizar a tarefa com facilidade, reduzir o feedback, apresentando os resultados apenas após a realização do exercício.</p>

Fase autónoma - Treino da Zona Neutra da ET

Nesta terceira fase, o utente deve já ser capaz de integrar o controlo da escapulotorácica em várias atividades do dia-a-dia e em várias posições da glenoumeral, podendo ser acrescentado a esse controlo segmentar, alguma resistência, força e potência. O objetivo nesta fase é retirar o feedback até ao final do processo de reabilitação e integrar o utente nas suas atividades da vida diária, quer do ponto de vista profissional ou até desportivo.


Os exercícios estipulados para esta fase, encontram-se no quadro III:


No final desta fase, o sujeito deve conseguir realizar as atividades com reduzido *feedback*, fornecido apenas no final da realização da tarefa (conhecimento de resultados), dissociados da respiração e com baixa perceção de esforço. No final desta fase, o utente deve ser capaz de (Rodrigues, 2014):



Critério 7 - Treino do controlo da zona neutra da ET, enquanto realiza atividades da vida diária, com reduzido feedback;

Critério 8 - Treino do controlo da zona neutra da ET, enquanto realiza atividades da vida diária, sem feedback (critério de alta).

Quadro III: Exercícios para a fase autónoma

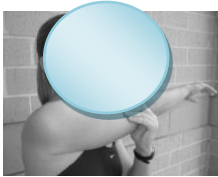
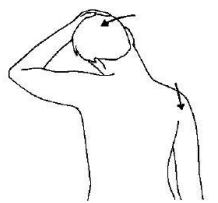
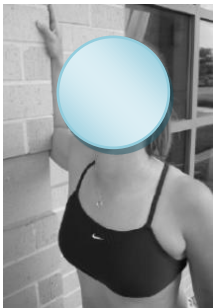
	Exercícios	
<p>Fase Autónoma</p>	<p>18- Exercício “dynamic hug”</p>  <p>Bons níveis de activação do GD (Ludewig & Reynolds, 2009)</p>	<p><u>Posição:</u> na posição de pé, com as costas apoiadas numa parede, os joelhos ligeiramente flectidos e os pés afastados à largura dos ombros; <u>Movimento:</u> O utente inicia o exercício com o cotovelo fletido a 45° e o ombro abduzido a 60°. Posteriormente faz uma adução horizontal desenhando um arco com as suas mãos (como um abraço). Toca com uma mão na outra (máximo de protração da omoplata) e regressa devagar à posição inicial; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “com controlo da omoplata, faça um movimento com os braços, simulando um abraço e, quando as suas mãos tocarem uma na outra, regresse controladamente à posição inicial”; <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados).</p>
	<p>19- Elevação de um objeto (garrafa de água) até aos 90° de flexão da GU, na posição de sentado</p> <p>- Exercício baseado em actividade funcional (Lin <i>et al.</i>, 2005; Santos & Matias, 2007).</p>	<p><u>Posição:</u> Na posição de sentado, em frente a uma mesa, pegar num objeto (garrafa de água) e elevá-lo até aos 90° de flexão da glenoumeral. <u>Movimento:</u> com controlo da omoplata, realizar elevação da glenoumeral a 90° no plano sagital, elevando um objeto. Posteriormente, regressar à posição inicial. <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009) <u>Comando:</u> “controlando a sua omoplata, eleve o seu braço e traga a garrafa de água até 90° de elevação e volte a colocá-la na mesa e regresse à posição inicial. <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados)</p>
	<p>20 - Elevação de um objeto (garrafa de água) até aos 120° de flexão da GU, na posição de sentado</p> <p>- Exercício baseado em actividade funcional (Lin <i>et al.</i>, 2005; Santos & Matias, 2007)</p>	<p><u>Posição:</u> Na posição de sentado, em frente a uma mesa, pegar num objeto (garrafa de água) e elevá-lo até aos 120° de flexão; <u>Movimento:</u> com controlo da omoplata, realizar elevação da glenoumeral a 120° no plano sagital, elevando um objeto. Posteriormente, regressar à posição inicial; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “controlando a sua omoplata, eleve o seu braço e traga a garrafa de água até 120° de elevação e volte a colocá-la na mesa e regresse à posição inicial. <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados).</p>

	<p>21- Exercício de elevação do MS, no plano da omoplata, dividido nas 3 amplitudes (0°-60°, 60°-90° e 90°-120°) sem aplicação de carga e com peso</p> <p>Exercício de treino da ET nas várias amplitudes de elevação da GU, baseado em actividades funcionais. (Ludewig & Cook, 2000).</p>	<p><u>Posição:</u> na posição de pé, com os braços ao longo do corpo e a omoplata na posição neutra. <u>Movimento:</u> realizar elevação do MS no plano da omoplata entre: os 0° – 60°, os 60°- 90° e os 90°- 120°. <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “controlando a omoplata, eleve o seu braço (numa direção entre a elevação frontal e lateral), até à amplitude pedida; <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados).</p>
	<p>22 – D1 para Flexão: Exercício em diagonal associando uma combinação de flexão, adução e rotação externa do ombro, sem aplicação de carga e com peso</p>  <p>Bons níveis de activação do GD (Ekstrom, Donatelli & Soderberg, 2003)</p>	<p><u>Posição:</u> na posição de pé, com o ombro na posição neutra e o braço em extensão; <u>Movimento:</u> o utente realiza uma combinação de movimentos do ombro flexão, adução e rotação externa do ombro enquanto controla a omoplata; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “mantendo o controlo da omoplata, realize um movimento em diagonal do braço trazendo a sua mão para cima, para dentro e rodando externamente de forma a apontar o polegar externamente”; <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados).</p>

<p>23- Exercícios “Prone shoulder external rotation at 90° of abduction” sem aplicação de carga e com peso</p>  <p>Bom rácio TS/TI, promove a depressão da omoplata (Ekstrom, Donatelli & Soderberg, 2003)</p>	<p>23- Exercícios “Prone shoulder external rotation at 90° of abduction” sem aplicação de carga e com peso</p>	<p><u>Posição:</u> em decúbito ventral, com o ombro em abdução a 90° e o cotovelo fletido a 90°; <u>Movimento:</u> Partindo da posição de 90° de abdução da GU e 90° de flexão do cotovelo, realizar rotação externa da omoplata, com o cotovelo suportado pela marquesa e usando um peso (ex. 1kg); <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “com o controlo da sua omoplata rode externamente o seu ombro, de forma a elevar o peso e regresse à posição inicial”; <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados).</p>
<p>24- Prone 90/90 plyometric exercise (peso do objeto até 1kg)</p>  <p>Melhorias ao nível da proprioceptividade, tempo de reação e velocidade e potência muscular (Ellenbecker & Cools, 2010)</p>	<p>24- Prone 90/90 plyometric exercise (peso do objeto até 1kg)</p>	<p><u>Posição:</u> Em decúbito ventral sobre a marquesa, com 90° de abdução da GU e 90° de flexão do cotovelo segura um peso maleável de 0.5 ou 1.0kg (em rot. Externa com o polegar em paralelo com o chão); <u>Movimento:</u> na posição inicial, com controlo da omoplata, deixar descair um pouco a mão e de imediato elevar novamente a mão e largar e apanhar o peso sem o deixar cair no chão. A bola deve ser largada acima e apanhada abaixo da posição inicial. Repetir o movimento por 20 a 30 segundos; <u>Zona alvo:</u> Centrada no utente e guiada pelo fisioterapeuta (Mottram <i>et al.</i>, 2009); <u>Comando:</u> “com o controlo da sua omoplata, inicialmente deixe descair a sua mão. Seguidamente, eleve a mão, elevando e largando a bola, apanhando-a de imediato sem deixar cair”; <u>Feedback:</u> Apenas no final da tarefa (conhecimento de resultados)</p>

No final recomenda-se a realização de três alongamentos de estruturas, que em caso de encurtamento, podem influenciar o padrão de movimento normal da ET. Estes alongamentos encontram-se apresentados no quadro IV.

Quadro IV: Exercícios de alongamento

Alongamentos	
<p>1: Alongamento da cápsula Posterior: <i>cross-body stretch</i></p>  <p>(McClure <i>et al.</i>, 2007).</p>	<p>Como realizar o exercício:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1- Na posição de pé dobrar o ombro a 90°; 2- Com a mão oposta no cotovelo, puxar o braço para junto do tronco. <p>Deve realizar 2 vezes, mantendo o alongamento 20 segundos, com intervalos de 10 segundos entre cada alongamento (Bang & Deyle, 2000).</p> <p>Progressão: 3 vezes 30 segundos</p> <p>Nota: deve sentir a região posterior do ombro a esticar.</p>
<p>2: Alongamento do músculo trapézio superior</p>  <p>Phadke <i>et al.</i>, 2009</p>	<p>Como realizar o exercício:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1- Com a mão oposta ao ombro lesionado, puxar a cabeça lateralmente; 2- Baixar o ombro lesionado, realizando força em direção ao chão. <p>Deve realizar 2 vezes, mantendo o alongamento 20 segundos, com intervalos de 10 segundos entre cada alongamento.</p> <p>Progressão: 3 vezes 30 segundos</p> <p>Nota: deve sentir a região superior do ombro e lateral do pescoço a esticar.</p>
<p>3: Alongamento do músculo pequeno peitoral: <i>unilateral self-stretch</i></p>  <p>(Borstad & Ludewig, 2006)</p>	<p>Como realizar o exercício:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1- Estabilizar o braço do lado lesionado numa superfície plana vertical; 2- Rodar o tronco para o lado oposto; <p>Deve realizar 2 vezes, mantendo o alongamento 20 segundos, com intervalos de 10 segundos entre cada alongamento.</p> <p>Progressão: 3 vezes 30 segundos</p> <p>Nota: deve sentir a região anterior do ombro a esticar.</p>

Notas Relevantes ao plano:

- 1) É importante ter atenção à correção postural na realização de todos os exercícios, que não vem devidamente demonstrado em algumas das imagens;
 - 2) Os exercícios devem ser realizados sem despertar sintomatologia e o fortalecimento não vai de encontro à hipertrofia, mas sim a abordagens neuromusculares para o aumento do controlo motor da escápulo-torácica utilizando de baixas a moderadas cargas (Ludewig & Reynolds, 2009); Inicialmente os exercícios são iniciados sem carga externa adicionada, progredindo-se para exercícios com pesos calculados segundo um conceito de 10RM, com cargas baixas a moderadas (40-60% de 10RM).
 - 3) Todos os dias devem ser escolhidos alguns exercícios para o utente realizar em casa;
 - 4) Em todas as sessões devem ser realizados alongamentos.
-

Apêndice E: Manual de assistência no desenvolvimento de *software*

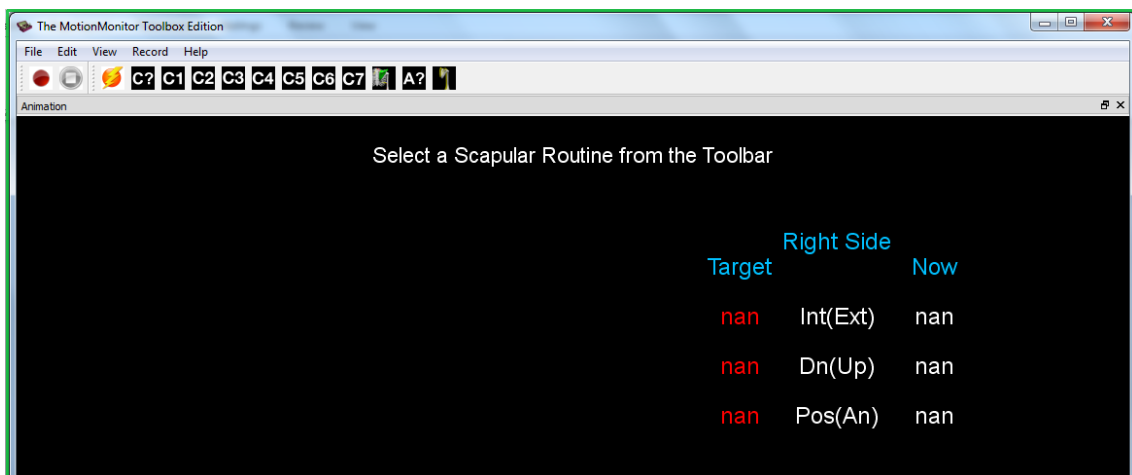
Neste manual, o utilizador pode encontrar explicado de forma sucinta, os passos necessários para o desenvolvimento de adaptações no *software The Motion Monitor Toolbox Edition*.

Iniciação

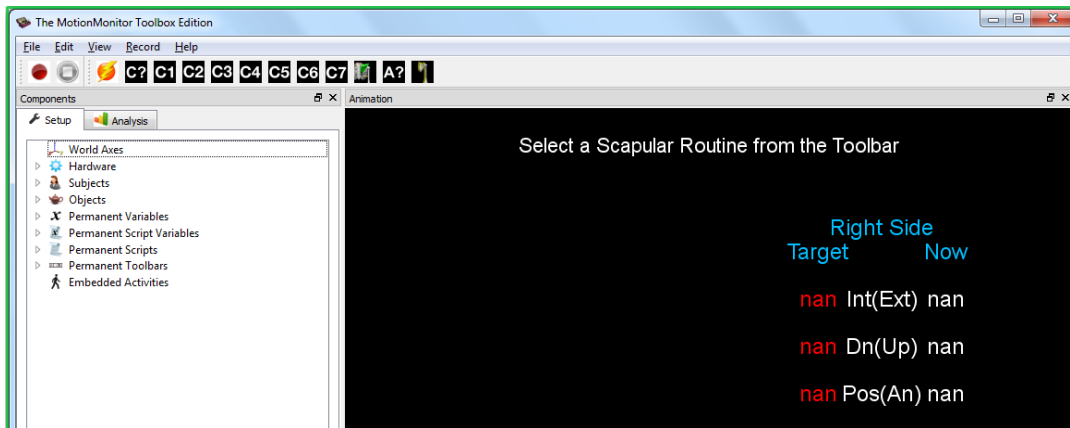
1. Clique sobre o ícone do programa **MotionMonitor Toolbox** na área de trabalho para iniciar o mesmo.
2. Irá surgir uma caixa de diálogo onde o utilizador deverá escolher a opção que pretende. No caso exemplificativo, para servir de base para a construção deste tutorial, seleccionamos a opção **ShoulderProtocol**.
3. Clique em **OK**.



4. Abre-se o programa com o seguinte interface. Para poder abrir a barra de ferramentas o sujeito coloca o cursor na barra superior e escreve menu no teclado. Se pretender esconder novamente esta barra só necessita de escrever menu novamente na barra superior.



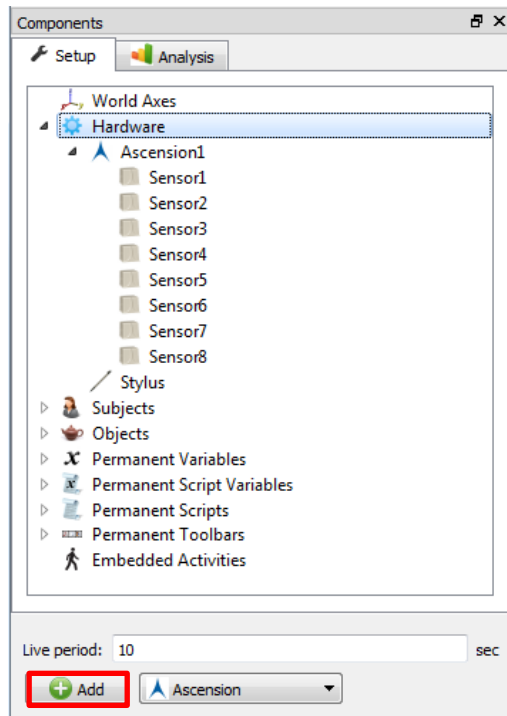
5. De seguida, abre-se o menu dos **Components**. Pode-se seguir duas vias. Na primeira carrega em **View** e depois selecciona **Components**. A outra via implica carregar com o botão direito do rato na barra dos exercícios e seleccionar **Components**.



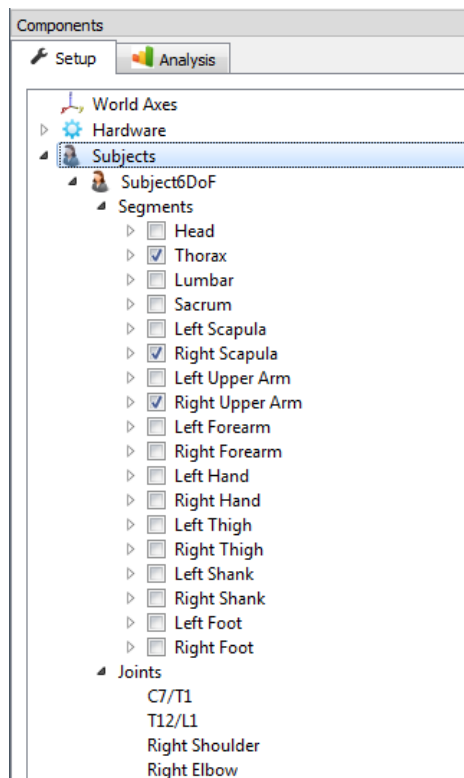
6. Ao se abrir este menu ele vai estar dividido em dois grupos. O primeiro é **Setup**, que inclui o local onde são realizadas todas as alterações relacionadas com o código informático e definições de *Hardware* (definição de sensores e sistema de recolha). O segundo é **Analysis** onde se pode modificar as mensagens e animações que aparecem no interface.

7. Dentro do **Setup** estão incluídos 9 categorias: World Axes, Hardware, Subjects, Objects, Permanent Variables, Permanent Script Variables, Permanent Scripts, Permanent Toolbars, Embedded Activities. A primeira categoria (**World Axes**) já vem definida e não é passível de ser modificada.

8. A segunda categoria (**Hardware**) permite definir o sistema de recolha associado à Toolbox. No presente sistema utiliza-se o *Ascension TrackStar*. Caso não esteja adicionado no programa é preciso fazê-lo manualmente, seleccionando o botão de **Hardware** e na região inferior do menu de **Components**, escolher Ascension e clicar em **Add**.



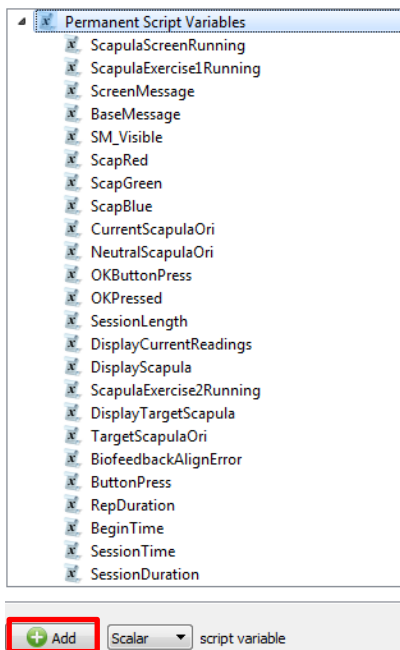
9. A terceira categoria (**Subjects**) contém todas as informações relacionadas com o processo de digitalização. Nos **Segments** estão definidos o local dos sensores, sendo que a cada um deles está associada uma variável. Nos **Joints** encontram-se especificados os locais de digitalização, sendo que em cada um deles está definido o seu processo de digitalização.



10. A quarta categoria (**Objects**) inclui as informações relacionadas com a animação do modelo que é utilizado na fase associativa.

11. A quinta categoria (**Permanent Variables**) inclui todas as variáveis necessárias ao funcionamento do sistema de cinemática, pelo que à partida não será necessário realizar modificações a este nível.

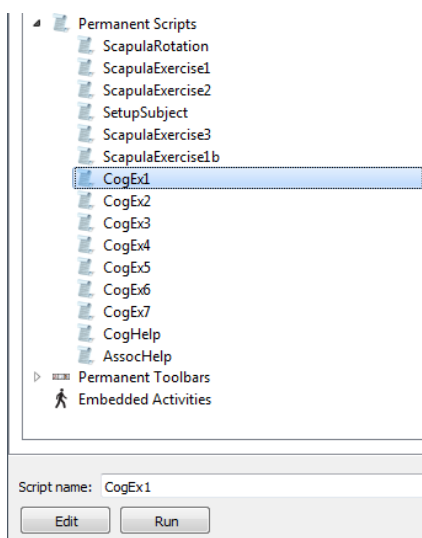
12. A sexta categoria (**Permanent Script Variables**) é fundamental para se poder alterar o código informático. Cada variável que é introduzida de novo no sistema, tem



que ser também introduzida aqui de modo a que o código a possa processar para correr o *script*.

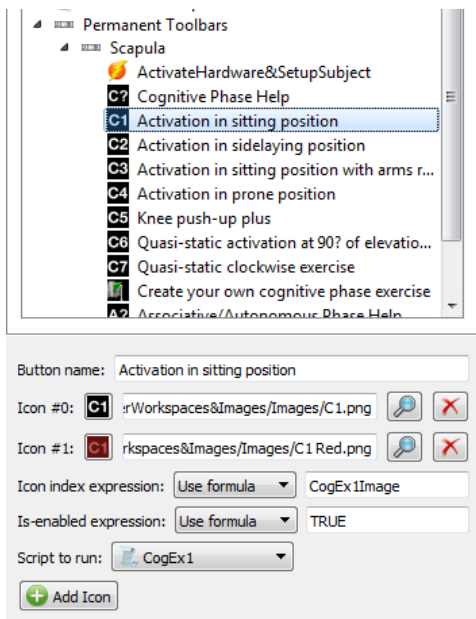
Para se introduzir uma nova variável é necessário, selecionar o **Permanent Script Variables**, no inferior do menu, escolher o tipo de variável que se pretende acrescentar e clicar **Add**. Importante notar que, a cada *script* desenvolvido no menu **Permanent Scripts**, deve corresponder uma variável para que este possa ser chamado no código informático.

13. A sétima categoria (**Permanent Scripts**) refere-se aos *scripts* desenvolvidos e que



no caso do presente protocolo, correspondem a cada um dos exercícios ou botões de ajuda. A cada botão presente na barra de exercícios, corresponde um *script* desenvolvido neste menu. Para se adicionar um *script* novo, seleciona-se **Permanent Scripts** e de seguida clicar no **Add Script**. Posteriormente seleciona-se esse novo *script*, e pode-se-lhe atribuir um novo nome. Para além disso, surgem duas funções, **Edit** para modificar o código associado a esse *script*, ou **Run** que permite executá-lo vendo o seu efeito na janela de *Animation*.

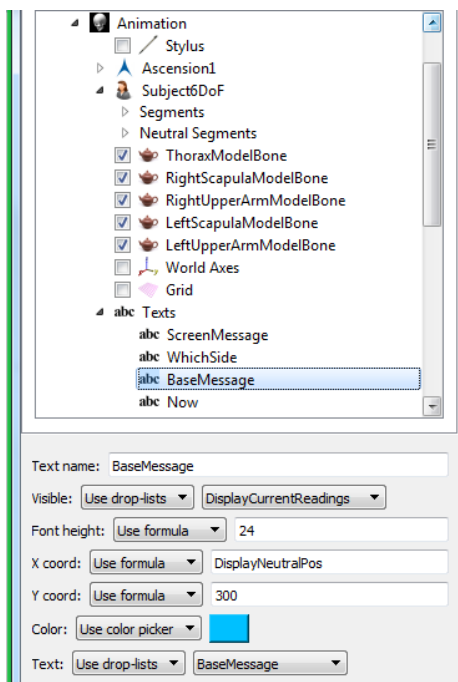
14. A oitava categoria (**Permanent Toolbars**) permite fazer a gestão da barra de



exercícios. Como se pode compreender pela análise, a cada uma destas variáveis corresponde um botão para exercício na barra de exercícios. Aqui pode-se definir o nome do botão, os ícones a utilizar em repouso ou quando o exercício está a ser realizado, assim como a expressão que é utilizada no código informático para ativar a utilização da imagem. No final, pode-se seleccionar que script, desenvolvido na categoria anterior, se associa a cada um dos botões.

15. A nona categoria (**Embedded activities**) corresponde ao modelo de movimento que está carregado para ser utilizado na fase associativa/autónoma.

16. No grupo de **Analysis** estão compreendidas as informações referentes às mensagens



e imagens que aparecem na janela *Animation*. Deste modo, neste grupo define-se as propriedades gráficas do *software*. Mais importante é a subcategoria **Texts** onde se pode definir a localização, cor, texto e variável que está associada a cada animação ou mensagem que aparece no interface da Toolbox.

Desenvolvimento de um script

17. Os *scripts* desenvolvidos para a Toolbox seguem na generalidade três configurações distintas: Help, fase cognitiva e fase associativa/autónoma.

18. Primeiro é importante criar um novo *script*. Seguir o passo 13 deste manual.

19. Quando se pretende desenvolver alguma adaptação a um dos *scripts* convém selecionar qual das configurações se pretende utilizar e copiar um dos *scripts* com essa configuração para o novo a desenvolver.

20. De seguida analisa-se a estrutura de cada um dos *scripts*. Qualquer modificação deve ser realizada onde for necessário mas respeitando a necessidade de manter a estrutura do mesmo para o seu correto funcionamento. Também se deve respeitar a a adição de variáveis às Permanent Script Variables, caso se adicione alguma no *script*.

Desenvolvimento de um script de Help

21. No início, é necessário cancelar todos os *scripts* que estejam a decorrer e correr o comando que inicia o *script* de Help. Os *scripts* de Help seguem a mesma estrutura, sendo um conjunto de OKMessage (“”) seguidas, em que cada uma possui uma informação diferente.

Desenvolvimento de um script para a fase cognitiva

22. Como exemplo segue-se a estrutura do *script* CogEx1.

22. No início, é necessário cancelar todos os *scripts* que estejam a decorrer e correr o comando que inicia o *script* da fase cognitiva que se pretende iniciar.

23. De seguida, são criadas as variáveis necessárias à definição do exercício e do *script*, atribuindo-lhes um valor quando requerido. Estas vão servir para criar a caixa de definição dos parâmetros do exercício que se encontra de seguida.

24. Posteriormente, encontra-se a informação relativa à posição inicial com uma OKMessage (“”).

25. Logo a seguir à posição inicial, encontra-se o comando que permite ao fisioterapeuta definir a zona alvo de treino.

26. De seguida, segue-se uma YesNoCancelMessage (“”) sobre se o sujeito se encontra pronto para iniciar a tarefa. A este nível é possível mudar as mensagens da caixa de texto.

27. A estrutura do código seguinte, corresponde à comparação do movimento realizado com a posição alvo definida anteriormente. Segue-se um cálculo do valor do erro, sendo posteriormente definidos como irão funcionar os mecanismos de *feedback* apresentados ao utente.

28. Para finalizar, o *script* tem a informação para mudar a imagem e terminar a sua execução voltando ao interface inicial.

29. Depois do *script* estar a correr sem erros, adiciona-se um botão à barra de exercícios (passo 14) e define-se que *script* este irá utilizar e a imagem associada.

Desenvolvimento de um script para a fase associativa/autónoma

30. Como exemplo segue-se a estrutura do *script* ScapulaExercise3

31. Inicialmente, este *script* segue os mesmos pressupostos dos passos 22 e 23, para cancelamento de *scripts* a decorrer em simultâneo e definir parâmetros do exercício.

32. Segue-se a região do código corresponde a carregar um modelo previamente gravado e o seu menu correspondente.

33. A estrutura do código seguinte, corresponde à comparação do movimento realizado com o modelo carregado no passo 32. Segue-se um cálculo do valor do erro, sendo posteriormente definidos como irão funcionar os mecanismos de *feedback* apresentados ao utente.

34. Para finalizar, o *script* tem a informação para mudar a imagem e terminar a sua execução voltando ao interface inicial.

35. Repetir o passo 14 para adicionar o botão à barra de exercícios.

Notas

36. Erros Comuns:

Não respeitar ()

Não adicionar variáveis

Esquecer de fechar linha de código com ;