



UNIVERSIDADE
NOVA
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Ana Clemente

**ESTUDO DO EFEITO DO TAPE
MCCONNELL NA ATIVIDADE
MUSCULAR E CINEMÁTICA
TRIDIMENSIONAL DA
ARTICULAÇÃO ESCAPULO-
-TORÁCICA**

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 Prof. Ricardo Matias e do Prof. Marco Jardim.

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

O candidato,

Setúbal, de Dezembro de 2014

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

O (A) orientador(a),

O (A) co-orientador(a)

Setúbal, de Dezembro de 2014

Aos meus pais

Porque não há amor maior!

AGRADECIMENTOS

Para começar o meu maior agradecimento vai sem dúvida para os meus pais. Porque sem eles este projecto nunca teria sido possível. Obrigada por continuarem a acreditar que posso sempre fazer mais e melhor!

Ao meu “namorado”, Gonçalo. Sempre soube que o teu apoio era incondicional e que sempre acreditaste que ia conseguir chegar ao fim de mais esta etapa!

À minha amiga, colega e sócia Joana Nobre porque sei o quanto não estive presente no nosso “negócio” para me dedicar a esta aposta pessoal. E mesmo assim permitiste que chegasse ao fim e acreditaste que conseguia! E um maior obrigado porque enquanto amiga estiveste sempre lá, neste, naquele e em tantos outros momentos! Obrigada!

À Raquel, Joana Marques, Susana e Virgínia por serem as amigas que são, em quaisquer circunstâncias e cada uma de uma forma incondicional!

Ao Professor Marco Jardim e ao Professor Ricardo Matias, por me terem orientado da melhor forma, mesmo com a quantidade de solicitações diárias que têm. Por terem acreditado que poderia fazer sempre melhor e por me continuarem a criar desafios!

À Professora Maria Filomena Carnide pela disponibilidade sempre imediata para ajudar!

A todos os que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho!

RESUMO

Introdução: As disfunções do CAO são muito frequentes na prática clínica. Devido à sua natureza multifactorial, muitas têm sido as propostas de intervenção em fisioterapia para esta condição clínica. No entanto reconhece-se que a utilização do *tape* McConnell é uma das estratégias mais utilizadas.

Objetivo: Avaliar os efeitos do *Tape* McConnell na atividade muscular do TS e TI e cinemática 3D do CAO, em sujeitos saudáveis, durante a realização de duas atividades funcionais de elevação do membro superior.

Metodologia: Realizou-se um estudo metodológico observacional descritivo. A amostra (n=22) é não probabilística por conveniência e teve origem na população de estudantes da ESS-IPS. O instrumento de medida foi um sistema 3D de captura de movimento. Foram avaliadas as variáveis de intensidade de contração e instantes de ativação do TS e TI e cinemática da ET e GH. Para a análise dos dados recorreu-se à estatística descritiva e inferencial.

Resultados: Ao nível do EMG encontraram-se efeitos na aplicação do *tape* tanto na intensidade de contração do TS como do TI, sendo que esta aumentou e diminuiu, respectivamente com a aplicação. Apenas para a atividade balística, na intensidade do TS, não se verificaram efeitos estatísticos. Não se verificaram alterações nos instantes de ativação de nenhum dos músculos estudados. Na cinemática da ET, verificaram-se efeitos ao nível da bacia anterior da omoplata, que aumentou em ambas as atividades. Na cinemática da GH, verificaram-se resultados significativos, e melhoria das amplitudes em todos os movimentos considerados, excepto na elevação durante a atividade balística.

Conclusão: Este estudo vem demonstrar que o *tape*, embora tenha efeitos ao nível da cinemática da ET e da GH, melhorando o desempenho e o REU, a sua forma de atuação pode ser diferente do que está pressuposto, pelo menos em sujeitos assintomáticos. Após este estudo questiona-se os pressupostos que muitos autores atribuem ao *tape*, visto que se estes se verificassem tal como são considerados, seria de esperar resultados diferentes dos obtidos neste estudo. A realização deste estudo permitiu compreender o comportamento do *tape* num espectro de normalidade, que poderá servir de base a estudos futuros.

ABSTRACT

Background: The dysfunctions of the shoulder complex are frequent and limiting. The choice of an effective treatment is difficult due to the multifactorial nature of the condition. However, there is a focus on the treatment to be directed to the replacement of the mechanisms of dynamic stability, with special attention to the TS and IT muscles. Tape may therefore act as a supplement promoting motor control.

Objectives: To evaluate the effects of Shoulder McConnell taping on the surface electromyographic signal of trapezius muscle and 3D shoulder kinematics, during two upper limb functional tasks

Methodology: We conducted a descriptive observational study methodology. The sample (n = 22) is non-probabilistic convenience and originated in the student population of ESS-IPS. The measurement instrument was a 3D movement capture system. The variables of intensity and onset of upper (UT) end lower trapezius (LT) and kinematics of ET and GH were evaluated. To analyze the data, we used the descriptive and inferential statistics.

Results: For the EMG effects, we found that the contraction intensity of UT and LT, increased and decreased, respectively with the application of the *tape*. Just for the ballistic activity, in contraction intensity of UT, there were no statistical effects. There are no statistical effects on onsets. In kinematics of ET, there were effects at anterior tilt movement, which

increased in both activities. About kinematics of GH, there were significant results, and improvement in all range of movements, except in elevation, during ballistic activity.

Conclusions: This study demonstrates that *tape*, although effects on the kinematics of ET and GH, improving performance and REU, its mechanisms may be different from what is assumed, at least in asymptomatic subjects. After this study, we question the assumptions that many authors attribute to *tape*, as if these occur how is considered, we would expect different results. This study allows us to understand the behavior of *tape* in a normal range, which may serve as a basis for future studies.

ESTUDO DO EFEITO DO TAPE MCCONNELL NA ATIVIDADE MUSCULAR E CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DA ARTICULAÇÃO ESCAPULO-TORÁCICA

EFFECT OF MCCONNELL TAPING ON MUSCLE ACTIVITY AND 3D KINEMATICS OF SHOULDER

Ana Clemente

Ana Clemente

PALAVRAS-CHAVE: *tape* McConnell, Electromiografia (EMG), Cinemática, intensidade de contração, Trapézio Superior (TS), Trapézio Inferior (TI), Escapulo-torácica (ET), Gleno-umeral (GH), complexo articular do ombro (CAO)

KEYWORDS: McConnell taping, electromyographic (EMG), kinematics, Contraction intensity, Upper Trapezius, Lower Trapezius, Scapula joint, Gleno-umeral joint.

Índice

1. Introdução	1
2. Revisão da literatura	3
2.1 O complexo articular do ombro (CAO) – importância e função da omoplata	3
2.1.1. Ritmo Escápulo-umeral – análise cinemática e electromiográfica (EMG).....	3
2.2. Teorias do controlo motor	6
2.3. Disfunções do CAO	9
2.4. Intervenção da fisioterapia em utentes com disfunção do CAO	14
2.4.1. Análise e evidência atual da aplicação do <i>tape</i>	15
2.5. Cinemática	17
2.5.1. A cinemática no estudo do ombro.....	21
2.6. Electromiografia	24
3. Metodologia.....	28
3.1. Tipo de estudo	28
3.2. Objetivos:	28
3.2.1. Variáveis Dependentes.....	28
3.2.2. Variáveis Dependentes.....	28
3.3. População Alvo e População Acessível.....	28
3.4. Critérios de Selecção da Amostra.....	29
3.4.1. Amostragem	29
3.5. Amostra	30
3.6. Reconstrução do movimento do ombro.....	31
3.6.1. Instrumentos de medida	31
3.6.2. Colocação de Eléctrodos e Normalização do Sinal Eletromiográfico.....	32
3.6.3. Colocação dos Sensores Cinemáticos e digitalização dos sujeitos da amostra..	33
3.7. Procedimentos experimentais.....	34
3.7.1. Aplicação do <i>Tape</i> McConnell.....	35
3.7.2. Descrição das Atividades	36
3.8. Fontes de Erro.....	37
3.9. Considerações éticas	38
3.10. Métodos de Análise dos Dados.....	40
4. Apresentação dos resultados	42
4.1. Estudo para a normalidade da amostra	42
4.2. Análise comparativa dos resultados das variáveis: EMG e Cinemática da ET e GH	44

5. Discussão dos resultados.....	50
Conclusão.....	56
Bibliografia.....	59
Anexo(s).....	69
Anexo I.....	69
Figura ilustrativa da aplicação do <i>tape</i> de McConnell para inibição do TS.....	69
Anexo II.....	71
Figura ilustrativa dos movimentos da omoplata e a sua nomenclatura.....	71
Anexo III.....	73
Figura ilustrativa dos pontos de referência e dos sistemas de coordenadas locais do tórax, clavícula, omoplata e úmero.....	73
Anexo IV.....	75
Protocolo de gravação dos ficheiros de EMG e cinemática.....	75
Apêndices.....	78
Apêndice I.....	78
Ficha de registo para selecção da amostra.....	78
Apêndice II.....	81
Resumo Explicativo aos participantes e Consentimento Informado.....	81

Lista de abreviaturas

2D – Bidimensional

3D - Tridimensional

CAO – Complexo Articular do Ombro

CR – Coifa dos Rotadores

CVM – Contração Voluntária Máxima

DCAO – Disfunção do Complexo Articular do Ombro

EMG – Electromiografia/Eletromiográfico

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

ET – Escapulo-Tóracica

GD – Grande Dentado

GH – Gleno-umeral

IGU – Instabilidade Gleno-umeral

IMC – Índice de Massa Corporal

MS – Membro Superior

PF – Plano Frontal

PO – Plano da omoplata

PS – Plano Sagital

REU – Ritmo Escápulo-umeral

RE/RI – Rotação Externa/Rotação Interna

RS/RI – Rotação Superior/Rotação Inferior

SCSA – Síndrome de Conflito Sub-Acromial

TI – Trapézio Inferior

TS – Trapézio Superior

1. Introdução

A dor no ombro é uma disfunção músculo esquelética muito frequente, com uma prevalência de cerca de 66,7% (Luime et al., 2004), sendo uma das principais razões de acesso aos cuidados primários (Schellingerhout, Verhagen, Thomas e Koes, 2008), e, registando-se, por ano, uma experiência de dor em cinquenta por cento da população (Lewis, 2005).

De todas as disfunções do CAO (DCAO) a Instabilidade Gleno-umeral (IGU) e o Síndrome de Conflito Sub-acromial (SCSA) prefiguram-se como as mais comuns, sendo caracterizadas por elevados índices de dor e incapacidade (Hayes, Callanan, Walton, Paxinos e Murrell, 2002; Michener, McClure & Karduna, 2003), com 44-65% das queixas registadas no meio clínico (Lewis, 2005).

A escolha de um tratamento efectivo para o SCSA é difícil devido à sua natureza multifactorial, podendo envolver alongamentos, técnicas de Terapia Manual, electroterapia, treino funcional, programas de exercícios e *Biofeedback* eletromiográfico (Michener et al., 2003). No entanto, tem sido apontada, até hoje, a efectividade da intervenção em Fisioterapia nos utentes com SCSA, através de exercícios de alongamentos das estruturas anteriores e posteriores do ombro, de fortalecimentos da coifa dos rotadores (CR) e de exercícios que visem a reeducação dos músculos escapulo-torácicos (Matias, 2006). Para a IGU a intervenção pode envolver exercícios de fortalecimento, aplicação de *tape*, programas de exercícios e uso de *Biofeedback* eletromiográfico. Nos últimos anos, os resultados das investigações da disfunção do CAO tem dado ênfase à reeducação e fortalecimento dos músculos escapulo-torácicos (Cools, Witvrow, Declercq, Vanderstraeten & Cambier, 2004; Kibler et al. 2013), sendo que, Santos e Matias (2007) concluíram que a intervenção mais efectiva para estas duas disfunções incluíam um conjunto de exercícios direccionados para a reposição dos mecanismos de estabilidade dinâmica do CAO, dando especial enfoque aos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI) e grande dentado (GD).

Tendo em conta os princípios referidos é possível afirmar que a utilização do *tape* poderá funcionar como um auxílio para a intervenção, de forma a promover o controlo motor, ao inibir a ação do TS e facilitar a ação do TI, estando também descrita como complemento a um programa de exercícios em sujeitos com IGU (Jardim, 2007).

McConnell e colaboradores (2012), verificaram que o uso de *tape* em atletas de desportos de lançamento tem aumentado no sentido de diminuir a dor, modificar as amplitudes e melhorar

a propriocepção do ombro. No entanto, a sua efectividade é ainda bastante discutida na literatura consultada, sendo que alguns estudos alegam não haver quaisquer efeitos e outros encontram alterações significativas (Alexander, Stynes, Thomas, Lewis & Harrison, 2003; Cools, Witvrouw, Danneels e Cambier, 2002; Lin, Hung e Yang, 2011; McConnell, Donnelly, Hammer, Dunne e Besier, 2011; McConnell & McIntosh, 2009; Smith, Sparkles, Busse e Enright, 2009).

Dado a elevada prevalência das DCAO e a sua implicação no dia-a-dia do indivíduo, assim como a falta de incongruência e efectividade na literatura relativamente aos efeitos do *tape*, procurou-se realizar um estudo de forma a compreender quais os seus efeitos ao nível dos músculos da escapulo-torácica e da cinemática da ET e da GH.

No presente estudo, pretendeu-se, então estudar os efeitos da aplicação do *Tape* de McConnell, ao nível da atividade muscular do TS e do TI, assim como na cinemática 3D do CAO, durante a execução de duas atividades funcionais do membro superior.

Este trabalho encontra-se dividido da seguinte forma: (1) Enquadramento teórico, onde se apresenta uma revisão da literatura detalhada, abordando a evidência relevante e mais recente, de forma a proporcionar ao leitor um raciocínio claro e contextualizado sobre os motivos que levaram à realização deste projecto de investigação; (2) Metodologia, na qual são explicados todos os passos para a sua realização. São descritos os objetivos, a amostra e a sua caracterização, os instrumentos e a forma de utilização e cuidados a ter com os mesmos e as questões éticas envolvidas; (3) Apresentação dos resultados, onde são apresentados os resultados obtidos do estudo. Aqui, os resultados são expostos sob a forma de tabelas e gráficos, de modo a facilitar a leitura e interpretação dos mesmos; (4) Discussão dos resultados, onde se apresenta a análise dos resultados, face à literatura e conhecimentos existentes, incluindo a comparação com resultados de estudos semelhantes, assim como a reflexão e raciocínio que poderão estar na base dos resultados obtidos. Neste capítulo também se faz referência às fontes de erro e limitações do estudo, e à forma como se procurou minimizar os seus efeitos; e finalmente, (5) Conclusão, onde se sintetiza as reflexões tidas ao logo do estudo, como também são feitas alusões e recomendações para estudos futuros de forma a contribuir para a prática clínica da profissão.

2. Revisão da literatura

2.1 O complexo articular do ombro (CAO) – importância e função da omoplata

O CAO pode ser considerado como uma cadeia de interligações de segmentos ósseos que “ligam” a mão ao tronco e transmitem forças e momentos através dos seus músculos e segmentos (Santos & Matias, 2007).

Uma correcta posição do CAO, os seus graus de movimento, a sua estabilidade, o seu desempenho muscular e controlo motor estão dependentes da atividade da articulação escapulo-torácica (ET) (Kibler et al., 2013; Mottram, 1997).

A omoplata é um segmento determinante na cadeia cinética do MS (Laudner, Myers, Pasquale, Bradley & Lephart, 2006; Myers, Laudner, Pasquale, Bradley & Lephart, 2005; Oyama, Myers, Wassinger, Ricci & Lephart, 2008; Seitz, Reinold, Schneider, Gill & Thigpen, 2012). É considerada pivô de ligação intersegmentar/fulcro devido ao seu contributo dinâmico na elevação do MS através da ação/participação dos músculos ET, sendo determinante para uma boa performance dos mesmos (Kibler, 1998, 2013; Voigh & Thomson, 2000). É o elo da cadeia cinética, que permite a transferência da energia dos músculos do tronco para o membro superior (Kibler et al., 2013).

De acordo com a literatura existente, a interação dinâmica segmentar entre a articulação ET e GU é igualmente reconhecida/designada como ritmo escapulo-humeral (REU) (Kibler, 1998, 2013; Voigh & Thomson, 2000).

2.1.1. Ritmo Escápulo-umeral – análise cinemática e electromiográfica (EMG)

A cinemática da omoplata não se faz de forma independente, ou seja, todos os movimentos ativos ocorridos a este nível são integrados na cinemática do CAO. E como tal, é fundamental compreender a forma como esta se encontra posicionada, a sua dinâmica e a relação entre a cinemática da articulação ET e GH.

Nos últimos anos assistiu-se a um vasto interesse sobre a compreensão da posição inicial da omoplata (PIO) e o seu movimento normal, sendo estas informações prioritárias e de grande importância para a compreensão das DCAO (Guerreiro & Matias, 2007; Kibler, 2013).

De acordo com a literatura atual, verificamos que em termos quantitativos existem diferenças entre os estudos analisados, sendo que é legítimo considerar que relativamente à PIO se deverá falar de um espectro de normalidade e não de uma posição única e estanque. Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram & Meeusen (2011) sugere que a espinha da omoplata se encontra a $+5^\circ$ e -5° de rotação superior/inferior, e que deverá estar rodada internamente cerca de 40° graus, no plano frontal e basculada anteriormente cerca de 10° graus, com a raiz da espinha ao nível da apófise espinhosa de T3 ou T4, e o ângulo inferior entre T7 e T10 (Mottram, 1997). Guerreiro & Matias, em 2007, realizaram um estudo em que analisaram em 3D a PIO em indivíduos assintomáticos constatando-se que existe cerca de $11,02^\circ$ de Rotação superior da omoplata, $4,32^\circ$ de Bâscula anterior e $32,74^\circ$ de Rotação interna; em relação à distância da omoplata à coluna verificou-se que esta varia entre 8 e 9 cm. Em 2007, foi realizado outro estudo, em que se avaliou a PIO, através da medição das distâncias horizontais da raiz da espinha e do ângulo inferior da omoplata à coluna obtendo-se valores médios de $7,77 \pm 1,16$ cm para a primeira medida e $8,46 \pm 1,43$ cm para a segunda, em utentes assintomáticos. Em utentes sintomáticos, a distância superior diminua ligeiramente ($7,75 \pm 0,21$ cm) e a distância superior aumentava ($9,05 \pm 0,26$ cm) (Martó, Rosa & Matias, 2007).

Para se compreender o REU, é fundamental perceber-se quais os movimentos analíticos descritos pela omoplata. Já vários estudos foram feitos nesse sentido e desta forma são considerados os movimentos de rotação superior/inferior, bácia anterior/posterior e rotação externa/interna da omoplata, para descrever a sua orientação (Ludewig, Cook e Nawoczenski, 1996; McClure, Michener, Sennett e Karduna, 2001).

É visível durante o movimento de elevação do braço, um padrão consistente de rotação superior, bácia posterior e rotação externa da omoplata ao mesmo tempo que se verifica elevação e retração clavicular (McClure et al., 2001; Lukasiewicz et al, 1999). Nos primeiros 30° graus de elevação, há pouco movimento da ET e mais da GH. Entre os 30° e os 90° graus verifica-se uma rotação superior da omoplata, e um reduzido grau de bácia ou rotação externa, sendo que a maior percentagem de movimento continua a verificar-se na GH. Depois dos 90° graus a contribuição da GH e da rotação superior da ET é praticamente igual. A bácia posterior e a rotação externa da omoplata, são movimentos que praticamente não ocorrem antes dos 90° graus de elevação (McClure, Greenberg e Kareha, 2012).

Os resultados de um importante estudo biomecânico realizado em 2009, por Ludewig et al., vão precisamente de encontro ao que foi dito anteriormente. Neste estudo, foram utilizados

pin-bones na clavícula, omoplata e úmero, e demonstrou-se que ocorre um movimento de rotação significativo entre a clavícula e a omoplata, na articulação acrómio-clavicular. Durante a elevação do braço, a omoplata roda superiormente, bascula posteriormente e roda internamente relativamente à clavícula. Um dos achados mais importantes deste estudo foi perceber que a bascula posterior ocorre maioritariamente na articulação acrómio-clavicular.

Tendo em conta a importância e a particularidade da omoplata no funcionamento do CAO, interessa abordar com maior pormenor a musculatura envolvente desta articulação, não só relativamente ao controlo e produção do movimento mas também devido à reduzida participação das estruturas passivas que somente contribuem para a estabilidade da ET no final da amplitude (Matias et al., 2006).

A rotação superior da omoplata é, então, controlada primariamente pelo par de forças entre o TS/TI e pelo GD. No entanto, a atividade muscular específica associada com a bascula posterior e a rotação externa não está claramente provada, no entanto verifica-se que as fibras inferiores do GD e o TI estão posicionados de forma a produzir bascula posterior e o TM para produzir rotação externa (Kibler, 1998).

De forma a se compreender a participação muscular em indivíduos assintomáticos, Matias e colaboradores, em 2006, procuraram descrever a intensidade da atividade mioelétrica e os instantes de ativação dos músculos deltóide, trapézio e GD durante a elevação do MS, nos três planos. Verificaram que o TI apresentava um comportamento semelhante nos três planos, desde os 15° aos 90° graus. No entanto, no plano frontal (PF), a sua atividade aumentava progressivamente até ao final do movimento, enquanto no plano da omoplata (PO), verificou-se uma estabilização após os 165°, apesar do aumento da atividade. Relativamente ao GD, a evolução foi idêntica nos três planos, até aos 120° graus, intensificando-se nesse momento, a evolução da intensidade do sinal no PF e no PO, enquanto no plano sagital (PS) se verificou uma estabilização entre os 150° e os 165° graus. Os autores concluíram que para o PO e PS, os músculos escapulo-umerais apresentavam uma maior percentagem de correlação entre os sujeitos, enquanto para o PF foram os músculos axio-escapulares. Depreendeu-se, também, que o comportamento do TI e do GD, evidenciou o seu papel na estabilidade do movimento nos diferentes planos. Adicionalmente, também se constatou que estes músculos se contraíam pelo mecanismo de *feedforward* no PO, sugerindo aos autores, a possibilidade deste plano ser o mais favorável à facilitação do seu recrutamento.

2.2. Teorias do controlo motor

O conceito de controlo motor enquadra-se na percepção da natureza do movimento e na forma como este é controlado, sendo centrado na análise e regulação dos mecanismos para a produção do movimento (Bate, 1997) e refere-se à capacidade de regular os mecanismos essenciais para que este seja produzido (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Neste contexto, o movimento surge através da cooperação de várias estruturas e processos cerebrais e da interação entre processos de percepção, cognição e ação.

Atualmente, tem-se gerado alguma discussão sobre a distinção entre planeamento e controlo da ação, à volta de três modelos, o *Feedback*, *Feedforward* e Híbrido (planeamento-controlo) (Desmurget & Grafton, 2000).

O modelo de *feedforward* defende que o comando é dado antecipadamente ao *onset* motor (Desmurget e Grafton, 2000), sendo baseado na existência de representações internas do sistema motor, e na memória de ambientes usados em comandos motores específicos em antecipação do movimento (Hodges & Moseley, 2003).

O modelo de *feedback*, considera o oposto do modelo anterior, em que o comando do padrão de ativação muscular surge no decorrer do movimento, ou seja, que o movimento gerado é controlado em tempo real (Hinton, 1984).

O modelo Híbrido representa um *trade off* entre os modelos de *feedback* e *feedforward*, sendo este o mais adequado no controlo do movimento. Este modelo considera que para a execução de um determinado movimento, existe uma delineação prévia de um programa motor ajustado para a sua realização (componente de *feedforward*), mas que o mecanismo de *feedback* está presente desde o início, pois a informação visual e não-visual está presente desde o despoletar da ação. Para além disso, este mecanismo refere a existência de uma cópia mental da execução do movimento, que o modula. Porém, por ser impreciso, este plano motor inicial não se desdobra de forma autónoma, pelo contrário permanece sob constante “supervisão” do *Feedback*, que ajusta e refina o movimento, em tempo real (componente *Feedback*) (Desmurget & Grafton, 2000).

Segundo Glover (2004), o conceito do modelo Híbrido também pode ser designado por modelo do planeamento-controlo da ação, distinguindo a informação visual das representações, em cada etapa da ação. Neste, o planeamento corresponde ao *feedforward* e o

controle ao *feedback* e os movimentos são seleccionados e executados por meio destes dois sistemas, que se sobrepõem temporalmente. Antes do início do movimento, é seleccionado um programa motor, com base numa vasta gama de fatores cognitivos, associados a representações visuais, que se encontram sobretudo no córtex parietal posterior, constituindo a fase de planeamento (*feedforward*). Durante a atividade, o controlo assume o comando da ação, sendo esta influenciada por um sistema limitado, mas atualizado, através das representações visuais provenientes do córtex parietal posterior e cerebelo, do *feedback* proprioceptivo e da formação de uma cópia da eferência do plano motor. A separação das duas fases é hipotética para reflectir a necessidade de cada uma cumprir a sua função. Deste modo, para o planeamento, a exigência encontra-se em seleccionar um programa motor adaptável às exigências do ambiente e aos objetivos da ação, e para o controlo a exigência está em minimizar o erro espacial do movimento, fazendo uma análise simples do ambiente e do objetivo da ação, sendo sempre rapidamente atualizada.

Schmidt (1975; 2003) vem defender a existência de programas motores genéricos, que englobam um conjunto de atividades, sendo que assim, tarefas similares podem ser realizadas com o mesmo programa motor. Esta abordagem, contrapõe as anteriores, no sentido que estas defendiam a existência de um programa motor para cada movimento, que poderá implicar um problema de armazenamento por parte do Sistema Nervoso Central (SNC). Este conceito demonstra que um conjunto de estímulos requer um conjunto de modificações para produzir uma resposta motora. Existem 4 etapas que são armazenadas no esquema quando se faz o movimento, condições iniciais, especificações da resposta, consequências sensoriais e resultado do movimento. Na primeira fase ocorre uma receção da informação acerca do meio e do corpo do sujeito, na segunda são definidos os parâmetros do movimento, como a velocidade e a força, na terceira fase são recolhidas as informações sensoriais pós-movimento, sendo uma cópia aferente do *feedback* obtido pelo movimento e na última é guardado o resultado do movimento relativamente ao objetivo inicialmente delineado. É a relação óptima entre estas quatro componentes que facilita a execução do movimento com sucesso. Para este autor existem dois tipos diferentes de esquema, o de memória e o de reconhecimento, que embora utilizem as mesmas condições iniciais e os resultados finais, o primeiro é a relação entre estas duas variáveis e as especificações da resposta, enquanto no último esta relação efetua-se com as consequências sensoriais. Na produção de movimento é necessário aplicar estes esquemas num contexto específico, o indivíduo recebe informações sobre o meio envolvente (proprioceptividade) e define quais as expectativas face ao objetivo da ação e às suas consequências sensoriais. Existem duas fontes de erro relativas este conceito: (1) uma das

fontes de erro está relacionada com a velocidade do movimento, em movimentos rápidos (> 200ms), o *feedback* proprioceptivo e exteroceptivo processam-se a uma velocidade que não permitem a correção do movimento, enquanto em situações de movimentos lentos, a diferença entre a informação proprioceptiva e exteroceptiva, já permite essa mesma correção; ou seja, quando existem atrasos electromecânicos e no processamento da informação sensorial, este mecanismo torna-se insuficiente no controlo efetivo do movimento, o que leva o organismo a recorrer ao mecanismo de *feedforward* (Osu et al. 2002). (2) a outra fonte de erro é o conhecimento de resultados que são fornecidos aos sujeitos sobre o desvio face ao expectável. Estes dois erros são reportados de volta ao esquema para que este possa ser alterado e as atividades futuras se realizem com maior precisão.

Outra abordagem para o controlo motor é defendida por Comerford & Mottram (2001), que se baseia nos mecanismos de *feedback* e *feedforward*. Este conceito apresenta uma classificação para os diferentes grupos musculares, sugerindo a existência de músculos mobilizadores, estabilizadores locais e estabilizadores globais. Os estabilizadores locais são responsáveis por se ativarem antes do movimento e estarem sempre ativos enquanto este decorre, permitindo um controlo permanente da zona neutra articular. Esta ativação prévia do movimento ocorre sob o mecanismo de *feedforward*, enquanto as correções ao movimento são realizadas pelo mecanismo de *feedback*. Latash, Aruin, Neyman e Nicholas (1995) analisaram a atividade de alguns músculos, mais especificamente dos estabilizadores, sendo que, até hoje, ficou aceite como atividade pré-programada de *feedforward*, quaisquer instantes de atividade mioelétrica que ocorra entre 100ms antes e 50ms após o instante de atividade de um músculo mobilizador, podendo após este período a atividade registrada ser proveniente de respostas reflexas (*feedback*).

Embora ainda com resultados controversos, tem havido uma tentativa de aplicar a classificação de Comerford e Mottram (2001) ao CAO. Segundo este modelo, para que a facilitação ocorra de forma adequada, tem de existir um controlo neuromuscular do músculo trapézio e do GD (Magarey & Jones, 2003), sendo que Mottram (1997) justifica que a contração do trapézio e do GD, antes da ativação do músculo mobilizador, é importante para manutenção da estabilidade da ET.

Deste modo, parece lícito dizer que a pré-ativação dos músculos estabilizadores ocorre segundo o mecanismo de *feedforward* e que este permite garantir a estabilidade postural. Estes dados induzem a acreditar que em indivíduos assintomáticos, a tendência é para que seja

usado o mecanismo de *feedforward* no recrutamento de músculos responsáveis pela estabilidade. Mas também podem fazer crer que indivíduos sintomáticos em que existe uma alteração do padrão de recrutamento motor, o controlo possa ser realizado pelo mecanismo de *feedback* como forma de adaptação e correção à alteração existente ao nível motor (Santos & Matias, 2007). Logo é possível concluir que uma fraqueza dos músculos rotadores da omoplata (estabilizadores da ET) pode levar a desequilíbrios musculares que provocam a disfunção do movimento.

2.3. Disfunções do CAO

Atualmente, a dor no ombro é das disfunções músculo esqueléticas mais frequentes na população geral, apresentando uma prevalência de cerca de 66,7% (Luime et al., 2004), constituindo uma das principais razões de acesso aos cuidados primários (Schellingerhout, et al, 2008).

Dentro das disfunções do CAO, reconhece-se que a Instabilidade Gleno-umeral (IGU) e o Síndrome de Conflito Sub-Acromial (SCSA) são as mais comuns (Hayes, et al., 2002; Michener, et al., 2003), representando 44-65% das consultas clínicas (Lewis, et al., 2005).

A literatura atual não é consensual quanto à origem dos sintomas, atribuindo-lhe uma dimensão multifactorial em detrimento de uma causa específica ou isolada.

A maior causa para estas disfunções é a elevada carga aplicadas sobre o CAO (Walker-Bone, Palmer, Reading, Coggon e Cooper, 2004). E existem inúmeros fatores contribuintes para esta situação, desde (1) alterações do arco acromial e da cabeça do úmero (Ludewig & Cook, 2000), (2) isquémia ou degeneração do tendão da coifa dos rotadores (Ludewig & Cook, 2000), (3) retração capsular, (4) posturas inadequadas, (5) *overuse*, (Bullock, Foster e Wright, 2005; Lewis et al., 2005; Seitz, McClure, Finucane, Boardman e Michener, 2011) e (6) alterações da cinemática do ombro, incluindo o REU (Chester, Smith, Hooper e Dixon, 2010; Cools, Declercq, Cagnie, Cambier e Witvrouw, 2008; Cools et al., 2007; Ebaught, McClure e Karduna, 2005; Fayad et al., 2006; Lin et al. 2005; Ludewig & Cook, 2000; Matias, Batata, Morais, Miguel e Estiveira, 2006; Michener et al., 2003) que estão associadas à disfunção da coifa dos rotadores e dos músculos estabilizadores da omoplata, levando a alterações no padrão de recrutamento muscular e do padrão de controlo motor (Chester et al., 2010; Cools

et al., 2008; Matias et al., 2006; Michener et al., 2003; Myers, Ju, Hwang, McMahon, Rodosky e Lephart, 2004; Fayad et al., 2006).

Como já foi referido em outros tópicos, é amplamente reconhecido a importância do reposicionamento da omoplata em repouso e do seu controlo durante o movimento, para um ideal funcionamento do MS. A existência de um *deficit* no controlo da omoplata durante a realização dos movimentos do MS, poderá conduzir a disfunções e sintomatologia do CAO (Mottram, 1997; Santos & Matias, 2007). A esta alteração na posição e qualidade do movimento é chamada discinesia escapular, sendo a sua definição de alteração da cinemática escapular normal (Kibler, Ludewig, McClure, Uhl & Sciascia, 2009). “Dis-“ (mau estado) “kinesia” (movimento) é um termo geral que reflecte a perda de controlo normal de movimento escapular. Uma vez que existem vários fatores que podem causar alterações na posição e no movimento, tais como fraturas da clavícula, alterações na articulação acrómio-clavicular, ruturas musculares, entre outros, é importante que o termo discinesia seja mais abrangente (Kibler et al., 2009). A discinesia, não é por si só, uma lesão ou diagnóstico (Wright, Wassinger, Frank, Michener & Hegedus, 2012). O termo discinesia criou a hipótese de se relacionar as alterações da GH, da articulação acrómio-clavicular, a dimensão do espaço sub-acromial, da ativação dos músculos do CAO, das alterações da posição do úmero com o movimento (Kibler et al., 2013).

Independentemente da etiologia inicial, sabe-se que as DCAO têm uma forte componente dinâmica (Kambar, Irrgang & Whitney, 1993; Cool et al., 2004). Esta componente pode causar uma série de disfunções da Gleno-umeral (GU) e de alterações ao nível dos padrões de movimento da escapulo-torácica (ET) (Horsley, 2004), para além da perda da função e incapacidade (Ludewig & Cook, 2000). Há evidência substancial que as alterações na cinemática escapular estão presentes em indivíduos com dor no ombro (Ludewig & Reynolds, 2009; Struyf et al., 2011; Timmons et al., 2012). A instabilidade da omoplata está presente em cerca de 68% das situações de SCSA (Ludewig & Cook, 2000; Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels e Cambier, 2003; Voigh & Thomsom, 2000) e em 100% das situações de IGU (Voigh & Thomsom, 2000; Von Eisenhart-Rothe, Matsen, Eckstein, Vogl e Graichen, 2005; Illyes & Kiss, 2006; Ludewig & Reynolds, 2009; Ogston & Ludewig, 2007), pelo que daqui se depreende a importância de direccionar a intervenção para a articulação escapulo-torácica (ET), visto que os comandos de controlo motor correctos do SNC facilitam a função correcta do CAO e da colocação da mão no espaço (Voigh & Thomsom, 2000).

Em utentes com SCSA e discinesia escapular, encontram-se alterações nos padrões de ativação e no desempenho dos músculos escapulares: uma hiperatividade do TS, um desequilíbrio na ativação coordenada do TS/TI, sendo o TI ativado tardiamente, e uma hipoatividade do músculo Grande Dentado (GD) (Ludewig & Cook, 2000; Ludewig & Reynolds, 2009; Smith, Kotajarvi, Padgett e Eischen, 2002). Um trabalho excessivo do TS está relacionado com o desenvolvimento do conflito sub-acromial, verificando-se uma rotação superior e uma diminuição da bácia posterior da omoplata (Ludewig, Behrens, Meyer, Spoden e Wilson, 2004). Kibler (1998) refere que a contração do TI e GD é extremamente importante para possibilitar uma rotação superior do acrómio. Torna-se assim importante que o par de forças TI/GD active adequadamente para que o TS não tenha uma contração excessiva (Santos & Matias, 2007). A fadiga muscular também conduz a uma diminuição da proprioceptividade e do controlo neuromuscular (Myers & Lephart, 2000), levando a uma diminuição na ativação do par de forças TI/GD e a um aumento da intensidade de ativação do TS (Szucs, Navalgund & Borstad, 2009) podendo contribuir para uma diminuição do espaço sub-acromial, sendo um sinal de controlo neuromuscular anormal (Myers & Lephart, 2000).

Magarey & Jones (2003) sugerem que as alterações no controlo dinâmico do CAO representam uma causa significativa de DCAO, pois segundo o modelo de disfunção, este estabelece uma relação entre ambos. Numa situação de disfunção ocorrem alterações ao nível do controlo motor, e tendo em conta o pressuposto que a presença de dor ou patologia leva a inibição muscular e alterações do padrão de recrutamento motor, e logo a uma diminuição da capacidade dos músculos da ET em estabilizar a omoplata.

Dos vários estudos analisados em utentes com DCAO, é consensual a presença de alterações no padrão de ativação muscular, assim como na cinemática escapular.

Em 2000, Ludewig & Cook, avaliaram a atividade muscular e a cinemática em utentes com e sem SCSA, verificando-se uma diminuição da rotação superior e a um aumento da bácia anterior da omoplata, levantando a hipótese que a atividade do TS aumentava e que a atividade do TI diminuía nos sujeitos com DCAO. No entanto, verificou-se que tanto a atividade do TS como do TI aumentaram, embora as diferenças não tenham sido consideradas significativas. Observou-se também, uma pós-ativação do GD nos sujeitos com SCSA, propondo como hipótese explicativa, que o TS e o TI aumentam a sua atividade como estratégia adaptativa à inibição do GD. Também em 2005, Lin e colaboradores, estudaram as características cinemáticas em utentes com DCAO, verificando que utentes sintomáticos

apresentavam excesso de atividade do TS, que se traduzia num aumento da elevação da omoplata, de forma a compensar o déficit de amplitude articular. Para além disso verificaram um déficit na ativação do GD que produzia um destacamento do ângulo inferior da omoplata, evidenciando o seu papel enquanto estabilizador.

Ebaugh, McClure & Karduna (2005), num estudo para avaliar a cinemática 3D da ET, durante movimentos ativos e passivos, e compreender a influência dos músculos nesta articulação, verificou uma diminuição da rotação superior e externa da ET, bem como uma elevação e retração da clavícula durante os movimentos ativos. Verificou-se também que níveis mais baixos de atividade muscular resultam numa alteração da cinemática da ET. Os maiores efeitos foram verificados na rotação superior da omoplata, em amplitudes entre os 90° e os 120° graus de elevação, o que reforça o papel importante do TS, TI e GD neste movimento da omoplata, nesta amplitude.

Em 2006, Matias & Pascoal, avaliaram a IGU na cinemática 3D do CAO. Verificaram um excesso de protração e um atraso na retração da ET, assim como também um movimento excessivo de báscula anterior ou um atraso na realização da báscula posterior.

Numa recente revisão da literatura (Ludwig & Reynolds, 2009), em que se abordou as alterações cinemáticas em sujeitos com DCAO, encontrou-se uma diminuição da rotação superior e da báscula posterior da omoplata, assim com um aumento da rotação interna. Embora a literatura consultada não tenha sido coincidente nos vários movimentos analisados, poderá inferir-se que as alterações encontradas podem contribuir para uma diminuição do espaço sub-acromial, favorecendo a SCSA. Nestes sujeitos verificou-se também uma elevação da ET que pode ser um indicador de um aumento da ativação do TS em sujeitos sintomáticos. Em indivíduos com IGU foi encontrada uma diminuição da rotação superior e um aumento da rotação interna.

Chester et al. (2010) realizaram uma revisão sistemática com objetivo de organizar a evidência sobre o padrão de atividade muscular do CAO, em utentes com SCSA, comparativamente aos assintomáticos. Analisaram 9 estudos, dos quais, 8 compararam intensidades musculares e 3 padrões de recrutamento. Nos dois estudos com maior qualidade, que compararam intensidades musculares, verificaram um aumento da intensidade EMG do TS durante a elevação do plano da omoplata, no grupo sintomático. Relativamente ao EMG do TS, os restantes estudos fornecem evidência limitada, e relativamente ao GD, não sugerem diferenças significativas.

Resumidamente, a estabilidade funcional do CAO resulta de uma interação entre os componentes estáticos e dinâmicos de todo o complexo. O sistema sensorial e motor realiza uma ação primordial ao mediar os componentes estáticos e dinâmicos da informação proprioceptiva aferente, relativamente à posição articular, à cinestésia, à resistência dos tecidos e as respostas neuromusculares eferentes que daí resultam. Estas respostas neuromusculares são vitais na estabilidade articular e incluem a co-ativação dos pares de forças, a tensão dinâmica da cápsula, a contração muscular preparatória e reativa (reflexos) e o aumento da rigidez muscular (Myers & Lephart, 2000).

Os vários resultados apresentados, fazem com que se levantem algumas questões, se se analisar os mesmos à luz dos conceitos de controlo motor apresentados anteriormente. O modelo de estabilidade dinâmica de Comerford & Mottram (2001), defende que os estabilizadores passariam a responder com um padrão de *feedback* durante a realização de determinados movimentos, no entanto, embora alguns resultados da literatura comprovem este modelo, outros estudos revelam uma ativação superior em indivíduos sintomáticos do que nos assintomáticos. Se se pensar no modelo de planeamento-controlo (Glover, 2004) ou na teoria do esquema de Schmidt (1975; 2003) já é possível explicar alguns dos resultados. Quando em situação de disfunção, ao existirem alterações na proprioceptividade, compreende-se que o sujeito não consiga interpretar a informação que recebe de forma adequada, e como tal terá dificuldade em planear e executar correctamente a tarefa. Como tal, isso implicará alterações no nível da ordem e intensidade de ativação muscular, de forma a permitir que o movimento ocorra de forma estável. Porém não se consegue definir quais os músculos que passam a ativar com maior ou menor intensidade, e daí, a incongruência de alguns resultados.

Cools et al. (2004) defendem que a co-ativação e controlo muscular constituem um desafio para o fisioterapeuta, pois este deverá facilitar o músculo estabilizador que se encontra mais fraco como também inibir o músculo global que se encontra hiperativo. Os mesmos autores defendem ainda que o défice de atividade no TI e GD, combinada com o excesso de atividade do TS, tem elevada importância nos rácios de atividade entre TS/TI e TS/GD.

Concluindo, a alteração no controlo da posição estática e dinâmica da omoplata pode conduzir a dor e/ou patologia associada e, conseqüentemente a um défice de funcionalidade, logo é importante realçar a melhoria da cinemática na intervenção de utentes com DCAO, de forma a potenciar o controlo da omoplata para uma função normal do CAO e do MS.

2.4. Intervenção da fisioterapia em utentes com disfunção do CAO

Muitas têm sido as propostas de intervenção para as disfunções do CAO, centradas na influência na instabilidade dinâmica e disfunção do movimento através da realização de exercícios de aprendizagem e controlo motor (Tsao & Hodges, 2008), sendo que o objetivo passa por desenvolver estratégias que alterem um mecanismo de *feedback* para um mecanismo de *feedforward*.

Num estudo realizado em 2008, por Santos & Matias, é constatado que uma intervenção baseada nestes princípios (Comerford e Mottram, 2001), é efetiva na redução da dor e no aumento da funcionalidade e estabilidade ao nível da articulação ET. Ou seja, consegue-se que o par de forças TI/GD, que está a responder por um mecanismo de *feedback* passe a responder por um mecanismo de *feedforward*, bem como se consegue uma intensidade de ativação adequada durante toda a amplitude de movimento. Kibler et al., (2013) concluiu que é necessário um esforço específico para que o TI seja obrigado a reagir, enquanto que o TS, o pequeno peitoral e o GD encontram-se facilmente hiperativos e em espasmo, havendo uma associação com a inibição do TI, sendo aconselhado que o tratamento aborde esta disfunção.

Paralelamente à realização destes exercícios, outros autores têm sugerido a aplicação do *tape*, de forma isolada ou em complemento das estratégias referidas anteriormente, para redução da intensidade da dor, melhoria da função, promoção da estabilidade articular, melhoria do controlo do movimento e na inibição e/ou facilitação da atividade muscular (Jardim, 2007; Tate, McClure, Kareha e Irwin, 2008; McConnell, Donnelly, Hamner, Dunne e Besier, 2012; Kibler et al., 2013).

Os pressupostos que sustentam a utilização do *tape*, baseiam-se na sua influência mecânica e/ou sensorial ao nível das unidades musculares. Por um lado, Kneeshaw (2002) e Morisey (2000) defendem um modelo em que a orientação longitudinal do *tape* relativamente às fibras do músculo, leva a um aumento do número de *crosslinks* disponíveis entre a actina e a miosina. Sendo que, caso o músculo esteja hipotivo, o *tape* pode alterar a curva comprimento-tensão, colocando-o numa posição de encurtamento e logo facilita o seu recrutamento. No entanto, se o *tape* for aplicado transversalmente à orientação das fibras musculares, leva à sua desorganização, dificultando o estabelecimento de *crosslinks* de actina-miosina e consequentemente a sua ativação. Já ao nível da propriocepção, Myers & Lephart (2000), explicam que a diminuição da proprioceptividade após a lesão diminui o controlo neuromuscular da articulação e logo altera a estabilidade dada pelo par de forças dos músculos

TI e GD. Ao se aplicar o *tape*, há um aumento da informação cutânea na região, e assim que é realizado um movimento incorrectamente, a informação sensorial fornecida permite uma correção automática (*biofeedback*) (Morrisey, 2000).

Ao longo dos últimos anos estes pressupostos tem sido alvo de interesse pela comunidade científica de forma a sustentar os seus efeitos.

2.4.1. Análise e evidência atual da aplicação do *tape*

Considerando o tipo de intervenção mais efetiva para as disfunções do CAO, alguns autores estudaram o efeito e os resultados da aplicação do *tape*, de forma a poder ser incluído como uma estratégia efetiva na intervenção destes utentes.

Lin e colaboradores, em 2011, reportaram com a aplicação de *kinesio tape* um aumento da atividade do GD e uma inibição da atividade do TS, justificada pelo melhoramento do controlo neuromuscular e da proprioceptividade e conseqüentemente dos mecanismos de *biofeedback*. Cools et al., (2002), embora não tenham encontrado alterações ao nível da atividade EMG no recrutamento dos músculos da articulação ET em indivíduos assintomáticos, com a aplicação de *tape*, afirmam que o efeito de tração deste na pele, provoca um estímulo proprioceptivo que é transmitido ao SNC.

A influência da aplicação do *tape* ao nível do joelho, relativamente à facilitação do recrutamento muscular está bem suportada.

Christou (2004) provou a existência de evidência que o *tape* aplicado ao nível do joelho provoca um aumento da atividade do vasto interno oblíquo e uma diminuição da atividade do vasto externo, incluindo o *tape* placebo, em sujeitos com síndrome doloroso da patelo-femural, não sendo, no entanto, encontradas diferenças entre os resultados obtidos entre o grupo de intervenção e o placebo. Da mesma forma, MacGregor, Gerlach, Mellor e Hodges (2005), perceberam que o *tape* aplicado ao nível do vasto interno oblíquo do joelho, causa um alongamento da pele, que ao conduzir a um aumento da informação proprioceptiva, leva a um aumento do sinal EMG do vasto interno oblíquo em sujeitos com síndrome doloroso patelo-femural.

Ao nível da cintura escapular foram feitos alguns estudos de forma a compreender a influência da aplicação do *tape* ao nível da atividade EMG dos músculos e da cinemática do CAO.

Num estudo realizado em 2009, por Smith, Sparkes, Busse e Enright, em sujeitos com SCSA, detectou-se alterações na atividade muscular da coifa dos rotadores. Para além disso, a aplicação de *tape* contribuiu para uma redução da atividade muscular do TS, embora não se tenha detetado alterações na atividade muscular do TI.

Selkowitz, Chaney, Stuckey e Vlad (2007), num estudo efectuado em sujeitos com SCSA, aos quais foi aplicado *tape* para inibição do TS e facilitação do TI, encontraram uma diminuição do sinal EMG do TS durante atividades funcionais e durante o movimento de abdução do ombro no plano da omoplata, e um aumento do sinal de EMG do TI apenas nas atividades funcionais. Estes autores sugerem que os resultados ao nível do TS estão diretamente relacionados com a aplicação do *tape*, enquanto os efeitos sobre os restantes músculos sugerem que sejam causados indiretamente pela inibição da atividade do TS.

Também Alexander et al., em 2003, num estudo realizado em indivíduos assintomáticos cujo objetivo era avaliar o efeito do *tape* no TI através da medição do reflexo H, encontraram uma diminuição da ação do TI. No entanto, não se verificou alterações ao nível do TS, levando a que este mantenha a sua hiperatividade.

Em dois estudos mais antigos (Ackermann, Adams & Marshall, 2002; Cools et al., 2002), nos quais se pretendia avaliar o efeito da aplicação do *tape* ao nível da atividade EMG, não foram encontradas diferenças significativas na atividade muscular, sendo que no último foi reportado desconforto com a utilização do *tape*, por parte dos sujeitos.

Relativamente á influência da aplicação de *tape* na cinemática articular, Bennell, Duncan & Cowan, em 2006, reportaram que a aplicação de *tape* influencia a cinemática articular do joelho e dada a estabilidade relativamente limitada da articulação glenoumeral, é possível que o *tape* tenha um impacto semelhante na cinemática do ombro. No entanto a literatura relativa ao estudo da cinemática do ombro sob influência da aplicação de *tape* é escassa.

Num estudo realizado em 2012, por Mcconnell et al., cujo objetivo era investigar a diferença entre a amplitude passiva e ativa da rotação externa e interna do ombro em dois grupos de atletas, com e sem lesão, de desportos de lançamento e os respectivos efeitos da aplicação de *tape*, percebeu-se que esta proporciona uma maior protecção à lesão pela diminuição da

amplitude ativa de rotação externa e interna e pela melhoria do controlo motor da cintura escapular. Já os mesmos autores, em 2011, num estudo cujo objetivo foi investigar a ação da aplicação do *tape* na amplitude de rotação externa e interna do ombro, em atletas de lançamento com e sem lesão prévia, concluíram que no caso dos atletas sem lesão prévia, aumenta a amplitude total de rotação e no caso dos atletas com lesão prévia diminui.

Também em 2009, McConnell & McIntosh, referem que a aplicação de *tape* em jogadores juniores de ténis de elite sem história anterior de dor no ombro, resultava num aumento da amplitude de rotação externa e interna.

Nos três estudos, os autores justificam que o *tape* poderá controlar a translação da cabeça do úmero mudando o eixo de rotação e consequentemente a posição inicial da articulação. Para além disso aumenta o *input* dos músculos estabilizadores e ao alterar os padrões de recrutamento minimiza a fadiga muscular e controla o risco de nova lesão (McConnell & McIntosh, 2009; McConnell et al., 2011, 2012).

Apesar da literatura consultada apresentar alguns resultados, a efectividade da aplicação do *tape* é fortemente discutida, com alguns autores garantindo a existência de alterações significativas e outros não encontrando resultados clinicamente relevantes. Um dos motivos para esta variabilidade de resultados pode estar relacionada com as diferentes formas de aplicação do *tape*, o tipo de *tape* utilizado e as diversas metodologias dos estudos (McConnell et al., 2012).

Nos vários estudos consultados a utilização do *tape* é considerada uma boa estratégia a utilizar na intervenção, na medida em que se poderá corrigir a atividade muscular do CAO (Cools et al., 2002). Porém, os diversos autores, nos seus variados estudos, referem a importância de mais investigação que demonstre resultados clinicamente significativos.

2.5. Cinemática

O termo cinemática tem sido definido no contexto de movimento em duas dimensões (2D) no espaço. Mas essa definição pode ser estendida para a cinemática em três dimensões (3D), que não é mais que a descrição do movimento no espaço 3D sem ter em conta as forças que o causam. Muitos dos conceitos aplicados à cinemática 2D são comuns à cinemática 3D (Hamill & Selbie, 2004).

Quando se procede a uma análise cinemática tridimensional, é necessário definir dois sistemas de coordenadas: o sistema de coordenadas global e o sistema de coordenadas local.

O sistema de coordenadas global refere o sistema de coordenadas fixo, a partir do qual todas as outras coordenadas derivam. O sistema de coordenadas local encontra-se fixo num corpo/segmento, sendo por isso móvel e a sua origem encontra-se localizada no centro de massa do respectivo corpo/segmento. A forma como o sistema de coordenadas local é definido, depende, no entanto, de como os pontos são definidos no corpo/segmento em questão (Hamill & Selbie, 2004).

É a orientação do sistema de coordenadas local relativamente ao sistema de coordenadas global que define a orientação do corpo/segmento no espaço, e esta relação entre os dois sistemas varia sempre que o corpo/segmento se movimenta no espaço tridimensional.

A maioria das suposições usadas para a análise 2D são aplicadas na análise cinemática tridimensional, sendo que a mais importante é que o corpo é formado por segmentos rígidos, isto é, não tem alterações no seu comprimento, o que na realidade não se pode considerar como certo relativamente a estruturas esqueléticas, porém é uma forma de se evitar erros matemáticos em situações que não tem soluções reais. Para além disso, quando nos referimos a cinemática de um segmento ou corpo nos estamos a referir ao estudo de ações de estruturas esqueléticas. Para tal devem ser considerados três pontos não colineares, isto é, em retas diferentes, em cada segmento para se definir um corpo no espaço tridimensional (Hamill & Selbie, 2004).

De uma forma geral consideram-se quatro formas para se definir o corpo no espaço: (1) marcadores inseridos diretamente na superfície óssea, (2) marcadores ao nível da pele em eminências anatómicas específicas, (3) matrizes rígidas ligadas ao segmento/corpo, e (4) uma combinação de matrizes rígidas e marcadores ao nível da pele em eminências anatómicas específicas.

Os marcadores ou as matrizes inseridas diretamente na superfície óssea fornecem resultados mais precisos do que os outros sistemas de marcadores, como os colocados diretamente sobre a pele. Isto porque os marcadores podem mover-se independentemente uns dos outros sob a pele e provocarem erros de cálculo (Fuller, Liu, Murphy & Mann, 1997; Reinschmidt, Bogert, Murphy, Lundberg e Nigg, 1997). Mas embora sejam uma abordagem válida da representação da cinemática 3D, é considerado um método inapropriado para avaliações do dia-a-dia, não só

porque o sujeito podem experienciar dor durante o procedimento em movimentos que seriam indolores, há risco de infecções e também porque os marcadores se podem soltar inviabilizando os resultados (Fuller et al., 1997).

O método mais utilizado na recolha de dados cinemáticos é a utilização de marcadores ao nível da pele, pois são mais seguros e fáceis de utilizar em comparação com os marcadores ósseos (Fuller et al., 1997; Ludewig, Cook e Shields, 2002). No entanto, até à data existem poucos estudos sob a validade desta opção. Fuller et al. (1997), num estudo comparativo de marcadores cutâneos e marcadores ósseos reportou diferenças superiores a 20mm relativamente ao osso subjacente assim como Reinschmidt et al. (1997) obteve diferenças perto dos 40mm, no entanto refere haver boa concordância entre os marcadores cutâneos e os marcadores ósseos durante a extensão e flexão do joelho, embora nos movimentos de abdução/adução e rotação interna/externa já não se verifique o mesmo. Outra opção é colocar os marcadores não colineares numa estrutura rígida, sendo esta fixa ao segmento em estudo (Manal, McClay, Stanhope, Richards & Galinat, 2000), e como estão fixas numa estrutura rígida, movem-se dependentemente uma da outra, minimizando os erros de cálculo. Num estudo mais recente de Ludewig et al. (2002), em que se procurou comparar a utilização de marcadores cutâneos e ósseos, na cinemática do úmero, suporta que em alguns movimentos a velocidade reduzida podem ser calculados, com um erro mínimo, através do sensor cutâneo umeral.

Concluindo, os investigadores deverão decidir a configuração dos marcadores mediante as próprias limitações do estudo. Os estudos preferenciam os marcadores ósseos, no entanto, nem sempre é uma opção válida considerando a dor e os riscos associados, já referidos, assim como o próprio procedimento pode pôr em causa os movimentos que inicialmente foram propostos analisar (Hamill & Selbie, 2004).

Nos últimos anos, a International Society of Biomechanics (ISB) tem trabalhado para criar um conjunto de recomendações para a definição dos sistemas de coordenadas de várias articulações baseadas no sistema desenvolvido por Grood and Suntey's (1983). Um dos principais objetivos é encorajar os investigadores a utilizarem as mesmas marcas, os mesmos sistemas de coordenadas e a mesma sequência de rotação (Wu et al., 2005).

Existem vários métodos para determinar a orientação de um sistema de coordenadas relativamente a outro, o método dos ângulos de Cardan e Euler, o sistema de coordenadas

articular (Grood and Suntay's) e os eixos helicoidais. Os ângulos de Euler constituem o método mais vulgarmente usado (Hamill & Selbie, 2004).

A orientação de um sistema de coordenadas no espaço pode ser determinado usando um conjunto de três rotações, que ocorrem numa determinada ordem. No total, existem 12 sequências diferentes e seguem habitualmente a mesma ordem. A primeira rotação ocorre num eixo de coordenadas (x, y ou z), a segunda num eixo flutuante (que muda consoante a orientação do primeiro e terceiro eixo) e a terceira rotação ocorre num eixo fixo no sistema de coordenadas em causa (x, y ou z). Seis destas 12 sequências têm o último eixo igual ao primeiro eixo de rotação. Estas seis sequências são as rotações de Euler e os ângulos que as definem os ângulos de Euler. As seis sequências cujo último eixo de rotação não é idêntico ao primeiro, denominam-se Sequências de Cardan (Hamill & Selbie, 2004; Wu et al., 2005).

A maior vantagem da utilização dos ângulos de Cardan e Euler é que são amplamente usados em biomecânica e fornecem uma boa representação anatómica do movimento articular, no entanto a dependência da sequência dos ângulos é considerada uma desvantagem. Para além disso existe também a questão do *gimbal lock*, mais problemático relativamente ao membro superior que ao membro inferior (Hamill & Selbie, 2004).

As vantagens do sistema de coordenadas do Grood and Suntay's são: (1) conceptual, sendo fácil a comunicação das rotações entre clínicos e (2) a inclusão de cálculos relativamente às translações articulares mais relevantes. Existe, no entanto a questão de que os sistemas de coordenadas são independentes de uma sequência, enquanto os ângulos de Euler ou de Cardan são dependentes, mas o que se deve ter em conta é que a convenção de Grood and Suntay's, sem a questão da translação, é apenas uma representação mais simples de uma sequência de Cardan em particular (Li et al., 1993, Baker, 2003). A sequência de Grood and Suntay's é independente pois é definida pelo próprio mecanismo articular (Wu et al., 2005).

Para que se possam interpretar correctamente, é sugerido que os sistemas de coordenadas proximal e distal do segmento estejam alinhados tendo em consideração a introdução dos pontos anatómicos desse mesmo sistema de coordenadas. As rotações dos sistemas de coordenadas distal deve ser descrito em relação ao sistema de coordenadas proximal (Wu et al., 2005).

Um dos passos essenciais na análise cinemática é a digitalização do sujeito, pois é este que permite que a representação do mesmo no *software* a usar na análise do movimento tenha as

proporções adequadas e que os sistemas de coordenadas estejam correctamente definidos. Neste sentido devem ser seguidas as recomendações da International Society of Biomechanics (ISB), ficando desta forma assegurada a concordância dos sistemas de coordenadas com o pretendido (Wu et al., 2005).

Em deslocamentos articulares, deve ser considerado um ponto comum entre o sistema de coordenadas proximal e distal, preferencialmente o centro de rotação inicial (ou um ponto no eixo fixo no caso de uma articulação em forma de tróclea) (Wu et al., 2005).

Podem ser consideradas três fontes de erro originadas pelo interface entre o sistema utilizado e o segmento em estudo, aquando da utilização de técnicas não invasivas: (1) erros do próprio instrumento de recolha (Cereatti, Della Croce & Cappozzo, 2006), (2) falha na identificação das estruturas anatómicas (Della Croce, Leardini, Chiari e Cappozzo, 2004; Cereatti et al., 2006) e (3) artefactos dos tecidos moles (Leardini, Chiari, Della Croce & Cappozzo, 2005; Cereatti et al., 2006). A inércia, deformações na pele e o deslize, sobretudo em zonas adjacentes a articulações (Cappozzo, Catani, Leardini, Benedetti e Della Croce, 1996), e a deformação causada pela contração muscular, contribui para a existência de artefactos dos tecidos moles (Leardini et al., 2005).

Concluindo é importante ter em conta a minimização dos erros inerentes ao processo de digitalização, como falhas na identificação das estruturas anatómicas e a alteração da ordem, pois pode levar a que os eixos de movimentos fiquem incorrectamente definidos e consequentemente à definição errada do sentido positivo do sistema de coordenadas. Os erros que surjam durante o processo de digitalização podem comprometer os resultados pois ao influenciarem directamente os sistemas de coordenadas, irão criar incongruências nas sequências de Euler, através das quais é feita a análise do movimento, e desta forma a leitura entre os dois segmentos será incorrecta.

2.5.1. A cinemática no estudo do ombro

A *standardização* da cinemática articular é um factor importante para a valorização do estudo da biomecânica, e desta forma o Internacional Shoulder Group (ISG) suporta as recomendações da ISB (Wu et al., 2005).

O início da criação do protocolo padrão foi iniciada em 1996 por Van der Helm (Wu et al., 2005).

O protocolo de standartização está apenas descrito para o lado direito, sendo que sempre que sejam considerados ombros esquerdos, é recomendável espelhar a posição inicial relativamente ao plano sagital ($z = -z$), para que todas as definições aplicadas aos ombros direitos possam ser utilizadas (Wu et al., 2005).

As rotações são descritas utilizando os ângulos de Euler e seguem as orientações já referidas anteriormente. Para a articulação GH a sequência de rotação padronizada é YXY (Senk & Chéze, 2006).

Para a digitalização dos sujeitos nos estudos cinemáticos do CAO, o ISB propõe as seguintes marcas anatómicas:

- No tórax: Apófise espinhosa de C7 e T8, fúrcula e apêndice xifóide;
- Na omoplata: raiz da espinha, ângulo inferior e ângulo acromial;
- No úmero: centro de rotação GH, epicôndilo e epitróclea.

O centro de rotação da GH não é considerado uma marca anatómica no seu sentido restrito, porém é necessário defini-la para que se possa definir o eixo longitudinal do úmero. Existem dois métodos para efectuar esse cálculo, o método de Meskers (análise de regressão, através de leituras do úmero e da omoplata para localizar o centro da articulação do ombro) ou o método de rotação (através de rotações do úmero relativamente à omoplata). Este último é preterido em relação ao anterior por ser mais preciso e válido para sujeitos com degeneração articular da GH ou prótese (Wu et al., 2005).

A ordem de digitalização apresentada está relacionada com a definição dos vários eixos de movimento (x , y e z) e na definição do sentido positivo desses mesmos eixos. Para o sistema de coordenadas do tórax (X_t , Y_t , Z_t) considera-se a origem na fúrcula, o Y_t é considerado através do ponto médio da recta que liga o apêndice xifóide a T8 e o ponto médio da fúrcula a C7, com direcção superior; Z_t é a recta perpendicular ao plano formado pela fúrcula, C7 e o ponto médio entre o apêndice xifóide e T8, com direcção para a direita e X_t é a recta perpendicular ao eixo Z_t e Y_t , com direcção anterior. Para o sistema de coordenadas da omoplata (X_o , Y_o , Z_o), considera-se a origem no angulo acromial, o Z_o é formado pela recta que passa na raiz da espinha e pelo angulo acromial, na direcção deste ultimo, o X_o é

considerado pela recta perpendicular ao plano formado pelo angulo inferior, pelo angulo acromial e pela raiz da espinha, com direcção anterior e Y_o que considera a recta perpendicular a X_o e Z_o , com direcção superior. Para o sistema de coordenadas do úmero (X_u , Y_u , Z_u), considera-se a origem no centro da GH, o Y_u é formado pela recta que liga a GH ao ponto médio entre o epicôndilo e a epitróclea, com direcção da GH, o X_u é a recta perpendicular ao plano formado pelo epicôndilo, epitróclea e GH, com direcção anterior e o Z_u considera a recta perpendicular a X_u e Y_u , com direcção para a direita (Wu et al., 2005).

No ombro é importante referir dois tipos de rotações. Uma é a rotação articular, isto é, a rotação do segmento em relação ao segmento proximal, como a clavícula relativamente ao tórax, a omoplata relativamente à clavícula e o úmero relativamente à omoplata. A outra é a rotação do segmento, isto é, a rotação da clavícula, da omoplata ou do úmero relativamente ao tórax. A definição de deslocamentos articulares é apenas considerada aos segmentos proximais (Wu et al., 2005).

São possíveis de considerar diversas sequências de rotação (X-Y-Z na sequência de Cardan ou Y-Z-Y nos ângulos de Euler), porém são consideradas as sequências de rotação cujos ângulos sejam o mais idênticos possível com as definições clínicas da articulação e com o próprio movimento do segmento. Por exemplo, o movimento de flexão e abdução são claramente definidos na cinemática bidimensional, no entanto o movimento de flexão seguido de abdução tem uma posição final diferente se se iniciar o movimento pela abdução seguida da flexão (Wu et al., 2005).

Para o estudo da cinemática da omoplata e do úmero (GH), são considerados os seguintes sistemas de coordenadas articulares, do úmero relativamente à omoplata (sequência Y-X-Y) e da omoplata relativamente ao tórax (sequência Y-X-Z). A GH é uma das articulações que se baseia na sequência de Euler, pois existem dois movimentos que se iniciam do mesmo ponto de partida, e como tal a sequência de Grood and Suntay's não pode ser utilizada (Wu et al., 2005).

Para a GH são considerados três movimentos de acordo com a sequência Y-X-Z, o primeiro, plano de elevação (q_1), considera o eixo fixo à omoplata e coincidente com o eixo Y do sistema de coordenadas da omoplata; o segundo, elevação (q_3), considera o eixo fixo ao úmero e coincidente com o eixo X do sistema de coordenadas do úmero e processa-se negativamente e o terceiro, rotação axial (q_2), é feito segundo o eixo Y da GH, sendo que a rotação interna se processa positivamente e a rotação externa, negativamente (Wu et al., 2005).

Para a omoplata, e o movimento desta relativamente ao tórax, são considerados três movimentos de acordo com a sequência Y-X-Z. O primeiro, retração/protração (q_1), é feito por um eixo fixo ao tórax e coincidente com o eixo Y do sistema de coordenadas do tórax, sendo a retração no sentido negativo e a protração no sentido positivo; o segundo, báscula anterior/posterior (q_3), é feito através de um eixo fixo à omoplata e coincidente com o eixo Z do sistema de coordenadas da omoplata, e considera a báscula anterior no sentido negativo e a báscula posterior no sentido positivo e o terceiro (q_2), rotação interna e externa, num eixo perpendicular a q_1 e q_3 , sendo a rotação interna positiva e a rotação externa negativa (Wu et al., 2005).

2.6. Electromiografia

Atualmente existem três aplicações para a electromiografia (EMG), (1) determinar o tempo de ativação do músculo, ou seja quando é que se inicia a fase excitatória e quando é que termina, (2) estimar a quantidade de força produzida pelo músculo e (3) compreender a fadiga muscular através da análise de frequência do sinal emitido (DeLuca, 2002). A partir destas aplicações o EMG tem sido utilizado no sentido de avaliar a função muscular durante ou o resultado de um exercício ou aplicação terapêutica, providência um *biofeedback* aos pacientes, avalia os tempos de ativação e o tempo de contração muscular ou as ligações das unidades motoras, avalia a marcha e determina períodos de fadiga muscular (Soderberg & Knutson, 2000).

A partir do momento em que o sinal de EMG é gerado, até ser analisado, é influenciado, durante o seu trajecto, por vários fatores, que podem influenciar as recolhas: (1) causativos intrínsecos e extrínsecos, (2) intermédios e (3) determinantes (DeLuca, 1997).

Os fatores causativos intrínsecos referem-se a características fisiológicas, anatómicas e biomecânicas do músculo e incluem o número de unidades motoras ativas em qualquer tempo de contração que contribuem para a amplitude do sinal detectado, o tipo de fibras musculares que podem influenciar o pH do fluido intersticial, o fluxo sanguíneo muscular que pode determinar variações na remoção dos metabolitos, o diâmetro das fibras que influênciam a amplitude e a velocidade da condução dos potenciais de ação que formam o sinal, a profundidade e a localização das fibras musculares ativas e a quantidade de tecido entre a superfície do músculo e do eléctrodo que afecta a filtragem do sinal (De Luca, 1997).

Os fatores extrínsecos estão associados à estrutura do eléctrodo e à sua colocação, sendo controláveis, ao contrário dos intrínsecos. A colocação e a orientação dos eléctrodos devem ser feitas mediante as indicações estabelecidas (DeLuca, 1997; Konrad, 2005), assim como os cuidados de limpeza da pele e a normalização do sinal, para que a sua influência seja minimizada (DeLuca, 1997).

Os fatores intermédios representam fenómenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais fatores causais e influenciam os fatores determinantes. Os fatores intermédios incluem os aspectos da banda de passagem do eléctrodo que são inerentes às suas características, o volume de deteção do eléctrodo que determina o número e o peso da unidade motora do potencial de ação que compõe o sinal, a sobreposição dos potenciais de ação no sinal eletromiográfico detectado que influencia as características de amplitude e frequência do sinal, o *crosstalk* dos músculos vizinhos, que contamina o sinal e pode levar a falsas interpretações da informação do mesmo, a velocidade de condução dos potenciais de ação que se propagam ao longo das membranas das fibras musculares (a velocidade afecta as características da amplitude e frequência do sinal) e a filtragem espacial (DeLuca, 1997).

Os fatores determinantes são o que tem um efeito na informação registada e incluem o número de unidades motoras ativas, a contração espasmódica das unidades motoras, a interação mecânica entre as fibras musculares, o disparo das unidades motoras, o número de unidades motoras detectadas, a amplitude, duração e forma dos potenciais de ação das unidades motoras e o recrutamento das unidades motoras (DeLuca, 1997).

Para a deteção do sinal de EMG são utilizados dois eléctrodos que detectam dois sinais diferentes, que se subtraem um ao outro e são posteriormente amplificados. A área a avaliar não necessita de ser grande, bastando apenas avaliar um pequeno número de unidades motoras de forma a se retirar uma informação representativa de todo o músculo, mas também não deve ser demasiado pequena de forma a se evitar que os eléctrodos se toquem, provocando o *shunt* do circuito, que afecta a qualidade do sinal recolhido, aumentando o ruído (DeLuca, 1997). A distância entre os eléctrodos, a sua área e forma podem influenciar a qualidade do sinal obtido. O comprimento estabelecido entre eles afecta a largura da banda e a distribuição de frequências no espectro. É sugerido que os eléctrodos sejam colocados com uma distância de 1 cm entre si, no ventre muscular entre a junção miotendinosa e a zona de enervação mais próxima, para se evitar o *crosstalk*, paralelamente às fibras musculares (Soderberg & Knutson, 2000, DeLuca, 1997; 2002).

O sinal de EMG tem uma frequência entre os 20 e os 450Hz, sendo que os valores fora deste intervalo são considerados ruído. Antes de se iniciar o registo do sinal de EMG, deve ser registado um período somente de ruído, de forma a se estimar este parâmetro (DeLuca, 1997; 2002).

A normalização da amplitude da amplitude do sinal é outro procedimento a ter em conta e que permite neutralizar os fatores apresentados anteriormente (DeLuca, 1997). Konrad (2005) refere que para ultrapassar alguns desses mesmos fatores, a normalização é um procedimento extremamente importante, pois visa a criar um valor de calibração único, em milivolts, com uma relevância fisiológica, que permite compreender a percentagem máxima de capacidade de enervação do músculo. Soderberg & Knutson (2000), referem que a melhor forma de avaliação é através de contrações isométricas, sendo que por vezes o sujeito pode atingir menos de 20 a 40% da capacidade máxima de contração. Konrad (2005) refere que para a avaliação da contração voluntária máxima (CVM), pede-se ao utente para aumentar gradualmente a sua força até ao máximo, resistir por três segundos e, posteriormente relaxar. Devem ser realizadas três repetições consecutivas com 2 minutos de descanso entre cada uma, de forma a minimizar a existência de fadiga muscular (DeLuca, 1997; Soderberg & Knutson, 2000). Num estudo realizado por Ekstrom, Soderberg e Donatelli (2005), cujo objetivo foi avaliar que testes registavam a maior atividade eléctrica para avaliar a CVM do Trapézio e do Grande Dentado, verificou-se que para o TS o teste mais eficaz era aquele em que o MS se encontrava abduzido a 90°, com resistência aplicada simultaneamente na cabeça, estando esta em flexão lateral para o mesmo lado, rotação contralateral e extensão. No entanto, McLean, Chislett, Keith, Murphy e Walton (2003), noutro estudo, verificaram que a posição da cabeça não tinha qualquer influência na obtenção da maior atividade para o TS. Para o TI, Ekstrom et al. (2005), verificaram que a melhor posição de teste é a que o sujeito se encontra com o MS abduzido na direcção das fibras musculares, sendo aplicada resistência ao movimento de abdução horizontal.

Tendo em conta as informações referidas anteriormente, compreende-se a importância de preparar a pele, que inclui a remoção dos pelos, a passagem de uma lixa e a limpeza com algodão embebido em álcool, e a importância de colocar os eléctrodos com uma configuração diferencial, após a evaporação do álcool (DeLuca, 1997). De seguida, deverá proceder-se à normalização do sinal de EMG através da CVM. Na recolha do sinal, este é amplificado e condicionado pela superfície de detecção e enviado para o electromiógrafo (Matias & Gamboa, 2005). Posteriormente, o sinal é processado pela filtragem inicial, no qual é retirado

algum ruído existente de alta frequência e alguns artefactos de baixa frequência, seguido de um processo de retificação onde o sinal passa a assumir apenas valores positivos, e finalmente, o sinal passa por um filtro de suavização (Matias & Gamboa, 2005).

3. Metodologia

3.1. Tipo de estudo

Considera-se uma abordagem metodológica observacional descritiva – pois pretende-se estudar os efeitos de uma intervenção (aplicação de *tape*), sem intervir na sua ação ou efeito. Este tipo de estudo permite que os investigadores observem o que acontece com os sujeitos em condições de exposição/não exposição (aplicação e não aplicação de *tape*), observando e descrevendo um efeito e não testando uma hipótese (Bonita, Beaglehole e Kjellstrom, 2010; Gordis, Freedman e Green, 2011).

3.2. Objetivos:

Avaliar os efeitos do *Tape* McConnell na atividade muscular e cinemática tridimensional do CAO, em sujeitos saudáveis, durante a realização de duas atividades funcionais de elevação do membro superior.

3.2.1. Variáveis Dependentes

- Intensidade e tempos de ativação muscular (*onset*) dos músculos TS e TI
- Cinemática 3D do CAO: ET e GH

3.2.2. Variáveis Dependentes

- Aplicação do *tape* McConnell para inibição do TS e facilitação do TI

3.3. População Alvo e População Acessível

A população-alvo tem origem na população de estudantes da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal. Esta opção prendeu-se com a facilidade em selecionar sujeitos para participar no estudo.

A população acessível foi constituída por 22 estudantes da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal.

3.4. Critérios de Selecção da Amostra

Os critérios de inclusão foram: sem história clínica atual ou anterior de sintomatologia no CAO, pois a presença de dor ou qualquer outro sintoma pode conduzir a alterações no padrão de movimento e de recrutamento muscular. Os sujeitos deveriam ser capazes de completar um arco de movimento de 180° (Matias et al, 2006). Para além disso deveriam apresentar sinais negativos para o teste de Hawkins (79% de sensibilidade e 59% de especificidade) e de Neer (79% de sensibilidade e 53% de especificidade) para o SCSA (Hegedus et al., 2008) e sinais negativos para a IGU, no Apprehension test (92% de sensibilidade e 89% de especificidade) (Paxinos et al, 2001), no Relocation test (68% de sensibilidade e 100% de especificidade) e no Anterior Release test (92% de sensibilidade e 89% de especificidade) (Tennent, Beach e Meyers, 2003). Estes testes foram selecionados após uma revisão da literatura, e selecionados por apresentarem melhor especificidade e sensibilidade.

Considerando o modelo de estabilidade dinâmica de Comerford e Mottram (2001), no qual se afirma que após a resolução de sintomatologia podem continuar a existir alterações do padrão de recrutamento do sistema estabilizador, os critérios de exclusão definidos foram: cirurgia ou fractura anterior no CAO e ser praticante de alguma atividade ou modalidade desportiva com gestos ou movimentos repetidos acima da cabeça (Cools et al., 2003). Para além disso foi tido também em conta história anterior de alergia ao *tape* ou de materiais derivados (Macgregor et al., 2005).

3.4.1. Amostragem

Amostra é não probabilística por conveniência (Bonita et al., 2010; Gordis et al., 2011).

Antes de se iniciar os procedimentos inerentes ao estudo em si, este foi inicialmente aprovado pela comissão de ética da ESS-IPS.

Foi feito um contacto inicial de forma a perceber-se se os sujeitos tinham disponibilidade para participar no estudo. Após isso foi realizada, pelo mesmo investigador, uma pequena avaliação objectiva e subjectiva onde se tentou compreender se os sujeitos poderiam ser incluídos no estudo, tendo em conta os critérios já referidos.

Os dados obtidos a partir da entrevista com cada sujeito e dos testes realizados foram registados numa Ficha sobre a Avaliação dos Critério de Inclusão e Exclusão (Apêndice I). Caso os sujeitos reunissem as características para serem incluídos no estudo eram informados acerca dos objetivos do mesmo e convidados a assinar, livremente, o consentimento informado (Apêndice II).

3.5. Amostra

No total foram recolhidos dados de 22 sujeitos, sendo que um deles foi excluído por não cumprir um dos critérios de inclusão (historia clinica anterior ou atual de sintomatologia do CAO). Destes 21 sujeitos, 15 eram do sexo feminino e 6 do sexo masculino. A amostra apresenta um IMC (Índice de massa corporal) médio de 24,26, uma altura média de 1,69 m e um peso médio de 70 Kg. Os sujeitos apresentam uma idade média de 20,95 anos. Nos 21 sujeitos o membro dominante era o direito. Os dados da amostra encontram-se sistematizados na Tabela 1 e na Figura 1.

Tabela 1 – Sistematização dos dados referentes à amostra

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
IMC	21	19,19	34,19	24,26	3,807008762
Peso (Kg)	21	51	97	70	13,48138046
Altura (m)	21	1,52	1,86	1,69	0,09399848
Idade (anos)	21	18	34	20,95238	3,556349118

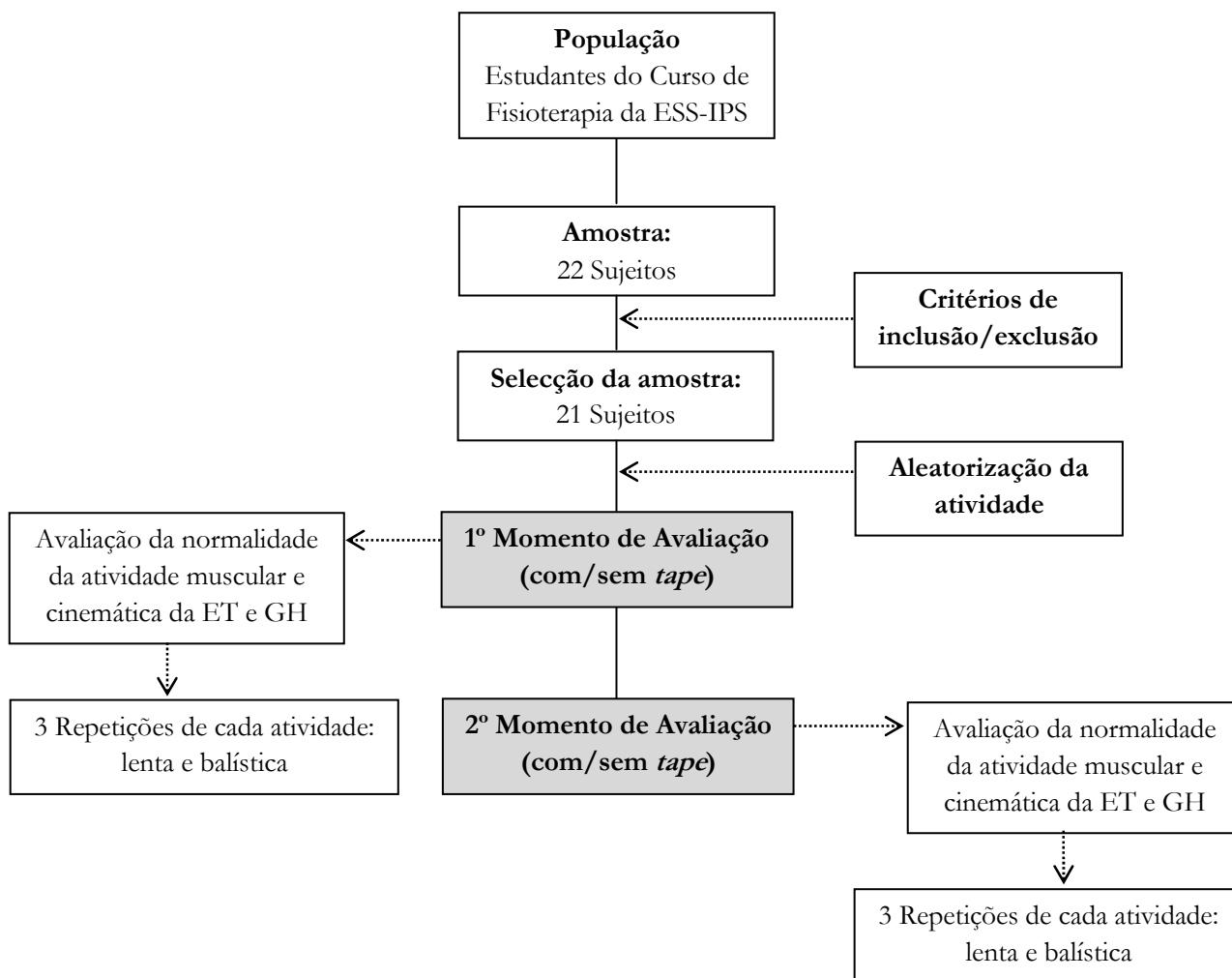


Figura 1: Desenho do Estudo

3.6. Reconstrução do movimento do ombro

3.6.1. Instrumentos de medida

Recorremos a um sistema 3D de captura de movimento, criado para recolher dados cinemáticos, de EMG, de plataformas de força, vídeo, entre outros, de forma sincronizada. Os dados recolhidos estão imediatamente disponíveis e podem ser reproduzidos em gráficos e animações.

O sinal de EMG foi recolhido de forma sincronizada com o sinal cinemático.

A recolha dos dados da electromiografia foi feita através da colocação dos eléctrodos, como se explica adiante. Estes eléctrodos encontravam-se ligados a um transmissor por telemetria (Glooner Biotel 99 FM; RF output 4/3.8 mW RF, carrier 433.92 MHz), o qual após a conversão do sinal (A/D), transmite-o digitalmente a uma resolução de 12 bit. O sinal

eletromiográfico foi, depois, amplificado através de amplificadores lineares do transmissor, cujo ganho é de 83.3. O sinal eletromiográfico foi captado a uma frequência de amostragem de 1000Hz, sendo esta informação armazenada e devidamente identificada em ficheiro de computador para posterior processamento *off-line*.

Este instrumento de medida é o mais adequado para a recolha dos dados pretendidos, visto que uma das funções da electromiografia de superfície, encontra-se a avaliação do tempo de ativação muscular e a sua intensidade de contração (DeLuca, 1997).

Os parâmetros cinemáticos são recolhidos através de um dispositivo de varrimento eletromagnético (Hardware – “Flock of Birds System Ascension Technology; Software – MotionMonitor), constituído por um transmissor electromagnetizado de longo alcance e um conjunto de quatro sensores eletromagnéticos. O sistema permite o registo e orientação (posição 3D) dos sensores eletromagnéticos quando estes estão inseridos num campo eletromagnético gerado pelo transmissor, a informação é posteriormente enviada para um computador que recolhe os dados (Guerreiro & Matias, 2007; Fayad et al., 2006; Ogson & Ludewig, 2007; Ebaugh et al., 2005; Seitz et al., 2012). O sistema foi previamente calibrado no sentido de identificar e corrigir as distorções do campo eletromagnético na zona de registo (cubo de 180 cm), para uma área /x,y,z) de 60/90/120 cm (RMS= 0.004378) seguindo os procedimentos idênticos aos propostos pelo fabricante (www.innsport.com).

3.6.2. Colocação de Eléttodos e Normalização do Sinal Eletromiográfico

Para se efectuar a normalização do sinal eletromiográfico deverão ser realizadas três contrações voluntárias máximas (CVM) resistidas, durante 3 segundos, com um intervalo de 2 minutos de repouso de forma a se minimizar a fadiga muscular, dos músculos considerados.

Para tal a colocação dos eléctrodos foi feita da seguinte forma: os eléctrodos para o TS, são colocados no seu ventre, entre C7 e o acrómio e para o TI os eléctrodos são colocados obliquamente para cima e para fora ao longo da linha entre a espinha da omoplata e o bordo interno da mesma e D7 (Cools et al 2003; Matias et al 2006). É colocado um eléctrodo de referência no acrómio contralateral (Cools et al 2003; Matias et al 2006; Sodeberg & Knutson, 2000; Ludewig et al., 2004).

A tabela 2 sistematiza este procedimento.

Tabela 2 – Sistematização dos procedimentos de colocação de elétrodos e de normalização do sinal

	Músculo/Estrutura	Colocação dos Elétrodos	Normalização do Sinal EMG (CVM)
Elétrodos Ativos	Trapézio Superior	Na distância intermédia entre C7 e a região posterior do acrómio no meio do ventre muscular	Elevação do ombro contra resistência.
	Trapézio Inferior	Obliquamente para cima e para fora ao longo da linha entre a espinha da omoplata e o bordo interno da omoplata e T7	Em pé braço a 135° de abdução e 0° de extensão do cotovelo, realizar adução e depressão da raiz da omoplata.
	Deltóide Anterior	4 cm abaixo da clavícula, paralelamente às fibras musculares.	Elevação do ombro a 90° no plano sagital e 45° de rotação interna.
Eléctrodo Terra	Acrómio	Deve ser colocado em cima do acrómio do lado oposto ao membro em estudo	-----

3.6.3. Colocação dos Sensores Cinemáticos e digitalização dos sujeitos da amostra

Para efectuar o registo cinemático é necessário elaborar-se a digitalização do sujeito. Para tal, foram utilizados três sensores eletromagnéticos para estimar a posição tridimensional do tórax, omoplata e úmero: o sensor do tórax é colocado na apófise espinhosa de T1; o do úmero na face externa do braço, ajustado com uma braçadeira; e o sensor da omoplata na superfície superior do acrómio. Um quarto sensor eletromagnético é montado num ponteiro de acrílico transparente, o *stylus*, o qual depois de calibrado permite o registo da posição tridimensional das várias referências ósseas do tórax, úmero e omoplata, colocando o vértice do mesmo sobre a referência óssea a estudar (Guerreiro & Matias, 2007; Fayad et al., 2006; Ogson & Ludewig, 2007; Ebaugh et al., 2005; Seitz et al., 2012).

Os sujeitos deverão estar de pé, direitos, de olhar em frente, com os pés paralelos, numa base estável e em frente ao transmissor. As eminências devem ser previamente identificadas por palpação e consideraram-se no tórax, a apófise espinhosa de D12, de C7 e de D8; apêndice xifóide e a fúrcula; na omoplata, o angulo acromial, a raiz da espinha e o angulo inferior e no

úmero, o epicôndilo, a epitróclea. Uma vez que não é possível calcular o centro da cabeça do úmero, é usado o método de digitalizar cada ponto através do método centroíde, de rotação, que assenta em rotações do úmero relativamente à omoplata (Fayad et al., 2006; Seitz et al., 2012). Todos os pontos anatómicos seleccionados são recomendados pelo International Society of Biomechanics Shoulder Group (Wu et al., 2005) e são utilizadas em estudos anteriores (Guerreiro & Matias, 2007; Fayad et al., 2006; Ogson & Ludewig, 2007; Ebaugh et al., 2005; Seitz et al., 2012). As referências anatómicas são convertidas e definem o sistema de coordenadas local de cada segmento. O sistema *orthogonal* de coordenadas para cada segmento é: vertical (eixo y), horizontal para a direita (eixo z) e horizontal anterior (eixo x) (Wu et al., 2005; Fayad et al., 2006).

No presente estudo, teve-se em conta a orientação da omoplata e do úmero relativamente ao tórax. Os ângulos de Euler, que representam a sequência das três rotações foram utilizados para descrever a cinemática 3D, e foram obtidos pela decomposição da orientação relativa do segmento distal relativamente ao segmento proximal (Fayad et al., 2006).

3.7. Procedimentos experimentais

De seguida, foram explicados todos os procedimentos de recolha, para que não existam dúvidas entre os sujeitos.

Antes de se iniciar a colocação dos eléctrodos eletromiográfico e dos sensores cinemáticos foi necessário preparar a pele para assegurar uma melhor qualidade do sinal eletromiográfico, diminuindo o ruído do sinal, a impedância da interface eléctrodo-pele e aumentar a aderência dos eléctrodos à pele. Assim como foi pedido aos sujeitos que retirassem a roupa da zona do tronco, bem como todos os objetos que poderiam causar interferência com o sinal eletromiográfico e eletromagnético (por exemplo: telemóvel ou outros acessórios pessoais) (Marto et al., 2007).

Neste sentido, este procedimento incluiu: 1) limpeza do suor ou de qualquer substância gordurosa existente na pele (ex. cremes hidratantes para o corpo); 2) limpeza da pele por abrasão (utilizando uma pequena lixa) removendo da camada cutânea morta e de seguida 3) limpeza com algodão embebido em álcool para reduzir a impedância da pele à passagem do sinal eletromiográfico (DeLuca, 1997; Konrad, 2005).

Após estes cuidados iniciou-se o processo de reconstrução do movimento do ombro e tal como já foi explicado, o sujeito é posicionado em frente ao transmissor.

No que respeita à electromiografia, e de acordo com o considerado na literatura, os eléctrodos deverão ser colocados a uma distância de cerca de 20 milímetros de distância entre si, no meio do ventre muscular e paralelamente à orientação das fibras musculares do músculo a monitorizar (DeLuca, 1997). Para este estudo foram utilizados eléctrodos descartáveis, autoadesivos de cloreto de prata (Biopac® EL502), numa configuração bipolar. Considerou-se sempre o membro dominante. Foram usadas pequenas tiras adesivas de *tape* para melhorar a fixação dos eléctrodos, evitando pequenas oscilações entre estes e a pele, prevenindo que existam pequenos movimentos dos eléctrodos que condicionem a leitura da atividade eléctrica (*crossstalk*) (DeLuca, 1997; Konrad, 2005; Soderberg & Knutson, 2000).

Quanto à cinemática, são colocados de seguida os sensores nos devidos locais e é feita a digitalização do sujeito, segundo as normas do protocolo já referido. Após estes procedimentos inicia-se então a aplicação do *Tape McConnell*.

3.7.1. Aplicação do *Tape McConnell*

Relativamente à aplicação do *tape*, este foi aplicado por um dos investigadores, com aprofundado conhecimento e experiência no método.

Foi utilizado o *tape* para a inibição do TS e facilitação do TI, sugerido por Jenny McConnell. Os objetivos da sua utilização, assentam no pressuposto que quando aplicado no sentido transversal às fibras musculares inibe a atividade do trapézio superior (ação da parte proximal do *tape*) e quando aplicado no sentido da orientação das fibras musculares facilita a atividade do trapézio inferior (ação da parte distal do *tape*) (Kneeshaw, 2002; Morrissey, 2000).

A sua aplicação é realizada com o sujeito na posição de pé, com os membros superiores ao longo do tronco, e na seguinte sequência: aplicação do componente Endurafix®, para protecção da pele e de seguida, com uma das mãos fixa-se uma banda do Enduratape® junto à clavícula e de seguida promove-se a aproximação do ventre muscular do TS. A mão oposta dirige o *tape* (Enduratape®) na diagonal até à coluna dorsal (nível D8-D9) no alinhamento longitudinal das fibras do TI, fazendo a aproximação das suas fibras (McConnell, 2004) (Anexo I).

3.7.2. Descrição das Atividades

Antes de se iniciar as recolhas de dados, a ordem das atividades foi aleatorizada, não só quanto à sua natureza, como relativamente à aplicação do *tape*. Este processo foi controlado e aleatorizado, solicitando a cada sujeito, que escolhesse em momentos distintos, qual o tipo de atividade (balística ou lenta) e se iniciariam a mesma com ou sem *tape*. As possibilidades de escolha encontravam-se em envelopes opacos sem qualquer identificação.

A avaliação da intensidade de ativação do TS e TI, e a cinemática da ET e da GH, foram efectuadas em dois momentos distintos, atividade lenta e balística, com e sem a aplicação do *tape* de McConnell. Para cada um destes momentos, realizaram-se três recolhas de dados para a atividade lenta e para a atividade balística.

O membro superior considerado foi o dominante, estando de acordo com o revisto por Yoshizaki et al (2009), que encontraram diferenças significativas no sinal de EMG do TI, de um membro superior em relação ao outro, durante o movimento de elevação e depressão do mesmo. Assim todos os sujeitos seguiram os mesmos procedimentos de forma a minimizar ao máximo a existência de possíveis erros.

De forma a garantir a privacidade dos sujeitos e evitar a deturpação ou perda dos dados obtidos nas leituras do EMG e da cinemática, uniformizou-se um protocolo de gravação dos ficheiros, que se apresenta em anexo (Anexo II).

3.7.2.1. Atividade de Natureza Lenta de Elevação do Braço - “Elevação do MS até aos 90° de flexão”

Deverá ser assegurado que os sujeitos compreenderam todos os procedimentos para a realização da atividade. Para tal solicita-se que o sujeito repita a atividade várias vezes antes do momento de recolha. Em caso de dúvidas, deverá ser reforçada toda a informação.

Para esta atividade será utilizado um fio suspenso do tecto e fixo ao chão com um marcador regulável, para que o movimento de elevação do braço não exceda, nem seja inferior aos 90° de amplitude. Desta forma assegura-se que todos os sujeitos realizam o movimento com a mesma amplitude, independentemente da sua altura/estatura.

- Descrição:

1) Na posição de pé o sujeito posiciona-se, em relação ao fio, de forma a que quando eleva o MS e toque no marcador, este esteja precisamente a 90° de flexão. Deverá ser confirmado com goniometria. De seguida, e posicionado na distância ao fio que ficou definida, deve colocar os membros superiores ao longo do corpo. 2) Ao comando verbal de um dos investigadores o sujeito eleva o MS, até tocar no marcador colocado no fio e volta à posição inicial. Durante a reprodução do movimento, o investigador deve assegurar que elevação do braço seja realizado no plano sagital, evitando e controlando oscilações do membro para outros planos de movimento. 4) O movimento pedido será realizado 3 vezes, iniciado sempre ao comando do investigador.

3.7.2.2. Atividade de Natureza Balística de Elevação do Braço - “Atirar uma bola contra um alvo”

Para esta atividade o sujeito mantém-se na mesma posição da atividade anterior.

- Descrição:

1) Na posição de pé o sujeito posiciona-se de frente para rede com os membros superiores posicionados ao longo do corpo. Na mão do membro dominante o sujeito segura uma bola de pequeno diâmetro (ex. bola de ténis); 2) ao comando verbal de um dos investigadores, o sujeito atira a bola o mais rápido possível, em direcção ao alvo definido e volta à posição inicial. 3) O movimento pedido será realizado 3 vezes, iniciado sempre ao comando do investigador.

3.8. Fontes de Erro

Durante todo o procedimento experimental há que se ter em conta determinados fatores que podem de alguma forma condicionar os resultados obtidos. Esses fatores são designados de fontes de erro e podem ser minimizados mediante a aplicação de normas referidas pela revisão da literatura.

Existem alguns fatores que podem influenciar a qualidade do sinal de EMG recebido.

Antes de se iniciar a colocação dos elétrodos eletromiográfico e dos sensores cinemáticos é importante preparar a pele para garantir a qualidade do sinal eletromiográfico, diminuindo o ruído do sinal, a impedância da interface elétrodo-pele e aumentando a aderência dos elétrodos à pele (DeLuca, 1997; Konrad, 2005).

Para tal, e devido ao carácter dinâmico das atividades a serem realizadas, deverá ser usado pequenas tiras adesivas de *tape* para melhorar a fixação dos elétrodos, evitando pequenas oscilações entre estes e a pele. Desta forma previne-se que existam pequenos movimentos dos elétrodos que o poderiam deslocar para uma região com fibras ativas de um músculo que não se pretende avaliar e conseqüentemente uma menor influência da leitura da atividade eléctrica desses mesmos músculos adjacentes (*crosstalk*) (DeLuca, 1997; Konrad, 2005; Soderberg & Knutson, 2000).

A distância entre os elétrodos e a sua área de influência pode também afetar a qualidade do sinal obtido, sendo por isso sugerido que os elétrodos sejam colocados com uma distância de 1 cm entre si, no ventre muscular, entre a junção miotendinosa e a zona de enervação mais próxima, para se evitar o *crosstalk*, paralelamente às fibras musculares (DeLuca, 1997; 2002; Soderberg & Knutson, 2000).

Outra fonte de erro a ter em conta é o ruído registado durante a transmissão, sendo que para tal, se efetua a normalização da amplitude do sinal do ÊMG, o que permite neutralizar o mesmo (DeLuca, 1997; 2002).

Relativamente à cinemática podem ser consideradas como fontes de erro, falhas do próprio instrumento de recolha (Cereatti et al., 2006), erros na identificação das estruturas anatómicas (Della Croce et al., 2004; Cereatti et al., 2006) e (3) artefactos dos tecidos moles, sobretudo em zonas adjacentes a articulações ou a deformações causadas pela contração muscular (Leardini et al., 2005; Cereatti et al., 2006). Desta forma e de forma a minimizar os erros inerentes ao processo, já mencionados, teve-se em conta um período de treino para que não se verificassem falhas na identificação das estruturas anatómicas e na alteração da ordem, só assim se garante que os eixos de movimentos fiquem correctamente definidos e que se define correctamente o sentido positivo do sistema de coordenadas

3.9. Considerações éticas

Nos estudos de investigação em que participem indivíduos, são habitualmente levantadas questões morais e éticas (Fortin, 2000). Na busca de aquisição de conhecimento, os direitos fundamentais dos indivíduos podem ser lesados e, como tal, deve ter-se em conta um limite referente ao respeito pelo indivíduo e à protecção do seu direito de viver livre e dignamente (Domholdt, 2000). Existem cinco direitos fundamentais determinados pelos códigos de ética aplicáveis aos seres humanos: o direito à autodeterminação, à intimidade, ao anonimato e à confidencialidade, à protecção contra o desconforto e o prejuízo e o direito a um tratamento justo e leal (Fortin, 2000).

No presente estudo, os sujeitos foram convidados a participar, de forma voluntária, respeitando-se o direito à autodeterminação (Fortin, 2000). Foram apresentados e explicados a cada um dos indivíduos, a natureza do estudo, os objetivos e métodos utilizados, o fim a que se destinam os dados recolhidos e os benefícios potenciais da investigação. Depois de certificada a compreensão de toda a informação transmitida, cada utente foi convidado a participar no estudo e a assinar um consentimento informado, tendo sido instruídos acerca do direito ao abandono do estudo a qualquer momento sem que isso os prejudicasse. Teve-se em conta a intimidade de cada um, assegurando-se o anonimato e salvaguardando-se a identidade dos sujeitos. Na eventualidade dos sujeitos sentirem dor ou desconforto, em qualquer uma das fases do estudo, eram incentivados a interromperem a sua participação.

3.10. Métodos de Análise dos Dados

Os dados obtidos pelo EMG e pela Cinemática necessitaram de processamento para se poder obter os respectivos valores da atividade muscular (intensidade e *onset*) do TS e TI e dos graus de movimento relativamente da ET e da GH.

O processamento dos dados foi feito com o software Matlab versão 2010a, através de rotinas criadas para o efeito.

O sinal do EMG (bruto) foi inicialmente filtrado para uma banda de passagem de 15 a 450 Hz e posteriormente rectificado (*full-wave*) e determinada a envolvente da sua curva (*linear envelope*) com um filtro passa baixo Butterworth (3ª ordem) de 10 Hz. A partir deste foi calculada a intensidade máxima da atividade mioelétrica para cada execução, que *à posteriori* foi convertida numa percentagem com base no valor da contração voluntária máxima (CVM) obtida anteriormente e cujo processo foi semelhante. Após o processamento, transformou-se os dados obtidos em percentagens de atividade eléctrica do músculo em relação à sua CVM, bem como se calculou as suas médias e desvio padrão.

Foram definidos manualmente, os instantes de ativação muscular (*onset*), para a atividade balística, com recurso a gráficos (não legendados) produzidos pelo programa Matlab. De forma aleatória e cega foram produzidos gráficos com o sinal EMG processado para que o investigador principal deste estudo determinasse o instante de ativação muscular (*onset*). Este processo iterativo foi realizado por 3 vezes na totalidade dos dados existentes. A literatura sugere que independentemente da forma como é determinado o instante de ativação muscular (visualmente ou por algoritmo informático) esta é suscetível de ser influenciada pelo aumento da amplitude do EMG, sendo que os movimentos lentos levam a um atraso na sua identificação (Hodges & Bui, 1996).

O tratamento estatístico de dados foi feito através do *software* SPSS 17.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*).

Perante o objetivo do estudo, recorreu-se à estatística descritiva para caracterização da amostra e distribuição das variáveis de medida iniciais e finais. Considerou-se, então, que seria necessário estudar os valores médios e os desvio padrão das variáveis quantitativas.

Para estudar a comparação entre os dois grupos (com e sem aplicação de *tape*) nas duas atividades realizadas e face às variáveis em questão (atividade muscular e cinemática) e a associação de relação entre as variáveis, foi utilizada a estatística inferencial. Para tal, foram utilizados testes paramétricos (t de *Student*) e não paramétricos (teste de Wilcoxon Mann Whitney), de forma a averiguar a significância das diferenças entre os valores médios

Recorreu-se ao teste de Wilcoxon Mann Whitney, pois o pressuposto da distribuição normal não se verificava para todos os dados recolhidos. Para o estudo da normalidade foram aplicados os testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk (considera amostras mais pequenas). Valores superiores a 0,05 indicam que a distribuição da amostra é normal (Pereira & Patrício, 2013).

O nível de significância (α) considerado foi de 0,05 para todos os testes.

4. Apresentação dos resultados

Apresenta-se de seguida, de forma completa e resumida, os resultados das avaliações, através de estatística descritiva, bem como os resultados de análises de inferência, realizadas para estudar as diferenças entre as variáveis.

Neste estudo foram analisadas três variáveis, a intensidade muscular de TI e TS, a cinemática da ET e da GH, em ambas as atividades e o *onset* dos músculos TI e TS para a atividade balística. Para cada uma delas serão apresentados os testes de normalidade e a estatística descritiva.

4.1. Estudo para a normalidade da amostra

Os testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk, realizados para averiguar a normalidade da amostra, são apresentados nas tabelas abaixo:

**Tabela 3 - Testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk –
EMG com aplicação de *tape***

Atividade	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk			
	Est.	df	Sig.	Est.	df	Sig.	
TS	Lenta	0,116	21	0,200	0,901	21	0,036
	Balística	0,125	21	0,200	0,919	21	0,083
TI	Lenta	0,190	21	0,046	0,798	21	0,001
	Balística	0,120	21	0,200	0,933	21	0,155

**Tabela 4 - Testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk –
EMG sem aplicação de *tape***

Atividade	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk			
	Est.	df	Sig.	Est.	df	Sig.	
TS	Lenta	0,127	21	0,200	0,931	21	0,145
	Balística	0,224	21	0,007	0,852	21	0,005
TI	Lenta	0,177	21	0,084	0,722	21	0,000
	Balística	0,198	21	0,031	0,894	21	0,026

Tabela 5 - Testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk – *Onset* TI e TS

		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Est.	df	Sig.	Est.	df	Sig.
TS	Com <i>tape</i>	0,139	21	0,200	0,966	21	0,654
	Sem <i>tape</i>	0,178	21	0,083	0,941	21	0,226
TI	Com <i>tape</i>	0,238	21	0,003	0,804	21	0,001
	Sem <i>tape</i>	0,240	21	0,003	0,874	21	0,011

Tabela 6 - Testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk – Cinemática com aplicação de *tape*

	Atividade	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Est.	df	Sig.	Est.	df	Sig.
Rotação externa/ Rotação interna ET	Lenta	0,251	21	0,001	0,772	21	0,000
	Balística	0,186	21	0,055	0,767	21	0,000
Rotação superior/ Rotação inferior ET	Lenta	0,133	21	0,200	0,962	21	0,554
	Balística	0,166	21	0,133	0,951	21	0,359
Báscula anterior/ Báscula posterior ET	Lenta	0,151	21	0,200	0,925	21	0,110
	Balística	0,122	21	0,200	0,949	21	0,329
Elevação GH	Lenta	0,330	21	0,000	0,745	21	0,000
	Balística	0,335	21	0,000	0,691	21	0,000
Plano elevação GH	Lenta	0,103	21	0,200	0,956	21	0,443
	Balística	0,112	21	0,200	0,968	21	0,688
Rotação axial GH	Lenta	0,167	21	0,130	0,922	21	0,096
	Balística	0,119	21	0,200	0,963	21	0,589

**Tabela 6 - Testes de Kolmogorov-Smirnov e o Shapiro-Wilk –
Cinemática sem aplicação de *tape***

	Atividade	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Est.	df	Sig.	Est.	df	Sig.
Rotação externa/ Rotação interna ET	Lenta	0,246	21	0,002	0,743	21	0,000
	Balística	0,214	21	0,013	0,730	21	0,000
Rotação superior/ Rotação inferior ET	Lenta	0,181	21	0,072	0,931	21	0,144
	Balística	0,141	21	0,200	0,961	21	0,537
Báscula anterior/ Báscula posterior ET	Lenta	0,129	21	0,200	0,928	21	0,124
	Balística	0,127	21	0,200	0,884	21	0,017
Elevação GH	Lenta	0,248	21	0,002	0,746	21	0,000
	Balística	0,260	21	0,001	0,788	21	0,000
Plano elevação GH	Lenta	0,141	21	0,200	0,859	21	0,006
	Balística	0,093	21	0,200	0,985	21	0,976
Rotação axial GH	Lenta	0,193	21	0,040	0,868	21	0,009
	Balística	0,127	21	0,200	0,950	21	0,344

Como se pode verificar pela análise das Tabelas (3-6), nem todas as variáveis apresentam uma distribuição normal (< 0.05), pelo que, o Teste *t de Student* e o Teste de Wilcoxon Mann-Whitney, foram então aplicados de acordo com esse pressuposto, já explicado anteriormente.

4.2. Análise comparativa dos resultados das variáveis: EMG e Cinemática da ET e GH

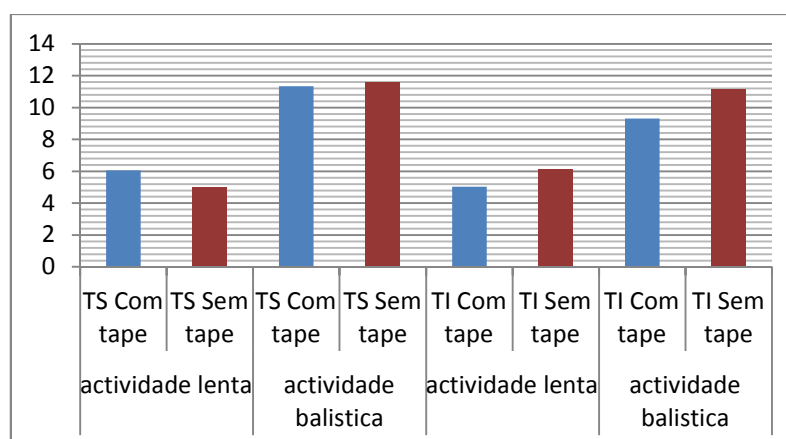
Relativamente à análise comparativa entre as variáveis, os resultados são apresentados de seguida. Optou-se por apresentar os valores de significância (α) e médias de intensidade electromiográfica, *onset* muscular e de cinemática, separadamente. Primeiro para a intensidade muscular (Tabela 7 e Gráfico 1), de seguida para os valores de *onset* (Tabela 8 e Gráfico 2), e por fim da Cinemática, através das Tabelas 9 e 10 e dos Gráficos 3 e 4.

Pela análise da Tabela 7 e do Gráfico 1, para a intensidade muscular média do TI, verificam-se diferenças significativas. Essas diferenças encontram-se, não só durante a atividade lenta como também da atividade balística, com valores de $p=0,001$ e $p=0,009$, respectivamente. Verificou-se, no entanto, que pela análise dos valores médios da intensidade, estes diminuíram com a aplicação do *tape*.

Tabela 7 - Valores de significância (α) para a intensidade muscular

			Valores Médios (% CVM)	Desvio padrão	Sig.
Atividade Lenta	TS	Com <i>tape</i>	6,056	3,598	0,045
		Sem <i>tape</i>	5,000	3,598	
	TI	Com <i>tape</i>	5,030	4,041	0,001
		Sem <i>tape</i>	6,086	4,970	
Atividade Balística	TS	Com <i>tape</i>	11,346	3,914	0,903
		Sem <i>tape</i>	11,551	4,903	
	TI	Com <i>tape</i>	9,309	5,198	0,009
		Sem <i>tape</i>	11,113	6,740	

Gráfico 1 - Intensidade muscular média do TS e do TI para a atividade lenta e balística

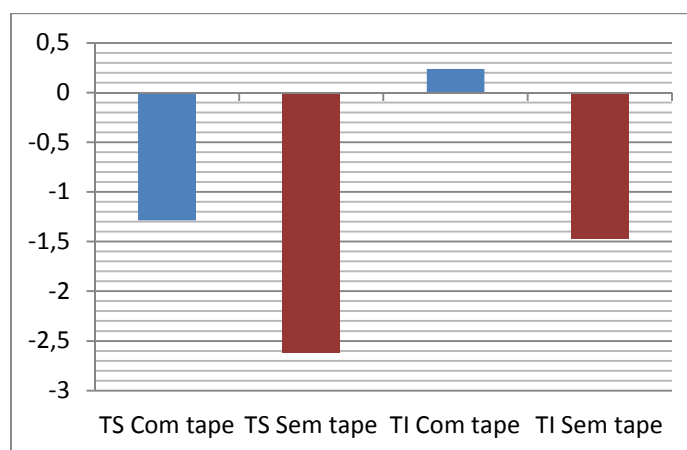


Relativamente aos valores de intensidade muscular média para o TS, estes foram diferentes na execução das duas atividades selecionadas. Verifica-se, que na atividade balística, os valores médios foram semelhantes pelo que não são, por isso, encontradas diferenças significativas pela aplicação do *tape*. Porém, na atividade lenta, o valor de $p=0,045$ é considerado significativo, o que corresponde a diferenças na intensidade média detectada. No entanto, essas diferenças correspondem a um aumento da intensidade média com a aplicação do *tape*.

Tabela 8 - Valores de significância (α) para o *Onset* muscular

			Valores médios (ms)	Desvio padrão	Sig.
Atividade Balística	TS	Com <i>tape</i>	-1,286	2,432	0,121
		Sem <i>tape</i>	-2,619	2,907	
	TI	Com <i>tape</i>	0,238	4,098	
		Sem <i>tape</i>	-1,476	2,839	

Gráfico 2 – Valores médios do *onset* muscular eletromiográfico de TS e do TI para a atividade balística



Através da Tabela 8 e do Gráfico 2, verificamos, pela análise dos valores médios do *onset* muscular que sem a aplicação de *tape*, estes têm valores inferiores. Essas diferenças não são, no entanto, estatisticamente significativas, nem para o TS nem para o TI.

Tabela 9 - Valores de significância (α) para a Cinemática ET

			Valores Médios (°)	Desvio padrão	Sig.
Atividade Lenta	Rotação externa/ Rotação interna	Com <i>tape</i>	35,355	15,501	0,794
		Sem <i>tape</i>	35,291	15,904	
	Rotação superior/ Rotação inferior	Com <i>tape</i>	-10,444	9,403	0,104
		Sem <i>tape</i>	-9,196	9,736	
Báscula anterior/ Báscula posterior	Com <i>tape</i>	-3,177	6,428	0,000	
	Sem <i>tape</i>	-9,599	6,834		
Atividade Balística	Rotação externa/ Rotação interna	Com <i>tape</i>	26,499	15,673	0,054
		Sem <i>tape</i>	25,189	14,691	
	Rotação superior/ Rotação inferior	Com <i>tape</i>	-9,742	10,142	0,473
		Sem <i>tape</i>	-9,319	9,820	
	Báscula anterior/ Báscula posterior	Com <i>tape</i>	-0,271	6,310	0,000
		Sem <i>tape</i>	-5,774	6,347	

Para os valores da cinemática ET, avaliando a Tabela 9 e o Gráfico 3, detectou-se algumas diferenças com valores significativos. Para os movimentos de báscula anterior/posterior, tanto na atividade lenta como na atividade balística, verificaram-se diferenças nos valores cinemáticos, entre a aplicação e a não aplicação de *tape*, obtendo-se valores de significância de $p=0,000$, para ambas. Quanto aos restantes movimentos da omoplata, rotação interna/externa e rotação superior/inferior, não foram detectadas diferenças significativas, os valores médios cinemáticos, foram semelhantes com e sem a aplicação do *tape*.

Gráfico 3 – Valores médios da cinemática escapular para a atividade lenta e balística

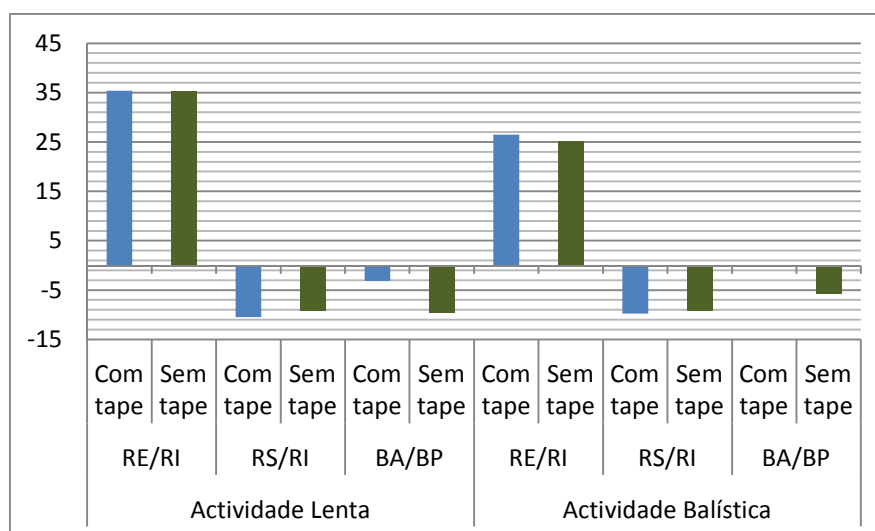


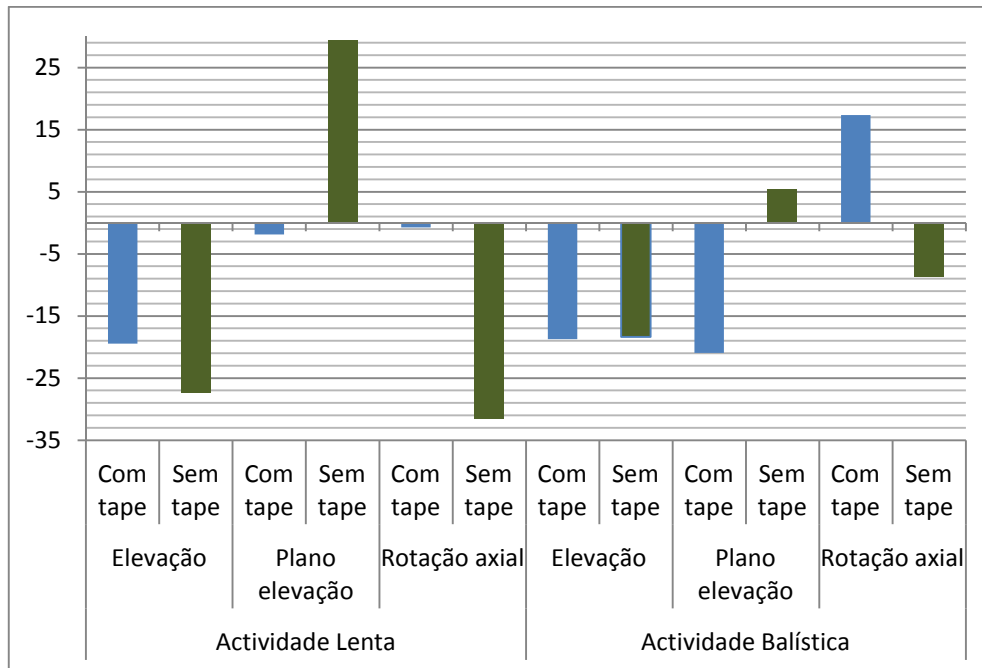
Tabela 10 - Valores de significância (α) para a cinemática GH

			Valores médios (°)	Desvio padrão	Sig.
Atividade Lenta	Elevação	Com <i>tape</i>	-19,473	18,744	0,000
		Sem <i>tape</i>	-27,360	14,039	
	Plano elevação	Com <i>tape</i>	-1,856	38,255	0,001
		Sem <i>tape</i>	29,424	33,743	
	Rotação axial	Com <i>tape</i>	-0,7542	38,149	0,000
		Sem <i>tape</i>	-31,526	33,417	
Atividade Balística	Elevação	Com <i>tape</i>	-18,752	13,170	0,498
		Sem <i>tape</i>	-18,371	14,275	
	Plano elevação	Com <i>tape</i>	-20,935	24,386	0,000
		Sem <i>tape</i>	5,345	27,763	
	Rotação axial	Com <i>tape</i>	17,359	6,056	0,001
		Sem <i>tape</i>	-8,680	29,730	

Relativamente aos valores para a Cinemática da GH, e avaliando a Tabela 10 e o Gráfico 3, apresentam-se alguns resultados a realçar. Na execução da atividade balística foram encontrados resultados significativos em todos os movimentos da GH, excepto para a elevação, com um $p=0,498$, cujo valor médio cinemático, com e sem a aplicação de *tape* não variou. Porém, nos movimentos relativos ao plano de elevação e à rotação axial, os valores médios foram cinemáticos variaram consideravelmente, detectando-se diferenças de cerca de -15° e 25° , respectivamente. Os valores de significância para o plano de elevação foi de $p=0,000$ e de $p=0,001$ para a rotação axial.

Já na atividade lenta, os resultados foram significativos para todos os movimentos da GH, com valores de $p=0,000$ para a elevação, $p=0,001$ para o plano de elevação e $p=0,000$ para a rotação axial, verificando-se com variações nos valores médios cinemáticos, de cerca de 8° , -30° e 30° , respectivamente.

Gráfico 3 – Valores médios da cinemática da GH para a atividade lenta e balística



5. Discussão dos resultados

Neste capítulo apresenta-se a discussão referente aos resultados obtidos no estudo. A discussão é feita, não só, relativamente ao desenho do estudo como também à luz da literatura pesquisada, em estudos semelhantes ao realizado.

O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos do *Tape* McConnell na atividade muscular e cinemática 3D do CAO, em sujeitos saudáveis, durante a realização de duas atividades funcionais de elevação do membro superior.

De uma forma geral, podemos afirmar que o estudo decorreu dentro das condicionantes expectáveis. Embora a amostra não seja grande, os sujeitos enquadravam-se nas características necessárias para que se pudesse aplicar a metodologia desenvolvida. Relativamente ao uso dos instrumentos escolhidos, foram tidos em consideração, todos os cuidados necessários para que os erros neste processo, não viessem a constituir qualquer tipo de fonte de erro, e que consequentemente levassem a resultados contraditórios. A opção pelo carácter dinâmico das atividades, esteve relacionado com a natureza de grande parte das DCAO, sendo por isso funcionais e como tal mais relevantes que atividades isométricas.

Após a análise dos resultados ao nível do EMG, para a intensidade muscular do TI, encontraram-se efeitos significativos após a aplicação do *tape*, verificando-se uma inibição da sua capacidade de contração, tanto na atividade lenta como na atividade balística. Assim como, se verificaram resultados significativamente estatísticos ao nível da intensidade de contração do TS, para a atividade lenta, sendo que aqui, se detectou uma facilitação da sua contração, após a aplicação do *tape*. Já na atividade balística não se verificaram variações na intensidade de contração do TS. Já relativamente ao *onset* muscular, não se verificaram quaisquer diferenças significativas, nem para o TS ou para o TI, na atividade avaliada (balística).

Da literatura consultada, é possível resumir os pressupostos que estão subjacentes à aplicação do *tape*, destacando-se os efeitos mecânicos, proprioceptivos, psicológicos ou mesmo placebo (Kneeshaw, 2002). Alguns autores defendem que a aplicação do *tape* sob orientação longitudinal às fibras musculares, provocam uma maior atividade muscular, devido ao aumento do número de *crosslinks* disponíveis entre a actina e a miosina, e consequentemente, a sua aplicação transversal, causa a sua desorganização, provocando uma diminuição a atividade muscular (Kneeshaw, 2002; Morrisey, 2000). Mecanicamente, se o *tape* for aplicado sob um músculo que se encontre hipoativo, de forma a manter uma posição de encurtamento

(longitudinalmente), haverá uma alteração na curva de comprimento-tensão para a esquerda, facilitando o seu recrutamento; de forma semelhante, se se aplicar o *tape* num músculo hiperativo de forma a manter a sua posição (transversalmente), a movimentação da curva de comprimento-tensão é feita para a direita, contribuindo para a sua inibição (Morrisey, 2000). Outro mecanismo inerente à aplicação de *tape* está relacionado com a estimulação das vias aferentes dos recetores cutâneos, que irão facilitar a resposta neuromuscular (Kneeshaw, 2002), ou ainda que a sua aplicação, ao causar uma tensão ao movimento indesejado, causa um estímulo sensorial ao sujeito, promovendo uma correção do padrão de movimento e facilitando a reaprendizagem motora de um programa motor adequado (Morrisey, 2000).

De acordo com os mecanismos referidos, e com alguns resultados obtidos em alguns dos estudos realizados (Lin, et al, 2011; Smith et al, 2009; Hsu, Chen, Lin, Wang e Shih, 2009; Selkowitz et al., 2007) seria expectável que a forma de aplicação do *tape*, neste estudo, transversalmente ao TS e longitudinalmente ao TI, representa-se, ao nível do EMG, uma diminuição na intensidade do TS e um aumento na intensidade do TI e/ou também que promovesse uma ação antecipatória do TI em relação ao TS (*onset*). No entanto, os resultados apresentados contrariam os pressupostos estabelecidos, sendo que o TS aumentou a sua atividade e o TI diminuiu, assim como não se obteve quaisquer alterações ao nível dos *onset* musculares.

Foram diversos os estudos consultados para a revisão da literatura. Porém, os seus resultados são inconsistentes, sendo que as discrepâncias encontradas podem ser explicadas por três motivos principais: (1) tipo de amostra selecionada – sujeitos sintomáticos vs. sujeitos assintomáticos, (2) a atividade desenvolvida – funcionais, lentas ou rápidas e (3) o tipo de *tape* e técnica de aplicação – técnica de McConnell ou *Kinesio tape*.

Lin et al. (2011), estudou os efeitos do *tape* escapular ao nível da atividade electromiográfica e do *feedback* proprioceptivo em sujeitos saudáveis e, concluiu que a aplicação de *tape* (*kinesio tape*), promoveu alterações na atividade muscular do GD e do TS, estimulando e inibindo, respectivamente, e não encontrou resultados ao nível do TI.

O outro estudo, realizado por Hsu et al. (2009), em que se procurou avaliar os efeitos da aplicação de *tape* na cinemática escapular e na performance muscular em jogadores de *baseball* com SCSA, verificou-se uma facilitação na ativação do TI, no entanto a aplicação do *tape* placebo também produziu uma ativação do TS.

Smith et al. (2009), realizaram um estudo, em indivíduos com sintomatologia ao nível do CAO, em que compararam a aplicação de *tape*, com uma situação sem a aplicação de *tape*, e obtiveram uma redução do rácio TS/TI, causada pela diminuição da intensidade de ativação do TS.

Selkowitz et al. (2007), avaliaram o efeito do *tape* para inibição do TS e facilitação do TI, em sujeitos com dor no CAO, encontrando uma diminuição da atividade do TS e um aumento da atividade do TI.

Alexander et al. (2003), detectaram uma inibição da atividade eléctrica do TI, após a utilização de *tape* para a sua facilitação. Estes autores utilizaram como *outcome* a amplitude do reflexo do trapézio (reflexo H), que reflecte o nível de facilitação ou inibição por parte do motoneurónio, em indivíduos saudáveis. A metodologia aplicada não implicou qualquer atividade por parte dos sujeitos, e os resultados foram obtidos pela estimulação da raiz nervosa de C3/C4.

Cools et al. (2002), pretendeu verificar os efeitos do *tape* sobre o trapézio (TS, TM e TI) e sobre o GD, em sujeitos saudáveis, não encontrando qualquer influência da aplicação do *tape* na atividade electromiográfica dos músculos estudados.

Ackermann et al. (2002), efectuou um estudo que pretendia avaliar os efeitos do *tape* (aplicado bilateralmente) na atividade electromiográfica e performance musical de violinistas profissionais. A avaliação foi feita enquanto os músicos tocavam três excertos musicais com e sem a aplicação de *tape*. Os resultados demonstraram um aumento da atividade electromiográfica do TS, do lado esquerdo. Esta amostra, incluía sujeitos sintomáticos e assintomáticos.

Após a análise dos resultados do presente estudo, assim como da restante literatura, é possível salientar um ponto importante. Os estudos que consideram amostras sintomáticas apresentam uma maior coerência nos resultados, não só entre si, como também, de acordo com os pressupostos pelos quais a sua aplicação se baseia. Já os estudos, cujas amostras consideram sujeitos assintomáticos, embora as conclusões sejam mais dispersas, são, no entanto, mais semelhantes com os resultados encontrados no presente estudo. A considerar-se que os efeitos da aplicação do *tape* sejam primordialmente mecânicos, seria de esperar alterações semelhantes em indivíduos sintomáticos e assintomáticos, ou seja os efeitos do deslocamento da curva comprimento-tensão, deveriam ser sentidos por todos sujeitos da mesma forma, levando a uma facilitação do TI e a uma inibição do TS.

À semelhança do estudo de Alexander et al. (2003), que também demonstrou uma inibição da atividade do TI, podemos inferir que uma das explicações para a inibição da atividade do TI, encontrada no presente estudo, possa ser pela inibição do reflexo H do trapézio. Esta inibição está relacionada com a alteração no comprimento do músculo quando o *tape* é aplicado sob tensão. Assim, a posição de encurtamento mantida pela tensão aplicada pelo *tape*, leva a uma redução da atividade do fuso neuromuscular. Consequentemente, há uma redução do *input* aferente no conjunto dos motoneurónios do TI, que conduz à sua inibição. Outra explicação apresentada por Alexander et al. (2003) conduz-nos à redução sensação de esforço durante a contração do trapézio com a aplicação do *tape*, ou seja, a presença deste leva a uma correspondente diminuição da informação dos motoneurónios pelas vias descendentes. Relativamente ao aumento da atividade do TS, na atividade lenta, podemos induzir que este poderá ter sido devido ao aumento acrescido do esforço necessário para produzir movimento da omoplata, visto que o *tape*, não tendo propriedades elásticas, pode provocar uma restrição mecânica na mobilidade da omoplata (Hsu et al., 2009; Ackermann et al., 2002).

Não é no entanto possível retirar conclusões e elações finais sem também se avaliar os resultados obtidos pela componente cinemática do presente estudo, pois o momento de recolha dos dados de ambas as variáveis foi feita em simultâneo.

Relativamente aos efeitos da aplicação do *tape* sobre a mobilidade do CAO, os três estudos principais, são realizados por McConnell et al., (2012; 2011; 2009). No entanto, a técnica de aplicação do *tape* nos três estudos foi dirigida à GH, para recolocação da cabeça do úmero, e não à ET, pelo que os resultados não podem, por isso, ser comparados.

No presente estudo, para a cinemática ET, não se verificaram diferenças nos movimentos de rotação externa/interna ou de rotação superior/inferior, em ambas as atividades desenvolvidas, pelo que se conclui que o *tape* não tem efeitos a este nível. No entanto, houve um aumento do movimento de báscula posterior, durante a execução de ambas as tarefas, que se repercutiu, nas diferenças significativas encontradas.

Foi ao nível da cinemática da GH, que os resultados significativos encontrados foram mais abrangentes, sendo que apenas ao nível da elevação, na atividade balística, os efeitos da aplicação do *tape* não foram visíveis. Ao nível do plano de elevação, da rotação axial, para ambas as atividades escolhidas, e também na elevação da atividade lenta, verificaram-se resultados estatisticamente significativos, que representam uma melhoria nas amplitudes de movimento.

Durante o movimento de elevação do membro superior, está descrito um padrão consistente de rotação superior e de rotação da omoplata. Nos primeiros 30° de elevação a participação da GH é superior, sendo que a partir daí a omoplata assume progressivamente, um papel maior, aumentando a sua rotação superior e báscula posterior. A rotação superior da omoplata é controlada primariamente pelo par de forças entre o TS/TI e pelo GD. Sendo que, as fibras inferiores do GD e o TI estão posicionados de forma a produzir báscula posterior (McClure et al., 2012). Considerando a informação anterior, seria de pressupor que os resultados obtidos no presente estudo, ao nível do EMG, nos levariam a ter um aumento da báscula anterior durante o movimento do ET, porém, os resultados da cinemática mostram-nos exactamente o oposto.

É, necessário ter em conta, que os músculos podem variar a sua atividade eléctrica, sem que necessariamente surjam alterações cinemáticas correspondentes e vice-versa. Para além disso, a avaliação do pico máximo do sinal eléctrico do músculo não representa o desempenho do músculo ao longo de todo o movimento. Sendo que, este poderá estar ativo com grande intensidade ao longo de todo o movimento, ou ter valores mínimos e ter apenas um pico máximo, o que em média resulta em valores máximos semelhantes mas que podem corresponder a desempenhos diferentes no decorrer do movimento.

Há que ter, sobretudo, em conta que apenas foram monitorizados os músculos TS e TI quanto à sua atividade muscular (intensidade e onset), pelo que não temos informação electromiográfica dos restantes músculos adjacentes e que também contribuem para a cinemática do CAO (ET e GH).

Dos resultados da cinemática podemos verificar que, apesar do aumento da intensidade do TS e a diminuição da intensidade do TI, houve um aumento da báscula posterior durante todo o movimento. Ou seja, este aumento (e nas duas atividades em questão), corrigiu o desempenho muscular dos estabilizadores, possivelmente pela influência do GD, atrasando um possível *impidgment* das estruturas, levando conseqüentemente a uma melhoria das amplitudes da GH e melhoria do REU.

Considerando o modelo de Glover (2004), o planeamento motor do movimento ocorre de acordo com a informação proprioceptiva sentida pelo sujeito, sendo que este tem a capacidade de se ajustar de forma a que a nível cinemático o movimento ocorra o mais correctamente possível, mesmo que essa informação proprioceptiva seja contraditória. Também, e tendo em conta a teoria apresentada por Schmidt (1975; 2003), sabemos que existem parâmetros de um

programa motor genérico que podem ser variantes, o que implica uma multiplicidade de opções motoras para se realizar a tarefa, ou seja, dentro do mesmo programa motor genérico estão incluídas diversas formas de realizar a atividade. Desta forma, isto poderá indicar que a intensidade com que o músculo se contrai ou o *timing* de ativação (*onset*) pode variar, fazendo com que o movimento se realize de formas diferentes, mas conseguindo sempre atingir o mesmo objetivo final.

Conclusão

No final deste estudo foi possível compreender que a aplicação de *tape*, segundo a técnica de McConnell, para inibição do TS e facilitação do TI, provoca efeitos, tanto ao nível da atividade electromiográfica dos referidos músculos, como da cinemática da ET e da GH.

Foram encontradas alterações significativas ao nível do TI em ambas as atividades realizadas, sendo que se verificou uma diminuição da intensidade da contração muscular; e ao nível do TS verificou-se um aumento da atividade muscular durante a tarefa lenta, sendo que para a tarefa balística não se verificaram efeitos. Relativamente aos momentos de ativação (*onset*), não se verificaram quaisquer alterações com a aplicação do *tape*.

Ao nível da cinemática da ET, não foram percebidos efeitos nos movimentos de rotação externa/rotação interna e de rotação superior/rotação inferior, sendo que apenas se verificaram alterações significativas no movimento de báscula posterior, tendo este aumentado, em ambas as atividades. Na GH, verificaram-se efeitos em todos os movimentos da articulação, verificando-se uma melhoria das amplitudes, sendo que apenas para a elevação na atividade balística, não se verificaram efeitos.

Ao nível do EMG, os resultados podem ser explicados pelo facto de a amostra ser assintomática. Nestes casos a informação percebida é adequada, logo a influência dos efeitos proprioceptivos atribuídos ao *tape* será ausente, ou até mesmo provocar uma resposta exagerada, conduzindo à ausência de diferenças com a sua aplicação ou a uma facilitação contrária ao pressuposto. Outra explicação para a inibição do TI pode estar relacionada com a posição de encurtamento mantida pela tensão aplicada pelo *tape*, que leva a uma redução da atividade do fuso neuromuscular e consequentemente a uma redução do *input* aferente no conjunto dos motoneurónios do TI. Relativamente ao aumento da atividade do TS, na atividade lenta, podemos induzir que este poderá ser uma resposta à restrição mecânica na mobilidade da omoplata visto o *tape* não ter propriedades elásticas. O aumento da báscula posterior, nas duas atividades pode atribuir-se a uma correção do desempenho muscular dos estabilizadores, pela ação dos músculos adjacentes, que atrasando um possível *impidgment* das estruturas, levou a uma melhoria das amplitudes da GH e melhoria do REU.

Uma das questões a colocar sobre o presente estudo é que apenas se optou por avaliar o Trapézio Superior e o Trapézio Inferior, por serem estes os músculos que iriam sofrer a influência direta do *tape* pela forma como foi aplicado, no entanto a cinemática do CAO é

influenciada por inúmeros músculos que poderão ter tido alterações na sua atividade muscular e que não foram monitorizados.

Ao longo da realização deste estudo foram sendo identificadas algumas limitações aos resultados obtidos. Uma delas está relacionada com aplicação do *tape* de forma a não passar por cima dos elétrodos. Optou-se por seguir as mesmas orientações que os estudos semelhantes (Selkowitz et al., 2007; Smith et al., 2009), de forma a minimizar o possível ruído, no entanto isso poderá ter implicado que o *tape* ao ser desviado do ventre muscular, onde se pressupõe que tenha mais efeito, possa ter alterado os seus efeitos neuromusculares.

Outro ponto que poderá ter influenciado os resultados obtidos prende-se com o carácter dinâmico das tarefas escolhidas (Konrad, 2005). Tal facto poderá conduzir a uma instabilidade do sinal eletromiográfico, implicando mais ruído e logo, resultados menos fiáveis.

Não se deve descurar também, a possível existência de *crossstalk*, embora se tenham utilizado procedimentos de modo a evitá-lo. Este fenómeno pode causar um potencial eléctrico que não corresponde ao sinal do músculo desejado, causando ruído (DeLuca, 1997).

Outro factor que poderá ter influência nos resultados eletromiográficos é a utilização de CVM isométricas. Embora a utilização deste método seja aconselhável, é referido que pode dar valores entre 20 a 40% inferiores ao real, para além de que irá estar dependente do músculo testado e do nível de treino e motivação do sujeito (Soderberg & Knutson, 2000).

Tendo em conta as principais fontes de erro dos estudos cinemáticos (Cereatti et al., 2006; Della Croce et al., 2004; Leardini et al., 2005), estas foram minimizadas ao máximo, porém compreende-se que as questões relacionadas com a inércia, com as deformações da pele ou mesmo com o deslize dos sensores na mesma, possam ter sido mais difíceis de condicionar, pelo que daí pode ter resultado algum comprometimento dos resultados.

Em sequência dos pontos abordados na discussão, sugere-se que, utilizando a mesma metodologia num futuro estudo, com uma amostra superior, se monitorize para além da atividade muscular do Trapézio Superior e do Trapézio Inferior, a atividade de outros músculos adjacentes à ET e GH, como por exemplo do Grande Dentado e do Deltóide. Seria uma forma de se perceber se as melhorias encontradas ao nível cinemático poderão estar relacionadas com a ação do *tape*, de forma indireta, na atividade muscular desses músculos.

Outra sugestão para um novo estudo seria aplicar uma metodologia semelhante numa população sintomática. Tendo em conta que este foi um dos primeiros estudos a compreender as influências da aplicação do *tape* ao nível do EMG e da cinemática, seria pertinente perceber se numa população com DCAO o *tape* actuaria da mesma forma.

Este estudo vem demonstrar que o *tape*, embora tenha efeitos ao nível da cinemática da ET e da GH, de forma a uma melhoria do desempenho e do REU, a sua forma de actuação pode ser diferente do que está pressuposto, pelo menos em sujeitos assintomáticos. Embora outros autores refiram que a sua aplicação facilita a aquisição de estratégias neuromotoras do movimento, não eram claros os seus mecanismos. Após este estudo questiona-se os pressupostos que muitos autores atribuem ao *tape*, visto que se estes se verificassem tal como são considerados, seria de esperar resultados diferentes dos obtidos.

De qualquer forma a realização deste estudo permitiu compreender o comportamento do *tape* num espectro de normalidade, que poderá servir de base a estudos futuros. Desta forma permite-nos fazer posteriormente comparações com estudos semelhantes ou até criar uma *baseline* dos efeitos do *tape* em sujeitos assintomáticos para que de futuro se possa comparar com sujeitos sintomáticos.

Bibliografia

- Ackermann, B., Adams, R. & Marshall, E. (2002). The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. *Australian Journal of Physiotherapy*, 48, 197 – 204.
- Alexander, C. M., Stynes, S., Thomas, A., Lewis, J. & Harrison P. J. (2003). Does *tape* facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy*, 3 (8), 37-41.
- Bate, P. (1997). Motor Control Theories – Insights for therapists. *Physiotherapy*, 83 (8), 397-404.
- Bennell, K., Duncan, M. & Cowan, S. (2006). Effect of patellar taping on vasti *onset* timing, knee kinematics, and kinetics in asymptomatic individuals with a delayed *onset* of vastus medialis oblique. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(9), 1854-60.
- Bonita, R., Beaglehole, R. & Kjellstrom, T. (2010). *Livro de Epidemiologia Básica* (2ª edição). São Paulo: Santos Editora.
- Bullock, M.P., Foster, N. E. & Wright, C.C. (2005). Shoulder impingement: the effect of sitting posture on shoulder pain and range of motion. *Manual Therapy*, 10(1), 28-37.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G. & Della Croce, U. (1996). Position and orientation of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 90–100.
- Cereatti, A., Della Croce, U. & Cappozzo, A. (2006). Reconstruction of skeletal movement using skin markers: comparative assessment of bone pose estimators. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3 (7), 1-12.
- Chester, R., Smith, T., Hooper, L. & Dixon, J. (2010). The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(45), 2-12.
- Christou, A. (2004). Patellar taping increases vastusmedialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 495-504.
- Comerford, M.J. & Mottram, S.L. (2001). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy*. 6 (1). 3-14.
- Cools, A. , Witvrouw, E. , Danneels, L. A. & Cambier, D. C. (2002). Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? *Manual Therapy*, 7,154-162.

- Cools, A.M., Witvrouw, E.E., Declercq, G.A., Danneels, L.A. & Cambier, D.C. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 3, 542–9.
- Cools, A., Witvrow, E., Declercq, G., Vanderstraeten, G. & Cambier, D. (2004). Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *British Journal of Sports Medicine*, 38 (6), 64-68.
- Cools, A., Dewitte, V., Lanszweert, F. et al. (2007). Rehabilitation of scapular muscle balance which exercises to prescribe? *American Journal of Sports Medicine*, 35 (10), 1744-1741.
- Cools, A., Declercq, G., Cagnie, B., Cambier, D. & Witvrouw, E. (2008). Internal impingement in the tennis player: rehabilitation guidelines. *Journal of Sports Medicine*, 42, 165-171.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L. & Cappozzo, A. (2004). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4. Assessment of anatomical landmark mislocation and its effects on joint kinematics. *Gait and Posture*, 21, 226-237.
- DeLuca, D. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- DeLuca, D. (2002). Surface electromyography: detection and recording. *Delsys incorporated*.
- Desmurget, M. & Grafton, S. (2000). Forward modelling allows *feedback* control for fast reaching movements. *Trends in cognitive sciences*. 4 (11), 423-431.
- Domholdt, E. (2000). *Physical Therapy Research – Principles and Applications*. 2^a ed. Philadelphia: Saunders
- Ebaugh, D., McClure, P. & Karduna, A. (2005). Three-dimensional scapulo thoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20, 700-709.
- Ekstrom, R.A, Soderberg, G.L. & Donatelli, R.A. (2005). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (4), 418-428.
- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanne-ton, S., et al. (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity. *Clinical biomechanics*, 21, 932-941.
- Fortin, M. (2000). *O processo de investigação: Da concepção à realização*. 2^a ed. Loures: Lusociência, de Carré Editeur.

- Fuller, J., Liu, L., Murphy, M.C. & Mann, R.W. (1997). A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human movement science*, 16, 219-242.
- Glover, S. (2004). Separate visual representations in the planning and control of action, *Behavioral and brain sciences*, 27, 3-78.
- Gordis, L., Freedman, D.M. & Green, M. (2011). Reference guide on Epidemiology. In Federal Judicial Center, *Reference Manual on Scientific* (3ª edição, p. 333-400). National Research council of the National Academies.
- Guerreiro, M. & Matias, R. (2007). Análise tridimensional da posição da omoplata em indivíduos assintomáticos. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 1 (1), 17-24.
- Hamil, J. & Selbie, W. (2004). Three-dimensional Kinematics. In Robertson, D., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S. (Eds.), *Research Methods in Biomechanics*. USA: Human Kinetics.
- Hayes, K., Callanan, M., Walton, J., Paxinos, A. & Murrell, G. (2002). Shoulder Instability: Management and Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32 (10), 497 – 509.
- Hegedus, E., Goode, A., Campbell, S. et al. (2008). Physical examination tests of the shoulder. A systematic review with meta-analysis of individual tests. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 80-92.
- Hinton, G. (1984). Parallel computations for controlling an arm. *Journal of Motor Behavior*. 16 (2), 171-194.
- Hodges, P. & Bui, B. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 101, 511-519.
- Hodges, P. & Moseley, G. (2003). Pain and motor control of the lumbo-pelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of electromyographic and Kinesiology*, 13, 361-370.
- Horsley, I. (2004). Assessment of shoulders with pain of a non-traumatic origin. *Physical Therapy in Sport*, 6, 6-14.
- Hsu, Y., Chen, W., Lin, H., Wang, W. e Shih, Y. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of electromyographic and Kinesiology*, 19, 1092-1099.

- Illyés, A. & Kiss, R.M. (2006). Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 14, 673–85.
- Jardim, M. (2007). Estudo de caso – Instabilidade anterior do ombro de origem traumática numa jogadora de rugby feminino. *Essfisionline*, 3 (2), 41-53.
- Kamkar, A., Irrgang, J.J. & Whitney, S.L. (1993). Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 17 (5), 212–224
- Kibler, W. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American journal of sports medicine*, 26 (2), 325-337.
- Kibler, W., Ludewig, P., McClure, P., Uhl, T.L. & Sciascia, A. (2009). Scapula summit 2009: Introduction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39 (11), A1–13.
- Kibler, W., Ludewig, P., McClure, P., Michener, L., Bak, K. & Sciascia, A. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the “scapular summit”. *British Journal of Sports Medicine*, 47, 877-885.
- Kneeshaw, D. (2002). Shoulder taping in clinical setting. *Journal of bodywork and movement therapies*, 6 (1), 2-8.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG – A practical Introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon INC. USA.
- Laudner, K.G., Stanek, J.M. & Meister, K. (2006). Differences in scapular upward rotation between baseball pitchers and position players. *The American Journal of Sports Medicine*, 35 (12), 2091–2095.
- Latash, M.L., Aruin, A.S., Neyman, I. & Nicholas, J.J. (1995). Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson’s disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 58 (3), 326-334.
- Leardini, A., Chiarib, L., Della Croce, U. & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and posture*. 21, 212-225.
- Lewis J. S., Green, A. & Wright, C. (2005). Subacromial impingement syndrome: the role of posture and muscle imbalance. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 14, 385-92.
- Lin, J., Hanten, W., Olson, S. et al. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 576-586.

- Lin, J., Hung, C. & Yang, P. (2011). The effects of scapular taping on electromyographic muscle activity and proprioception *feedback* in healthy shoulders. *Journal of Orthopaedic Research*, Janeiro, 53 -57.
- Luime, J.J., Koes, B.W., Hendriksen, I.J.M., et al. (2004). Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population: a systematic review. *Scandinave Journal of Rheumatology*, 33, 73-81.
- Ludewig, P.M., Cook, T.M. & Nawoczenski, D.A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24 (2), 57–65.
- Ludewig, P.M. & Cook, T. (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., Behrens, S.A., Meyer, S.M., Spoden, S.M. & Wilson, L.A. (2004). Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34, 140–9.
- Ludewig, P.M., Phadke, V., Braman, J.P., et al. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91, 378-389.
- Ludewig, P.M. & Reynolds, J.F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39, 90–104.
- Ludewig, P.M., Cook, T. & Shields, R. (2002). Comparison of surface sensor and bone-fixed measurement of humeral motion. *Journal of applied biomechanics*. 18, 163-170.
- Lukasiewicz, A.C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N. & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 29 (10), 574-586.
- MacGregor, K., Gerlach, S., Mellor, R. & Hodges, P. (2005). Cutaneous stimulation from patella *tape* causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patella femoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 23, 351–358.
- Magarey, M. & Jones, M. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy*, 8 (4), 195-206.
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J. & Galinat, B. (2000) Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait and Posture*, 11, 38–45.

- Marto, F., Rosa, M. & Matias, R. (2007). Descrição dos instantes de ativação dos músculos Grande Dentado, Trapézio Inferior e Trapézio Superior em indivíduos com disfunção do CAO. *EssFisionline*, 3 (1), 15-30.
- Matias, R. & Gamboa, H. (2005). Avaliação do movimento e função humana: Análise cinemática tridimensional e electromiografia. *EssFisiOnline*, 1 (3), 38-51.
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J. & Estiveira, R. (2006). Estudo do comportamento motor dos músculos deltóide, Trapézio, e Grande Dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisionline*, 2 (4), 3-23.
- Matias, R. & Pascoal, G. (2006). The unstable shoulder in arm elevation: A three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability, *Clinical Biomechanics*, 21, S52-S58.
- McClure, P.W., Michener, L., Sennett, B. & Karduna, A. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10, 269-277.
- McClure, P., Greenberg, E. & Kareha, S. (2012). Evaluation and Management of Scapular Dysfunction. *Sports Medicine Arthroscopy*, 20 (1), 39-48.
- McLean, L., Chrislett, M., Keith, M., Murphy, M. & Walton, P. (2003). The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 169–180.
- McConnell, J. (2004). *The McConnell approach to the problem shoulder*. McConnell Institute
- McConnell, J. & McIntosh, B. (2009). The Effect of Tape on Glenohumeral Rotation Range of Motion in Elite Junior Tennis Players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19 (2), 90-94.
- McConnell, J., Donnelly, C., Hamner, S., Dunne, J. & Besier, T. (2011). Effect of shoulder taping on maximum shoulder external and internal rotation range in uninjured and previously injured overhead athletes during a seated throw. *Journal of Orthopaedic Research*, 1406-1411.
- McConnell, J., Donnelly, C., Hamner, S., Dunne, J. & Besier, T. (2012). Passive and dynamic shoulder rotation range in uninjured and previously injured overhead throwing athletes and the effect of shoulder taping. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 4, 111 -116.

- Michener, L., McClure, P. & Karduna, A. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics*, 18, 369-379.
- Morrisey, D. (2000). Proprioceptive shoulder taping. *Journal of bodywork and movement therapies*, 4 (3), 189-194.
- Mottram, S. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy*. 2 (3), 123-131.
- Myers, J. & Lephart, S. (2000). The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 351-363.
- Myers, J., Ju, Y., Hwang, J., McMahan, P., Rodosky, M. & Lephart, S. (2004). Reflexive Muscle Activation Alterations in Shoulders with Anterior Glenohumeral Instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1013-1021.
- Myers, J.B., Laudner, K.G., Pasquale, M.R., Bradley, J. & Lephart, S. (2005). Scapular position and orientation in throwing athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 263-271.
- 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), 1361-70.
- Osu, R., Franklin, D., Kato, H., et al., (2002). Short and Long-Term Changes in Joint Co-Contraction Associated With Motor Learning as Revealed From Surface EMG. *Journal of Neurophysiology*, 88, 991-1004.
- Oyama, S., Myers, J.B., Wassinger, C.A., Ricci, D. & Lephart, S. (2008). Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *Journal of Athletic Training*, 43 (6) 565-570.
- Paxinos, A., Walton, J., Tzannes, A., Callanan, M., Hayes, K. e Murrel, G. (2001). Advances in the management of traumatic anterior and atraumatic multidirectional shoulder instability. *Sports Medicine*, 31 (11), 819-828.
- Pereira, A. & Patrício, T. (2013). *SPSS Guia prático de utilização. Análise de dados para ciências sociais e psicologia* (8ª edição). Lisboa: Edições Sílabo.
- Reinschmidt, C., Bogert, A., Lundberg, A., Murphy, N. & Nigg, B.M. (1997). Tibiofemoral and calcaneus-tibia motion during running: skin vs. bone markers. *Clinical Biomechanics*. 12 (1), 8-16.
- Santos, C. & Matias, R. (2007). A intervenção da fisioterapia em utentes com Síndrome de Conflito Sub-acromial e instabilidade da Gleno-Umeral: efectividade e pressupostos. *ESSFisionline*, 3 (4), 14-35.

- Santos, C. & Matias, R. (2008). Descrição de um plano de intervenção da Fisioterapia, num utente com síndrome de conflito sub-acromial, com auxílio de Biofeedback eletromiográfico: Estudo de caso. *EssFisionline*, 4 (3), 42-56.
- Schellingerhout, J., Verhagen, A., Thomas, S. & Koes, B. (2008). Lack of uniformity in diagnostic labeling of shoulder pain: Time for a different approach. *Manual Therapy*, 13(6), 478-83.
- Schmidt, R. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological 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.
- Seitz, A.L., McClure, P.W., Finucane, S., Boardman, N.D. & Michener, L.A. (2011). Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: intrinsic, extrinsic, or both? *Clinical Biomechanics*, 26(1), 1-12.
- Seitz, A.L, Reinold, M., Schneider, R.A., Gill, T.J. & Thigpen, C.A. (2012). No effect of scapular position on 3-dimensional scapular in the throwing shoulder of healthy professional pitchers. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21, 186–93.
- Selkowitz, D., Chaney, C., Stuckey, S., & Vlad, G. (2007). The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. *Journal of orthopedic & sports physical therapy*, 37 (11), 694 – 702.
- Senk, M. & Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics*, 21, S3-S8.
- Shumway-Cook, A. & Woolacott, J. (2001). *Motor Control: Theory and Practical Applications*. 2^a ed. Philadelphia: Lippincott.
- Smith, M., Sparkes, V., Busse, M., Enright, S. (2009). Upper and lower trapezius muscle activity in subjects with subacromial impingement symptoms: Is there imbalance and can taping change it? *Physical Therapy in Sport*, 10, 45 -50.
- Smith, J., Kotajarvi, B.R., Padgett, D.J., & Eischen, J.J. (2002). Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 367-370.
- Sodeberg, G. & Knutson, L. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, 80 (5), 485-498.

- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.P., Mottram, S. & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science Sports*, 21, 352–8. 34
- Szucs, K., Navalgund, A., & Borstad, J. (2009). Scapular muscle activation and co-activation following a fatigue task. *Medical Biological Engineering Comput*, 47, 487-495
- Tate, A.R., McClure, P.W., Kareha, S. & Irwin, D. (2008). Effect of the scapula reposition test on shoulder impingement symptoms and elevation strength in overhead athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38 (1), 4-11.
- Tennent, T.D., Beach, W.R. & Meyers, J.F. (2003). Clinical sports medicine update. A review of the special tests associated with shoulder examination: Part II: laxity, instability, and superior labral anterior and posterior (SLAP) lesion. *American Journal of Sports Medicine*, 31 (29), 301-307.
- Timmons, M.K., Thigpen, C.A., Seitz, A.L., Karduna, A.R., Arnold, B.L. & Michener, L.A. (2012). Scapular kinematics and subacromial impingement syndrome: a meta-analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21, 354-370.
- Tsao & Hodges (2007). Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 559-567.
- Voight, M. & Thomson, B. (2000). The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries; *Journal of athletic training*. 35:3, 364-372.
- Von Eisenhart-Rothe, R., Matsen, F.A., Eckstein, F., Vogl, T. & Graichen, H. (2005). Pathomechanics in atraumatic shoulder instability: scapula positioning correlates with humeral head centering. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 433, 82-89.
- Walker-Bone, K., Palmer, K.T., Reading, I., Coggon, D. & Cooper, C. (2004). Prevalence and impact of musculoskeletal disorders of the upper limb in the general population. *Arthritis Rheumatism*, 51 (4), 642-651.
- Wright, A., Wassinger, C., Frank, M., Michener, L. & Hegedus, E. (2012). Diagnostic accuracy of scapular physical examination test for shoulder disorders: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 18, 1-8.
- Wu, G. et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38, 981-992.

- Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T. & Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevations and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18, 756-763.

Anexo(s)

Anexo I

Figura ilustrativa da aplicação do *tape* de McConnell para inibição do TS

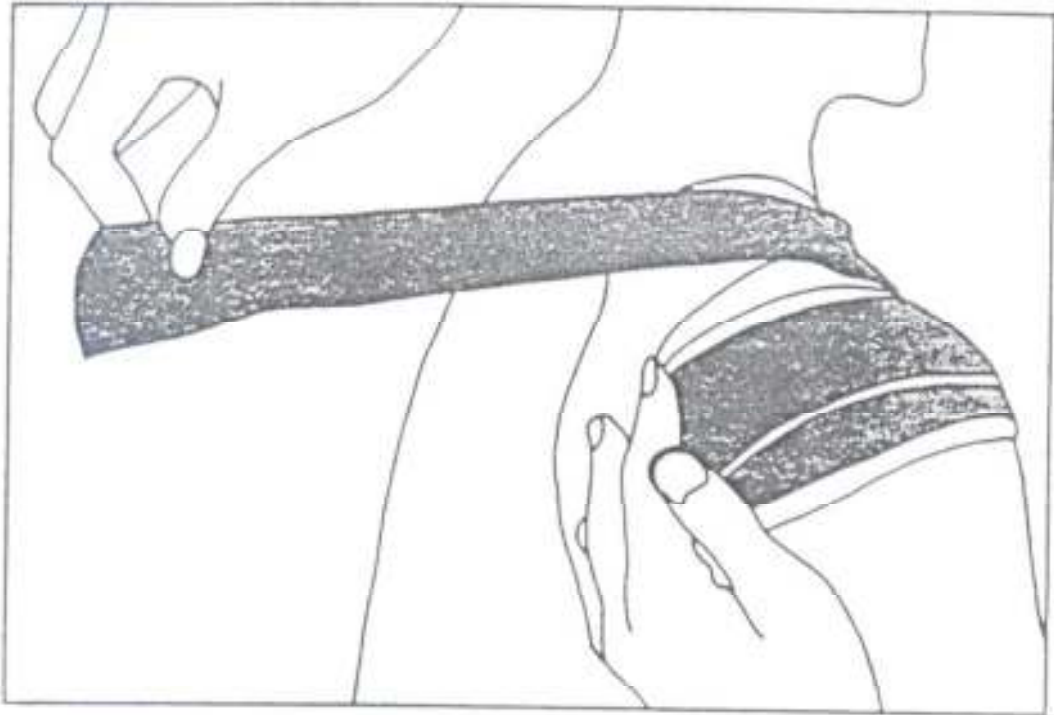
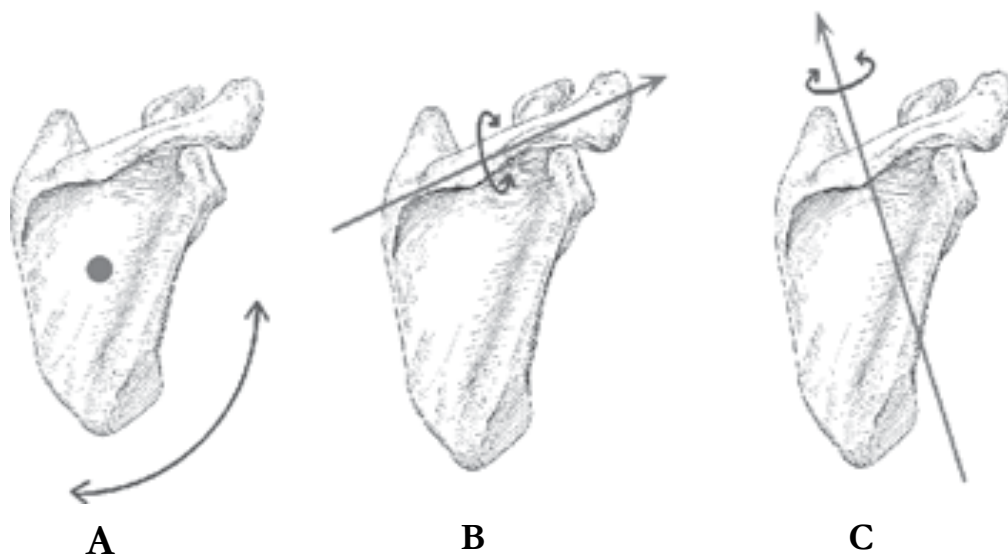


Imagem retirada de “The McConnell Approach to the Problem Shoulder”

Anexo II

Figura ilustrativa dos movimentos da omoplata e a sua nomenclatura



A – Movimento de rotação inferior e superior

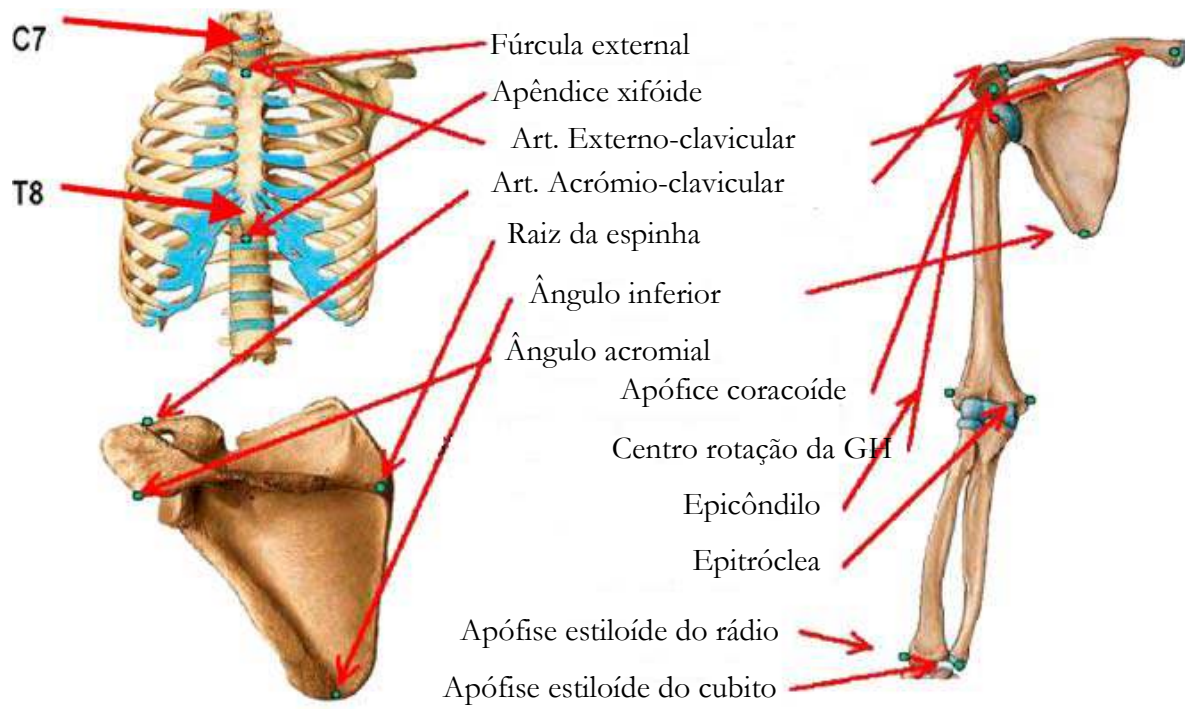
B – Movimento de báscula anterior e posterior

C – Movimento de rotação externa e interna

(A) Rotação superior/inferior sendo o movimento de maior amplitude e mais fácil de observar, e ocorre num eixo perpendicular ao seu plano; (B) báscula anterior/posterior ocorre num eixo que atravessa a espinha da omoplata, a báscula posterior implica que o ângulo inferior da omoplata se mova anteriormente e o bordo superior posteriormente, e é o movimento normal associado à elevação do ombro, e a báscula anterior, surge como uma elevação do ângulo inferior da omoplata; (C) rotação externa/interna da omoplata que ocorre de acordo com o eixo vertical, sendo externa quando o bordo externo se afasta do tórax. (McClure, Greenberg & Kareha, 2012).

Anexo III

Figura ilustrativa dos pontos de referência e dos sistemas de coordenadas locais do tórax, clavícula, omoplata e úmero



Anexo IV

Protocolo de gravação dos ficheiros de EMG e cinemática

Protocolo de gravação para a CVM

1suj_cvm_DA	18suj_cvm_TI
1suj_cvm_TI	18suj_cvm_TS
1suj_cvm_TS	18suj_cvm_DA
2suj_cvm_DA	19suj_cvm_TI
2suj_cvm_TI	19suj_cvm_TS
2suj_cvm_TS	19suj_cvm_DA
3suj_cvm_DA	20suj_cvm_TI
3suj_cvm_TI	20suj_cvm_TS
3suj_cvm_TS	20suj_cvm_DA
4suj_cvm_DA	21suj_cvm_TI
4suj_cvm_TI	21suj_cvm_TS
4suj_cvm_TS	21suj_cvm_DA
5suj_cvm_DA	22suj_cvm_TI
5suj_cvm_TI	22suj_cvm_TS
5suj_cvm_TS	22suj_cvm_DA
6suj_cvm_DA	
6suj_cvm_TI	
6suj_cvm_TS	
7suj_cvm_DA	
7suj_cvm_TI	
7suj_cvm_TS	
8suj_cvm_DA	
8suj_cvm_TI	
8suj_cvm_TS	
9suj_cvm_DA	
9suj_cvm_TI	
9suj_cvm_TS	
10suj_cvm_DA	
10suj_cvm_TI	
11suj_cvm_TS	
11suj_cvm_DA	
13suj_cvm_TI	
13suj_cvm_TS	
13suj_cvm_DA	
14suj_cvm_TI	
14suj_cvm_TS	
14suj_cvm_DA	
15suj_cvm_TI	
15suj_cvm_TS	
15suj_cvm_DA	
16suj_cvm_TI	
16suj_cvm_TS	
16suj_cvm_DA	
17suj_cvm_TI	
17suj_cvm_TS	
17suj_cvm_DA	

Protocolo de gravação para as atividades

Com <i>tape</i>	Sem <i>tape</i>
1suj_balística_tape	1suj_balística
1suj_lenta_tape	1suj_lenta
2suj_balística_tape	2suj_balística
2suj_lenta_tape	2suj_lenta
3suj_balística_tape	3suj_balística
3suj_lenta_tape	3suj_lenta
4suj_balística_tape	4suj_balística
4suj_lenta_tape	4suj_lenta
5suj_balística_tape	5suj_balística
5suj_lenta_tape	5suj_lenta
6suj_balística_tape	6suj_balística
6suj_lenta_tape	6suj_lenta
7suj_balística_tape	7suj_balística
7suj_lenta_tape	7suj_lenta
8suj_balística_tape	8suj_balística
8suj_lenta_tape	8suj_lenta
9suj_balística_tape	9suj_balística
9suj_lenta_tape	9suj_lenta
10suj_balística_tape	10suj_balística
10suj_lenta_tape	10suj_lenta
11suj_balística_tape	11suj_balística
11suj_lenta_tape	11suj_lenta
13suj_balística_tape	13suj_balística
13suj_lenta_tape	13suj_lenta
14suj_balística_tape	14suj_balística
14suj_lenta_tape	14suj_lenta
15suj_balística_tape	15suj_balística
15suj_lenta_tape	15suj_lenta
16suj_balística_tape	16suj_balística
16suj_lenta_tape	16suj_lenta
17suj_balística_tape	17suj_balística
17suj_lenta_tape	17suj_lenta
18suj_balística_tape	18suj_balística
18suj_lenta_tape	18suj_lenta
19suj_balística_tape	19suj_balística
19suj_lenta_tape	19suj_lenta
20suj_balística_tape	20suj_balística
20suj_lenta_tape	20suj_lenta
21suj_balística_tape	21suj_balística
21suj_lenta_tape	21suj_lenta
22suj_balística_tape	22suj_balística
22suj_lenta_tape	22suj_lenta

Apêndices

Apêndice I

Ficha de registo para selecção da amostra

Ficha / Formulário para Selecção da Amostra

Identificação

Data:

Sujeito N°

Nome:

Idade:

Peso:

Altura:

IMC:

Contato:

Atualmente, pratica regularmente (atividade amadora/competição), alguma destas modalidades desportivas?

Andebol

Basquetebol

Voleibol

Ténis

Lançamento do dardo ou peso

Pólo Aquático ou Natação

História Clínica Atual e Anterior sobre o Complexo Articular do Ombro

Neste momento apresenta algum tipo de sintomas nos seus ombros?

Não Sim

Teve algum destes problemas clínicos nos seus ombros?

Fractura

Cirurgia

Roturas Músculo-Tendinosas

Luxações

Nenhum dos anteriores

Alguma vez teve reação alérgica cutânea à aplicação de *tape*, ligaduras adesivas ou seus derivados?

Não Sim

Testes Clínicos para Instabilidade da Articulação Gleno-Umeral

Apprehension Test Positivo Negativo

Relocation Test Positivo Negativo

Anterior Release Test Positivo Negativo

Testes Clínicos para Conflito Sub-Acromial

Hawkins Test Positivo Negativo

Neer Test Positivo Negativo

Apêndice II

Resumo Explicativo aos participantes e Consentimento Informado

Resumo Explicativo aos participantes

“Estudo Sobre os Efeitos do *Tape* McConnell ao nível da intensidade da contração muscular dos Músculos Trapézio Superior e Inferior e cinemática 3D do CAO em Sujeitos Saudáveis”

Investigador Responsável: Ana Clemente

Orientação científica: Professores Ricardo Matias e Marco Jardim

Âmbito do Projeto: Unidade Curricular - Trabalho de Projeto do Mestrado de Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas.

Objetivo: Este projecto tem como objetivo o estudo dos efeitos da aplicação do *Tape* McConnell para Inibição do Trapézio Superior ao nível da intensidade de contração muscular dos músculos trapézio superior e inferior e cinemática 3D do CAO em sujeitos saudáveis.

Procedimentos: Serão realizadas duas avaliações distintas. Na primeira será utilizada um método de avaliação electromiográfica e de cinemática sem qualquer aplicação de *tape* e na segunda repete-se a mesma avaliação, mas com a aplicação do *tape* McConnell para inibição do trapézio superior.

Instrumentos de recolha: Electromiógrafo de superfície e cinemática 3D.

Possíveis Implicações: A estratégia de avaliação / instrumento de recolha utilizado é de natureza não invasiva pelo que não se esperam qualquer tipo de implicações para os sujeitos. Os *tapes* adesivos são hipoalergénicos salvaguardando-se qualquer tipo de intolerância cutânea.

Tempo esperado de recolha: Estima-se que a realização dos dois momentos de recolha tenha a duração média de 30/40 minutos.

*Uma vez confirmados os critérios de elegibilidade para o estudo solicitamos que leia o documento seguinte e, caso concorde, deverá assinar de forma legível.

Consentimento Informado

Eu, _____ aceito participar no estudo ““Estudo Sobre os Efeitos do *Tape* McConnell ao nível da intensidade da contração muscular, tempos de ativação muscular dos Músculos Trapézio Superior e Inferior e cinemática do CAO em Sujeitos Saudáveis” no âmbito da Unidade Curricular - Trabalho de Projeto - do 2º ano do Mestrado de Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas.

Todo o estudo foi-me devidamente explicado, o seu objetivo, procedimentos, instrumentos de recolha e outras implicações, tendo compreendido de forma clara.

Sei que os meus dados serão analisados confidencialmente, omitidos e titulados de forma codificada e toda a informação adjacente será mantida em sigilo e utilizada exclusivamente para este fim. Sei ainda que sou livre de recusar a utilização dos meus dados ou de abandonar o estudo em qualquer momento sem que isso acarrete qualquer consequência.

Assinatura do Sujeito: _____

Assinatura do Investigador: _____

Data: ___/ ___/ ___