

Estudo Electromiográfico do Conflito Sub-Acromial

Leonor Oliveira¹, Paulo Carvalho² & Camilo Moreira³

^{1,2,3}Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH)/Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP)/Instituto Politécnico do Porto (IPP)/Vila Nova de Gaia/Portugal

[1leonorpo@gmail.com](mailto:leonorpo@gmail.com), [2pmc@estsp.ipp.pt](mailto:pmc@estsp.ipp.pt), [3can@estsp.ipp.pt](mailto:can@estsp.ipp.pt)

RESUMO

Objectivo: estudar a actividade muscular no complexo articular do ombro e tronco durante o serviço e a sua relação com o Conflito Sub-Acromial.

Metodologia: estudo observacional, analítico, transversal. Amostra de 15 atletas de voleibol distribuídas em 3 grupos e avaliadas através de electromiografia de superfície em músculos do ombro e do tronco. Foi avaliada a percentagem de activação muscular nas diferentes fases do serviço.

Resultados: aumento de actividade do Trapézio Superior e Infraespinhoso e diminuição do Recto Abdominal e Oblíquo Externo no grupo com Conflito Sub-Acromial.

Conclusão: existem diferenças significativas nas atletas com e sem Conflito Sub-Acromial.

Palavras-Chave: Electromiografia, Voleibol, Estabilidade, Ombro, Conflito Sub-Acromial.

ABSTRACT

Objective: analyze the muscle activity of the shoulder complex during the volleyball serve and the possible correlation with the mechanism of injure of impingement syndrome.

Methods: observational, analytic, transversal study. 15 athletes were divided in three groups and evaluated with surface electromyography. It was study the mean of muscle activation during the different fases of the serve.

Results: increased activity in Upper Trapezius and Infraspinatus and a decreased activity in Rectus Abdominis and Obliquus Externus in athletes with impingement syndrome.

Conclusion: athletes with and without impingement syndrome have significant different muscular activity levels in stabilizers.

Key-Words: Electromyography, Volleyball, Shoulder Stability, Impingement Syndrome.

1. INTRODUÇÃO

As lesões no desporto são frequentes e geralmente recorrentes podendo resultar na paragem da prática da actividade. A Fisioterapia tem um papel cada vez mais importante não só a nível do tratamento destas lesões mas principalmente ao nível da sua prevenção. Para que os programas de tratamento e prevenção estejam adaptados às necessidades de cada atleta e modalidade é necessária uma boa compreensão dos mecanismos de lesão e suas causas.

O Voleibol, sendo uma modalidade de lançamento acima da cabeça (Tilp, Wagner and Müller, 2008; Borsa, Laudner and Saue, 2008), tem uma grande predisposição para as lesões de sobrecarga a nível do ombro, encontrando-se o conflito sub-acromial (CSA) como uma das mais frequentes, podendo provocar afastamento da prática desportiva por 6,2-9,4 semanas/época o que será um grande prejuízo desportivo para este tipo de pacientes. (Verhagen, et al, 2004; Ribeiro, 2007).

O CSA está definido na literatura como sendo a compressão ou irritação mecânica das estruturas da coifa dos rotadores, longa cabeça do bicipite e/ou bursa subacromial devido à diminuição do espaço subacromial, geralmente provocado pelo contacto entre as tuberosidades umerais e o arco coracoacromial. (Michener, McClure and Karduna, 2003; Hanchard, Cummins and Jeffries, 2004) Este contacto pode ser potenciado por

alterações posturais, anatómicas, dos tecidos moles (laxidez ou retrações) e neuromusculares (alteração do ritmo escapulo-umeral, disfunção dos estabilizadores do CAO). (Payne, et al, 1997; Michener, McClure and Karduna, 2003; Hanchard, Cummins and Jeffries, 2004; Ludewig and Reynolds, 2009)

Como tal, este estudo tem como objectivo uma melhor compreensão da actividade muscular na biomecânica do complexo articular do ombro e a sua relação com o mecanismo de lesão do CSA.

O complexo articular do ombro (CAO) é o mais móvel do corpo humano (Kapanji, 2000) e no entanto o seu arranjo osteo-articular não proporciona uma boa estabilidade mecânica. (Hess, 2000; Glenn and Thomas, 2000). Por este motivo a estabilidade deste complexo articular resulta de uma boa interacção e organização dos vários sistemas: capsulo-ligamentar (estabilidade passiva), muscular (estabilidade activa) e neural (controlo). Embora descritos em separado a estabilidade eficaz resulta da interacção próxima de todos estes sistemas (Kapanji, 2000; Glenn and Thomas, 2000; Hess, 2000; Magarey and Jones, 2003).

Os músculos periarticulares desempenham então um papel fundamental na estabilidade articular, sendo considerados como principais estabilizadores os músculos da coifa dos rotadores (subescapular, supraespinhoso, infraespinhoso e pequeno redondo), permitindo a centragem e coaptação articular. (Glenn and Thomas, 2000; Hess, 2000; Voight and Thomson, 2000; Lugo, Kung and Ma, 2008) O seu mau funcionamento leva à alteração do eixo de rotação articular e à translação da cabeça umeral (Magarey and Jones, 2003).

A Escápulo-Torácica (ET) desempenha um papel fundamental tanto na mobilidade como estabilidade de CAO, funcionando como ponto de fixação para os movimentos do membro superior (Ludewig and Cook, 2000; Hess, 2000; Magarey and Jones, 2003; Lugo, Kung and Ma, 2008).

Recentemente tem sido também estudado de que forma o movimento articular distal pode estar relacionado com a estabilidade do tronco (Hodges and Richardson, 1997; Hodges and Richardson, 1997b; Moseley, Hodges e Gandevia, 2002). No entanto não foi encontrado nenhum estudo que relacione a alteração da estabilidade do ombro com a alteração da estabilidade do tronco em atletas e indivíduos saudáveis, apesar de, na área da neurologia existir evidência que prova que pacientes com diminuição da actividade do tronco apresentarem uma função do membro superior menos eficiente. (Champion, Barber and Lynch-Ellerington, 2009)

Em estudos recentes tem sido estudado o efeito da dor na activação muscular e os resultados apontam para uma diminuição do sinal EMG no músculo doloroso (após injeção de solução salina) e um aumento do sinal EMG nos seus sinergistas e antagonistas. (Ervilha, et al, 2005; Falla, Farina and Graven-Nielsen, 2007) Estas descobertas levam a supor que a actividade muscular num indivíduo com CSA pode ser diferente quando este se encontra com dor ou sem dor (Magarey and Jones, 2003). Por esta razão neste estudo foram criados dois grupos para os indivíduos com CSA, um com dor e outro sem dor actualmente.

Na Figura 1 é possível visualizar a sequência de movimento realizada durante o Serviço. Este movimento foi dividido e descrito por Rokito e colegas em 1) Preparação, 2) Iniciação, 3) Aceleração, 4) Desaceleração e 5) Finalização (Rokito, et al, 1998).

Este estudo tem então como objectivo verificar se existem diferenças na actividade dos estabilizadores no grupo com CSA e sem CSA e se existem diferenças na actividade dos estabilizadores nas atletas com CSA com dor e sem dor.

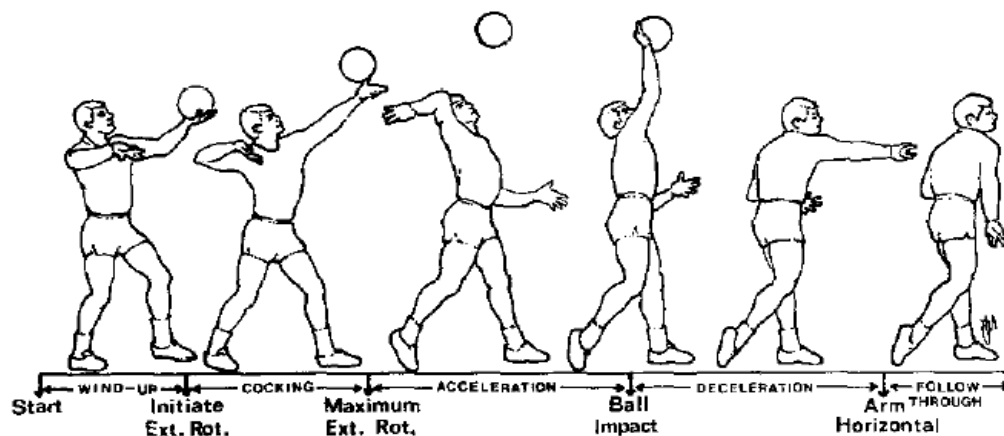


Figura 1 – Estudo esquemático das fases do movimento do Serviço. (Rokito et al, 1998)

2. PARTICIPANTES

2.1 Amostra

A população-alvo para este estudo foram jogadoras de Voleibol a nível amador de competição do sexo feminino. A amostra foi seleccionada, através de método não probabilístico, dentro dos escalões Júnior e Sénior dos departamentos de Voleibol Feminino do Boavista Futebol Clube (BFC) e Associação Académica de S. Mamede (AASM).

Inicialmente foram incluídas todas atletas com mais de 18 anos que frequentassem os treinos semanais regularmente (>3/sem) e jogos semanais (mínimo de 18/época). Depois da avaliação física procedeu-se à sua divisão por grupos da seguinte forma:

- I. Atletas sem dor e sem antecedentes de CSA (Grupo SD) – nunca ter tido episódios de dor no ombro (> 1 semana) (Ludewig and Cook, 2000) e avaliação negativa para os testes de diagnóstico do CSA.
- II. Atletas com dor (Grupo CD) – sentir dor actualmente. Exame físico positivo para CSA (ambos os testes positivos) e músculos da coifa dos rotadores (mínimo um positivo).
- III. Atletas sem dor mas com antecedentes de CSA (Grupo CA) – não sentir actualmente dor mas relatar episódios de dor na face antero-lateral do ombro (> 1 semana) (Ludewig and Cook, 2000). Exame físico positivo para CSA (ambos os testes positivos) e músculos da coifa dos rotadores (mínimo um positivo).

Foram excluídas do estudo todas as atletas que apresentassem: história de traumatismos graves (fracturas, luxações), intervenção cirúrgica no ombro, realização actual de tratamento ao ombro, sintomas positivos na avaliação cervical e/ou parestesias (Ludewig and Cook, 2000), outras patologias (Abate, et al, 2009), prática regular actividade física (fora a desportiva no clube).

Para selecção da amostra foi aplicado um questionário a todas as atletas que se propuseram a participar no estudo, de forma a garantir o cumprimento dos critérios de inclusão e de exclusão. Desta primeira selecção foram excluídas 5 atletas devido a lesões graves no ombro e prática de exercício físico, fora o realizado no clube. Estas 20 atletas foram submetidas a uma avaliação física e divididas por grupos segundo os critérios descritos anteriormente. 5 atletas foram excluídas por sentir dor no ombro mas não cumprirem os critérios de inclusão para o grupo CD.

Tanto os dados antropométricos como os anos de prática desportiva estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1- Descrição da amostra em cada grupo. SD (sem dor), CD (com dor), CA (com antecedentes); D.P. (desvio padrão).

Grupo		Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura(m)	IMC (Kg/m ²)	Anos Pratica
SD	Média	19,40	61,2	1,70	21,07	6,6
	D.P.	1,673	9,1	0,07	1,70	2,9
CD	Média	22,80	67,3	1,73	22,22	12,0
	D.P.	5,718	7,5	0,07	1,30	6,3
CA	Média	18,80	61,4	1,68	21,66	9,2
	D.P.	1,304	7,1	0,07	2,28	3,4

3. METODOLOGIA

3.1 Instrumentos

Com a finalidade de selecção da amostra foi criado um questionário para recolha de informação sobre a prática desportiva, historial médico e patologia do ombro.

Quadro 1- Esquema de explicativo de processos de selecção da amostra.



Foi também criado um protocolo de avaliação física com base nas Guidelines da *Chartered Society of Physiotherapy* (Hanchard, Cummins e Jeffries, 2004) e testado para a sua validade intra-observador – teste/reteste (ICC=0,9374). O protocolo incluía avaliação postural, despiste de outras articulações e patologias, avaliação de amplitudes passivas, testes resistidos específicos para os músculos da coifa dos rotadores, testes específicos de diagnóstico do CSA.

Os testes escolhidos para avaliação do CSA foram o Teste de Hawkins-Kennedy (Hawkins and Kennedy, 1980) e o Teste de Neer modificado (Valadie, et al, 2000). Ambos têm valores de sensibilidade altos (92% e 75%, respectivamente) mas de especificidade baixos (22-44,3% e 33,5-47,5%, respectivamente) (Calis, et al, 2000). Devido aos baixos valores de especificidade apenas foram incluídas no grupo CD e CA atletas que apresentassem ambos os testes positivos.

Foi recolhido sinal electromiográfico (EMG) de superfície recorrendo ao sistema bioPLUXresearch com 6 canais (12 bit) com frequência de amostragem de 1000Hz para recolha EMG e 2 canais (12 bit) com frequência de amostragem de 125 Hz, um dos quais utilizado para alocação do transdutor de pressão. O instrumento utilizado possui os requisitos de impedância, CMMRR, ganhos de amplitude, frequência de resposta e ruído recomendados peças guidelines internacionais.

O software de usado para recolha foi o MonitorPLUX versão 2.0 (Plux, Lisboa, Portugal) e para tratamento de dados de EMG o Acqknowledge® versão 3.9 (Biopac Systems Inc. Goleta, CA, USA). Foram utilizados sensores de EMG activos com filtro de banda-passante de 25-500Hz, um ganho de 1000Hz, factor de rejeição de modo comum 110dB e impedância de 100M Ω . Os eléctrodos utilizados foram eléctrodos passivos (Ag/AgCl) da marca Dahlhausen® com 10mm de diâmetro de superfície de detecção e um transdutor de pressão (ForcePlux) com intervalo de medida entre 0-45Kg, área de detecção com 10 mm de diâmetro, tempo de resposta de 5 μ seg e fiabilidade 0,975.

A imagem foi recolhida através de uma câmara Casio Exilim High-Speed EX-FH25 (300 frames por segundo) e avaliada através do software VirtualDub versão 1.9.9.

3.2 Procedimento

Iniciou-se com a realização de questionário para caracterização e selecção primária da amostra. Posteriormente foi realizada uma avaliação física, segundo o protocolo descrito, sendo sempre realizada pelo mesmo avaliador. De acordo com os resultados obtidos foi realizada a distribuição da amostra pelos 3 grupos de estudo.

Foi recolhido o sinal EMG de superfície sincronizado com o sistema de vídeo através da activação de um LED. Foi colocado um transdutor de pressão na mão da atleta de forma a determinar o momento de impacto na bola. Antes da recolha dos dados os procedimentos foram testados em dois indivíduos não incluídos na amostra.

Iniciou-se com um aquecimento global do MS e tronco seguido da realização de 3 repetições do movimento em estudo (serviço) com 1 min de descanso entre elas.

Anteriormente à colocação dos eléctrodos, a pele foi preparada cuidadosamente, através de abrasão e limpeza com álcool, para reduzir a sua impedância. Os pares de eléctrodos foram colocados a 20mm de distância de centro e aplicados paralelamente à fibra muscular.

As referências de colocação dos eléctrodos foram escolhidas consoante o descrito na bibliografia: Transverso/Oblíquo Interno(TrA/OI): 2cm medial e inferior à espinha ilíaca antero-superior (Marshall and Murphy, 2003); Oblíquo Externo(OE): 15 cm lateral ao umbigo; (Vera-Garcia, Moreside and McGill, 2010) Recto Abdominal (RA): 3 cm superior ao umbigo e 2 cm lateral à linha média (Marshall and Murphy, 2003); Multífidos(Mult): 1 cm lateral ao processo espinhoso de L5 (Vera-Garcia, Moreside and McGill, 2010); Infraespinhoso (Infra): inferior ao ponto médio da espinha da omoplata, a meio da distância entre a espinha e o ângulo inferior (Jaggi, Malone, et al, 2009); Trapézio Superior(TpS): dois terços (medial) da distância entre C7 e o acrómio (Ludewig and Cook, 2000); Trapézio Inferior(TpI): um quarto (medial) da distância entre a coluna torácica e o ângulo inferior da omoplata com o braço a 90° de flexão (Ludewig and Cook, 2000); Grande Dentado(GDe): face lateral do tronco na linha axilar ao nível do ângulo inferior da omoplata (Ludewig and Cook, 2000); Grande Peitoral (porção externa)(GP): no terço medial da clavícula, 3 cm inferior; à linha da clavícula (Jaggi, Malone, et al, 2009); Grande Dorsal(GDo): lateral a T9, sobre o ventre muscular (Vera-Garcia, Moreside and McGill, 2010). O eléctrodo terra foi colocado na apófise estilóide cubital contralateral.

Foram realizadas contracções voluntárias máximas contra resistência externa (5 seg) de todos os músculos envolvidos para posterior normalização (utilizando o valor médio dos 3 seg intermédios).

Após uma explicação sumária do procedimento cada atleta realizou 3 repetições do movimento (serviço). Foi recolhido o sinal EMG de músculos do tronco (Transverso, Oblíquo Externo, Recto Abdominal, Multifídeos) e de músculos do CAO (Infra-espinhoso, Trapézio Superior, Trapézio Inferior, Grande Dentado, Grande Peitoral e Grande Dorsal).

3.3 Processamento de Dados

O sinal EMG foi filtrado com IRR banda-passante a 25-450Hz seguido de um FIR passa-alto, Hamming 50Hz, com coeficiente de 800). Foi posteriormente rectificado, suavizado (janela de 10 amostras), integrado (Root Mean Square, 100 amostras) e normalizado ao máximo para permitir quantificar o sinal EMG relativamente ao seu máximo de actividade.

Recorrendo às imagens de vídeo definiu-se os momentos de transição do movimento o que permitiu definir as suas 5 fases. O sinal EMG foi estudado de acordo com esta divisão.

3.4 Questões Éticas

Todas as participantes foram informadas sobre o conteúdo do estudo e seus procedimentos, assinando o consentimento informado (Anexo 4) considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial. (Helsínquia, 1964; Tóquio, 1975; Veneza, 1983; Hong Kong, 1989; Somerset West, 1996 e Edimburgo, 2000). O anonimato e a confidencialidade dos dados foram mantidos ao longo de toda a investigação.

3.5 Estatística

Para a análise descritiva foram utilizadas as médias como medida de tendência central e o desvio padrão como medidas de dispersão.

Para a análise estatística procedeu-se à agregação do grupo CD e CA num grupo Com CSA (CCSA) e estudou-se de que forma se relaciona com o grupo SD através do teste não-paramétrico de Mann-Whitney, uma vez que a dimensão amostral para cada grupo era baixa (n=5). (Pestana and Gageiro 2003)

Procedeu-se também à pesquisa de diferenças entre o grupo CD e CA utilizando o teste anteriormente descrito (Mann-Whitney).

O intervalo de confiança utilizado foi de 95%, com um nível de significância de 0,05.

Para a realização de todos os cálculos e avaliação estatística foi utilizado o software SPSS PASW Statistics 18.

4. RESULTADOS

Tabela 2- Resultados da percentagem de activação dos diferentes músculos nas diferentes fases do movimento para cada grupo – SD (sem dor), CCSA (com CSA). Valores: Média±Desvio Padrão.

	Grupo	Iniciação	Aceleração	Desaceleração
TrA	SD	41,85% ± 28,23	51,02% ± 15,50	46,56% ± 20,11
	CCSA	22,87% ± 11,19	40,58% ± 17,54	28,88% ± 18,32
OE	SD	39,93% ± 15,80	63,91% ± 23,19	28,71% ± 14,76
	CCSA	25,69% ± 11,09	40,18% ± 22,26	17,29% ± 11,28
RA	SD	26,01% ± 18,49	40,97% ± 22,58	20,28% ± 9,79
	CCSA	17,31% ± 10,60	33,33% ± 23,09	8,90% ± 6,04
Mult	SD	10,31% ± 8,62	35,64% ± 24,93	42,08% ± 25,25
	CCSA	10,32% ± 6,20	31,18% ± 25,02	28,59% ± 18,79
Infra	SD	16,35% ± 4,20	25,21% ± 11,76	35,55% ± 20,06
	CCSA	23,76% ± 13,74	36,52% ± 23,75	37,55% ± 17,59
TpS	SD	23,65% ± 9,51	21,95% ± 15,63	25,82% ± 9,46
	CCSA	37,26% ± 15,94	24,36% ± 24,31	38,07% ± 15,91
TpI	SD	40,31% ± 22,60	22,86% ± 11,06	50,57% ± 13,75
	CCSA	27,93% ± 16,16	21,31% ± 15,73	53,26% ± 21,06
GDe	SD	35,18% ± 5,86	65,65% ± 22,63	53,93% ± 17,15
	CCSA	32,13% ± 15,11	71,14% ± 20,87	51,00% ± 26,43
GP	SD	9,89% ± 3,41	39,39% ± 21,69	20,65% ± 9,32
	CCSA	10,69% ± 6,63	56,93% ± 27,16	26,44% ± 18,50

Foi realizada a exploração dos dados para verificar a presença de outliers. No entanto estes foram mantidos na amostra pois, após serem excluídos, as diferenças nos resultados não foram significativas.

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva dos dados onde se encontraram algumas diferenças entre os grupos SD e CCSA. Dos resultados (apresentados na tabela 2) é de interesse realçar a diminuição do valor médio de activação dos músculos TrA/OI, OE e RA do grupo CCSA em comparação com o grupo SD. Pelo contrário os valores médios dos músculos Infra e TpS encontram-se aumentados neste grupo.

É também de salientar a diferença de activação do TpI na fase de Iniciação (menor no grupo CCSA) e do músculo GP na fase de Aceleração

(maior no grupo CCSA). Para estes mesmos grupos foi posteriormente realizada uma análise estatística para pesquisa de diferenças estatisticamente significativas. Na fase de Iniciação encontrou-se um aumento significativo de actividade do OE no grupo SD ($p=0,05$) e um aumento de actividade do TpS no grupo CCSA ($p=0,05$). Na fase de Aceleração apenas o OE demonstrou um aumento significativo no grupo SD ($p=0,028$). Por fim, na fase de Desaceleração o RA apresentou um aumento significativo no grupo SD ($p=0,006$) e o TpS um aumento significativo no grupo CCSA ($p=0,05$).

Estudou-se também a existência de diferenças entre o grupo CD e CA. Na fase de Iniciação encontrou-se um aumento significativo de actividade do OE ($p=0,048$), Infra ($p=0,028$) e GDe ($p=0,028$) no grupo SD. Na fase de Aceleração a actividade do TrA/OI ($p=0,028$) e GDo ($p=0,028$) apresentavam-se significativamente aumentadas no grupo CA e o Tpl ($p=0,048$) aumentado no grupo CD. Por fim, na fase de Desaceleração o TrA/OI ($p=0,028$) e o GP ($p=0,028$) apresentaram um aumento significativo no grupo CA.

5. DISCUSSÃO

O serviço é um gesto frequente e inerente à prática desportiva que, devido às suas características (gesto rápido, amplitudes extremas de movimento e elevadas forças geradas), é um movimento potencialmente lesivo (Escamilla and Andrews, 2009) principalmente se os mecanismos de estabilização activa não forem eficazes. De facto, o desequilíbrio dos estabilizadores do CAO tem sido apontado como um factor predisponente para o CSA (Michener, McClure and Karduna, 2003; Hanchard, Cummins and Jeffries, 2004; Ludewig and Reynolds, 2009), uma vez que a sua disfunção provoca alteração do eixo de rotação e translação da cabeça umeral. (Magarey and Jones, 2003)

Várias têm sido as razões apontadas para a elevada incidência do CSA em atletas de lançamento acima da cabeça e vários estudos feitos sobre o papel dos estabilizadores do ombro, no entanto apenas um estudo foi encontrado sobre a avaliação EMG do serviço de voleibol (atletas sem patologia) (Rokito, et al, 1998).

Para a realização deste estudo decidiu-se dividir o movimento em cinco fases de forma a proporcionar uma comparação mais real e específica da actividade muscular uma vez que o registo EMG é influenciado pelo comprimento muscular e o tipo e velocidade de contração. (Ludewig and Cook, 2000; Correia and Mil-Homens, 2004) Foram apenas analisadas as fases da Iniciação, Aceleração e Desaceleração pois são estas as fases de maior stress mecânico e muscular (Escamilla and Andrews, 2009), não tendo sido encontradas diferenças significativas na velocidade de execução do gesto.

Assim, pretendeu-se procurar diferenças na actividade muscular de atletas com CSA e sem CSA, avaliando cada músculo nas três fases referidas. Estatisticamente foram encontradas diferenças significativas entre o grupo SD e CCSA ao nível do OE, RA e TpS.

No que concerne os estabilizadores do tronco (OE e RA) não foi encontrado nenhum estudo que correlacionasse a sua actividade com patologias do ombro. Desta forma não podemos suportar esta descoberta com bibliografia para além da que descreve a existência de uma pré-activação destes músculos durante os movimentos do membro superior (Hodges and Richardson, 1997; Hodges and Richardson, 1997b; Hodges, Cresswell and Thorstensson, 1999). Na realidade, noutras áreas da Fisioterapia os estabilizadores do tronco são vistos como a base de sustentação que possibilita a actividade eficiente do CAO. (Champion, Barber and Lynch-Ellerington, 2009) Assim sendo seria de supor que uma diminuição da estabilidade postural influenciaria a estabilidade do CAO, o que poderia explicar a diminuição da actividade do OE e RA no grupo CCSA.

Por outro lado, o aumento da actividade do TpS no grupo CCSA é congruente com o que tem sido descrito em vários estudos (Ludewig and Cook, 2000; Cools, et al, 2007), ao promover um desequilíbrio de forças ao nível da ET e assim alterar o ritmo escapulo-umeral.

Também foram encontrados resultados significativos ao nível do Infra que, ao contrário do que se tinha levantado como hipótese inicialmente, se apresentava aumentado no grupo CCSA. Uma possível explicação para este resultado é o facto de o teste manual máximo ser doloroso nas atletas deste grupo, razão pela qual o valor considerado como máximo poder estar subestimado. Na realidade, ao comparar as médias de força máxima obtidos no teste manual para este músculo, o grupo CD é o que apresenta menor valor (SD – 0,3308; CD – 0,2968; CA – 0,41425).

Embora não tenha atingido valores estatisticamente significativos, o TrA/OI apresentou na análise descritiva uma média de actividade mais de 15% superior no grupo SD em todas as fases do movimento. Esta tendência foi seguida pelos restantes músculos do tronco (OE e RA). Estes dados, associados aos referidos

anteriormente, podem levar a suspeitar de uma relação entre a estabilidade postural e o CSA que poderá ser estudada e melhor compreendida em futuros estudos.

Quando comparado o grupo CD e CA foram encontradas diferenças significativas ao nível do TrA/OI, OE, GDe, Infra, TpI, GP e GDo. Ao contrário da hipótese levantada inicialmente os estabilizadores do CAO (Infra, GDe e TpI) estão aumentados no grupo CD. Uma possível explicação para estes resultados é o facto de serem atletas de competição e continuarem a realização da prática desportiva mesmo durante episódios de dor, o que pode ter levado à aquisição de estratégias de compensação motora.

Este estudo apresenta como limitações o pequeno tamanho e o tipo de selecção da amostra, o que torna difícil a generalização dos resultados a outros grupos não representados na amostra, limitando portanto, a validade externa. Algumas limitações comuns à EMG foram agravadas devido à exigência do movimento e à sua velocidade. Devem ser considerado o possível movimento do ventre muscular em relação aos eléctrodos de superfície e possíveis contaminações de outros músculos (*cross-talking*) devido às elevadas amplitudes e direcções do movimento. O próprio movimento, apesar de descrito na bibliografia da forma apresentada, sofre variabilidade entre as atletas. Ao analisar os dados por fases tentou-se minimizar ao máximo estas diferenças mas não se pode assegurar que não influenciaram o estudo.

O facto de se ter considerado uma classificação geral (CSA) e não alterações específicas pode ter resultado na inclusão de atletas com diferentes disfunções no mesmo grupo o que pode ter tornado os resultados menos evidentes.

Pesquisas futuras são necessárias para confirmar as descobertas do presente estudo e esclarecer se haverá relação entre a estabilidade postural e o CSA. Outras variáveis deverão ser estudadas uma vez que o controlo motor não se baseia apenas na quantidade de activação muscular mas também na sequência e tempo de activação.

6. CONCLUSÃO

Concluiu-se que as atletas com CSA apresentam níveis de actividade muscular, ao nível dos estabilizadores do tronco e CAO, significativamente mais baixos do que as atletas sem CSA. O presente estudo permitiu concluir que existe uma relação entre o nível de actividade dos estabilizadores e o CSA.

7. REFERÊNCIAS

- Abate, S., Siljeholm, I., Amicis, D. & Salini, D. (2009). Pathogenesis of tendinopathies: inflammation or degeneration? *Arthritis Research & Therapy*, 11, 235-250.
- Borsa, Laudner, & Saue. (2008). Mobility and Stability Adaptations in the Shoulder of the Overhead Athlete. *Sports Med*, 38, 17-36.
- Calis, M., Akgun, K., Birtane, M., Karacan, I., Calis, H., & Tuzun, F. (2000). Diagnostic values of clinical diagnostic tests in subacromial impingement syndrome. *Annals of Rheumatic Disease*, 59, 44-47.
- Champion, Barber, & Lynch-Ellerington. (2009). Recovery of Upper Limb Function. In Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, *Bobath Concept - Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. United Kingdom: Wiley-Blackwell.
- Cools, Declercq, Cambier, Mahieu, & Witvrouw. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17, 25 - 33.
- Correia, & Mil-Homens. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Cruz Quebrada: FMH Edições.
- Donatelli. (1997). *Physical Therapy of the Shoulder, 3rd Ed*. New York: Churchill Livingstone.
- Ervilha, Farina, Arendt-Nielsen, & Graven-Nielsen. (2005, July). Experimental muscle pain changes motor control strategies in dynamic contractions. *Exp Brain Res*, 164, 1432-1106.
- Escamilla, R., & Andrews, J. (2009). Shoulder Muscle Recruitment Patterns and Related Biomechanics during Upper Extremity Sports. *Sports Med*, 39, 569-590.
- Falla, Farina, & Graven-Nielsen. (2007). Experimental muscle pain results in reorganization of coordination among trapezius muscle subdivisions during repetitive shoulder flexion. *Exp Brain Res*, 178, 385-393.
- Glenn, & Thomas. (2000). Functional Anatomy of the Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35, 248-255.
- Hanchard, Cummins, & Jeffries. (2004). Evidence-based clinical guidelines for the diagnosis, assessment and physiotherapy management of shoulder impingement syndrome. *Ch. Society of Physiotherapy, London, UK*
- Hawkins, & Kennedy. (1980). Impingement syndrome in athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 8, 151-158.

- Hess. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy* , 5, 63-71.
- Hodges, & Richardson. (1997). Contraction of the Abdominal Muscles Associated with Movement of the Lower Limb. *Physical Therapy* , 77, 132-142.
- Hodges, & Richardson. (1997b). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res* , 114, 362–370.
- Hodges, Cresswell, & Thorstensson. (1999). Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res* , 124, 69-79.
- Jaggi, A., Malone, A., Cowan, J., Lambert, S., Bayley, I., & Cairns, M. (2009). Prospective blinded comparison of surface versus wire electromyographic analysis of muscle recruitment in shoulder instability. *Physiotherapy Research International* , 14, 17–29.
- Kapanji. (2000). *Fisiologia articular, Volume 1 : Esquemas comentados de mecânica humana*. Rio de Janeiro: Medicina Panamericana Editora do Brasil Ltda.
- Ludewig, & Cook. (2000). Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement. *Physical Therapy* , 80, 276-291.
- Ludewig, & Reynolds. (2009). The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther* , 39 (2), 90-104.
- Lugo, Kung, & Ma. (2008). Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology* , 68, pp. 16-24.
- Magarey, & Jones. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy* , 8, 195–206.
- Marshall, P., & Murphy, B. (2003). The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology* , 13, 477–489.
- Michener, McClure, & Karduna. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics* , 18, 369–379.
- Moseley, Hodges, & Gandevia. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* , 27, E29-36.
- Nikolaidis. (2008). The Effect of Muscle-Damaging Exercise on Blood and Skeletal Muscle Oxidative Stress. *Sports Med* , 38, 579-606.
- Payne, Deng, Craig, Torzilli, & Warren. (1997). The Combined Dynamic and Static Contributions to Subacromial Impingement - A Biomechanical Analysis. *Am J Sports Med* , 25, 801-808.
- Pestana, & Gageiro. (2003). *A análise de dados para as redes sociais - SPSS*. Silabo.
- Proske, & Morgan. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology* , 537, 333–345.
- Ribeiro. (2007). Incidência de Lesões no Voleibol: Acompanhamento de uma Época Desportiva. *Arquivos de Fisioterapia* , 1, 29-34.
- Rokito, Jobe, Pink, Perry, & Brault. (1998). Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* , 7, 256-263.
- Tilp, Wagner, & Müller. (2008). Differences in 3D kinematics between volleyball and beach volleyball spike movements. *Sports Biomechanics* , 7, 386–397.
- Valadie, Jobe, Pink, Ekman, & Jobe. (2000). Anatomy of provocative tests for impingement syndrome of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* , 9, 36-45.
- Vera-Garcia, F., Moreside, J., & McGill, S. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* , 20, 10-16.
- Verhagen, Beek, Bouter, & Bahr. (2004). A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *Br J Sports Med* , 38, 477–481.
- Voight, & Thomson. (2000). The Role of the Scapula in the Rehabilitation of Shoulder Injuries. *Journal of Athletic Training* , 35, 364-372.
- Wilk, Meister, & Andrews. (2002). Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *Am J Sports Med* , 30, 136-151.