

# Analise eletromiográfica do quadríceps femoral em atletas de voleibol e baquetebol

## Autores

---

Eduardo de Latorre Fusatto  
Carolina Barbosa Ribeiro  
Rinaldo Roberto de Jesus Guirro  
Maria Imaculada de I Montebelo

## Orientador

---

Sergio Henrique Borin

## 1. Introdução

---

A eletromiografia (EMG) é uma técnica que permite visualização das mudanças do potencial elétrico de um músculo que permite acesso aos padrões de atividade elétrica muscular, possibilitando a investigação sobre possíveis sinergias, bem como predominância muscular em padrões específicos de movimento. (AMADIO et al., 1999). A EMG é a representação direta do disparo do potencial de ação das unidades motoras que compõe um músculo. (CHESLER & DURFFE, 1997; LARSSON, 1999) Tem sido utilizado também como instrumento cinesiológico para estudo da função muscular, sendo empregada no estudo da atividade muscular e no estabelecimento do papel de diversos músculos e atividades específicas. (PORTNEY, 2004).

O potencial de ação de um nervo é o resultado da despolarização da membrana da fibra nervosa que se propaga ao longo da mesma, seguindo também pelas fibras musculares por ela inervadas. (BARTLETT, 1997; GUYTON & HALL, 1996).

O efeito de potencialização manifesta – se em maior magnitude nos músculos onde predominam fibras do tipo II (HAMADA et al., 2000). Isso porque as fibras tipo II sofrem maior fosforilação da miosina regulatória de cadeia leve que as tipo I (SALE, 2002). Conseqüentemente, músculos com alto percentual de fibras do tipo II exibem maior possibilidade de potencialização.

Os músculos extensores da perna, especificamente o vasto medial longo (VML) , vasto medial obliquo (VMO) e o vasto lateral (VLL), apresentam diferenças quanto a sua constituição, onde o primeiro tem predomínio de fibras musculares do tipo I, resistentes à fadiga, enquanto que o VLL e o VMO são predominantemente do tipo II, altamente energéticos, mas rapidamente fadigáveis (RAINOLDI, et al., 2000).

Sendo assim a eletromiografia, é um importante meio de analisar a despolarização muscular em atletas de diferentes modalidades esportivas, bem como atletas de basquete e voleibol.

O basquetebol é considerado uma modalidade esportiva composta de uma sucessão de esforços intensos e breves, realizados em ritmos diferentes. Utiliza do metabolismo anaeróbio láctico e alático (Borin, 2000) É um jogo que exige grande coordenação motora e movimentos de grande intensidade, que permite o

desenvolvimento de muitas capacidades físicas que a vida moderna exige de cada indivíduo (DAIUTO, 1981). As habilidades envolvidas no basquetebol são arremessos, passes, saltos, corridas, dribles, rebotes e a execução sólida de jogadas ofensivas e defensivas (SCOTT, 2001).

O voleibol é um esporte que alterne a atividade aeróbica e anaeróbica, assim requerendo a potencialidade muscular da força e do poder. O atleta deve possuir a flexibilidade, a força, o poder, a agilidade e a aptidão aeróbica praticá-la (Schutz, 1999).

## 2. Objetivos

---

Frente o exposto, o objetivo do trabalho foi comparar a atividade eletromiográfica do músculo quadríceps de atletas do sexo feminino da modalidade de basquete em relação ao vôlei.

## 3. Desenvolvimento

---

### SUJEITOS:

Foram avaliados 20 voluntários atletas do sexo feminino, divididos em dois grupos: grupo de atletas do voleibol (GV) (n=10) com (18,5±0,7).e o grupo de atletas do basquetebol (GB) (n=10) (22,4±1,4) submetidas a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) nas angulações de 30° e 90°.

### CRITÉRIOS DE INCLUSÃO:

Como critério de inclusão para o grupo de atletas, as voluntárias não poderiam apresentar:

História de disfunção músculo-esquelética e fraturas, na articulação fêmoro-patelar, quadril e tornozelo; Não ter realizado qualquer tipo de cirurgia; Não apresentar distúrbios endócrinos-metabólicos, alterações posturais importantes e retrações musculares severas.

### EQUIPAMENTOS:

A atividade EMG foi obtida usando um módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 – V2 (LYNX®) com 16 canais de entrada, conectados a um conversor analógico – digital, com interface a um microcomputador. Para o sinal proveniente da célula de carga o canal de numero 12 foi calibrado para receber até 2V.

Os registros da EMG dos músculos VMO, VLL e VLO foram obtidos por meio de eletrodos bipolar de superfície (LYNX®), constituído de duas barras de prata pura de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura com ganho de 100 vezes e um eletrodo referência constituído de uma placa de 3 cm de diâmetro.

Para a localização do ponto motor dos músculos extensores da perna, foi utilizado um aparelho de estimulação elétrica transcutânea (TENS marca KLD®) com frequência variando de 5 a 100 Hz, e largura de pulso de 10 a 200 µs, com intensidade máxima de 60 mA.

Os exercícios foram realizados numa mesa extensora de BONNET (CARCI®), que permite a fixação mecânica dos membros inferiores, em diferentes ângulos de flexão do joelho, proporcionando uma contração isométrica. As angulações foram mensuradas através de um goniômetro universal (CARCI®).

#### ANÁLISE ESTATÍSTICO:

Os dados foram submetidos ao teste Friedman em nível de significância de 5%. ( $p < 0,05$ ).

## 4. Resultados

---

Em relação à biomecânica do gesto esportivo no voleibol a realização dos fundamentos de defesa, saque por cima (sem salto), bem como nas posições de expectativa para bloqueio e ataque, nas atletas de vôlei avaliadas permaneciam com os joelhos na posição de 30 graus de flexão, isto é, fazendo uma contração isométrica dos extensores da perna, mostrando que há uma especificidade com contração e ângulo bem definidos. Segundo Bevilaqua-Grossi et al., (2004) evidenciaram durante o agachamento a 45° maior atividade elétrica do músculo VLL quando comparado com os músculos VMO e VLO em indivíduos sedentários. No entanto, buscando na literatura trabalhos que discorrem sobre a especificidade do movimento em atletas, Neto (1984) e Shalmanov (1998) descrevem em seus estudos sobre biomecânica dos fundamentos no voleibol, ao qual a posição da articulação do joelho pode ocorrer uma variação do ângulo de flexão entre 30 a 50 graus de flexão do joelho.

No caso das jogadoras de basquete na posição de defesa estas mantêm uma angulação de 70° a 90° de joelho o que solícita mais a atividade muscular do músculo VMO concordando com os resultados de Signorile et al., (1995), que também evidencia maior atividade elétrica dos músculos VMO e VLL com joelho flexionado a 90° com a tíbia em posição neutra em relação ao VLO.

Contudo, a diferença de padrão de despolarização encontrada entre as jogadoras de basquete e voleibol, onde há uma menor solicitação (RMS menor), do músculo VLL do basquete em relação ao vôlei, pode-se justificar pela especificidade do movimento citado acima onde as jogadoras de basquete realizam o gesto esportivo na angulação próxima a 90° de flexão de joelho, e, quando realizam salto, não há necessidade de explosão no mesmo, principalmente nos fundamentos de arremesso e bandeja, apenas ocorrendo no rebote o trabalho de explosão. (DIAS NETO, 1996). Sendo que, o voleibol, por ser uma modalidade esportiva que sobrecarrega as articulações dos membros inferiores exigindo especificidade de alguns músculos, negligenciando outros, pode favorecer um trabalho maior do VLL. O que não ocorre com o basquete, que trabalha de uma forma mais global com a musculatura de quadríceps, pois segundo Escamilla et al., (1998) o músculo quadríceps apresenta maior atividade elétrica em cadeia cinética fechada nos ângulos maiores de 83°, o que favorece o trabalho específico no basquete,

No entanto, pode – se verificar que as várias modalidades esportivas exigem a estruturação de programas

de treinamento que combinem a força e a resistência aeróbia para otimizar seu rendimento em jogos e competições. Essa otimização depende do tipo, da intensidade, da duração e da frequência de treinamento. No entanto, além dessas variáveis de carga de treinamento, o desenvolvimento específico da resistência aeróbia ou da força também depende se elas estão combinadas no mesmo período de treinamento (Paulo et al., 2005). Portanto, o treinamento específico entre essas duas modalidades diferem, podendo ser um fator que pode ter contribuído para ocorrer maior solicitação do VLL no grupo de atletas de vôlei a 90°, já que a especificidade do treinamento desse esporte requer movimentos específicos diferente do basquete, ocorrendo assim, recrutamento diferenciado de determinadas fibras musculares para o mesmo músculo avaliado, no caso específico desse trabalho, o quadríceps.

Na área desportiva a verificação da fadiga muscular tem fundamental importância, pois demonstra a resistência de determinados grupos musculares de atletas de diferentes modalidades, indicando assim, possíveis alterações no padrão de fadigabilidade de um mesmo músculo estudado entre os grupos com especificidade diferente. No caso desse estudo, atletas de basquetebol e voleibol femininos.

A fadiga muscular, definida como a incapacidade na manutenção de um nível esperado de força (DIMITROVA & DIMITROV, 2003; ENOKA & STUART, 1992) tem sido amplamente investigada nas áreas clínica e desportiva. Compreender os mecanismos que envolvem a regulação da contração muscular sob condição de fadiga é de fundamental importância, na medida em que é desencadeada por um serie de fatores, tais como o tipo de músculo envolvido, duração da contração, nível de sobrecarga e tipo de tarefa executada (ENOKA & STUART, 1992; LATASH, 1998).

Os resultados obtidos em nosso trabalho relacionados à 30° e 90° dos músculos VMO, VLL e VLO, demonstraram que as atletas de basquete obtiveram um FM menor que do vôlei, ou seja, nestas angulações os músculos no vôlei fadigam mais rápido que no basquete.

Baseado no princípio da especificidade, o treinamento de força provoca adaptações morfo-funcionais específicas e diferenciadas quando comparadas às adaptações que advêm do treinamento de resistência aerobia (Hass et al., 2001). Em geral, as adaptações resultantes de um programa de treinamento de força incluem aumento da massa corporal magra, aumento da massa óssea, melhora na coordenação inter e intra-muscular (Dudley & Fleck, 1987) e aumento da área de secção transversal das fibras musculares do tipo I, IIa e IIb (Hakkinen et al., 2003).

Travnik et al. 1995 sugerem a existência de maiores concentrações de fibras tipo I no VML e do tipo IIb para o VMO. Seus resultados não demonstraram diferenças significativas entre o VMO, VML e VL para as fibras tipo IIa. No entanto, o VL apresentou maior proporção de fibras do tipo IIb. Estas diferenças evidenciam diferentes demandas e funções musculares específicas. A execução de gestos motores em maior ou menor velocidade ou força geram diferentes padrões de recrutamento motor.

A literatura internacional tem adotado com frequência a terminologia treinamento concorrente para se referir aos programas que combinam treinamento de força e de resistência aeróbia num mesmo período de tempo, assim como as possíveis adaptações antagônicas produzidas pelo treinamento dessas duas capacidades motoras (Bell et al., 2000; Hakkinen et al., 2003; McCarthy et al., 2002).

Recentemente, Putman et al. (2004) demonstraram que o treinamento concorrente resultou numa maior transição de fibras rápidas para lentas e que também houve uma atenuação da hipertrofia das fibras

musculares do tipo I quando comparado ao treinamento de força isolado. Além disso, Green et al. (1999) demonstraram haver uma conversão mais evidenciada no continuum das fibras musculares para o tipo IIa e uma redução mais acentuada nas fibras tipo IIb quando comparado às adaptações do treinamento de resistência aeróbia isolado.

Hickson et al. (1988) também demonstraram que o treinamento concorrente permitiu aos sujeitos suportar por mais tempo uma atividade aeróbia no cicloergômetro sem o aumento concomitante do  $VO_2$ máx. Os pesquisadores sugeriram que um aumento na força dos membros inferiores pode melhorar o tempo para atingir a exaustão pela diminuição da proporção da força máxima requerida para cada pedalada. Isto, teoricamente, aumentaria a participação das fibras do tipo I e retardaria o recrutamento maior das fibras glicolíticas do tipo II que são as fibras que fadigam mais rapidamente.

Sendo assim, isto justifica o RMS maior do basquete, na maioria dos músculos analisados, menos o VLL a 90°, e um FM menor em todos os músculos analisados, em relação ao vôlei. Sabendo que um RMS maior está relacionado a uma maior despolarização das fibras musculares, o que significa um maior recrutamento das fibras musculares. Já em relação ao FM, quanto menor os resultados, menor a fadiga da musculatura.

## 5. Considerações Finais

---

O RMS foi maior no grupo das atletas de basquete, na maioria dos músculos analisados quando comparado com o grupo das atletas de voleibol, menos o VLL a 90°. Quanto aos resultados da FM, foi menor no grupo atletas de basquetebol quando comparados com as atletas de voleibol feminino.

## Referências Bibliográficas

---

AMADIO, A. C. et al. Introdução à Análise do movimento humano-Descrição e Aplicação dos Métodos Biomecânicos de Medição. **Revista brasileira de Fisioterapia**. 1999; 3 (2): 41-54

BARTLETT, R. Introduction to Sports Biomechanics. Oxford, **E & FN Spon**, 1997

BELL, G.J.; SYROTUIK, D.; SOCHA, T.; MACLEAN, I.; QUINNEY, H.A. Effect of strength training and concurrent strength and endurance training on strength, testosterone, and cortisol. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.11, n.1, p.57-64, 1997.

CHESLER, N.C., DURFEE, W. K. Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contractions. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v. 7, n. 1, p. 27-37, 1997.

DAIUTO, M. B. **Basquetebol – Manual do técnico**. São Paulo: Cia Brasil Editora,

1981.

DIAS NETO, J.M.M, Análise das habilidades motoras no basquetebol de acordo com a posição do jogador, **Dissertação de mestrado apresentado na UFRJ**, Centro de ciências da Saúde – Rio de Janeiro, 1996.

DIMITROVA, N. A., DIMITROV, G. V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **J Electromyogr Kinesiol** 2003;13:13-36.

DUDLEY, G.A.; FLECK, S.J. Strength and Endurance Training: are they mutually exclusive. **Sports Medicine**, v. 4, n.2, p.79-85, 1987.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G. S. et al., Biomechanics of the knee during closed kinetic chain open kinetic chain exercises. **Med. Sci. Sports Exer.**, v.30, n. 4, p. 556-569, 1998.

ENOKA, R. M., Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol** 1992;72:1631-48.

GREEN, H.; GOREHAM, C.; OUYANG, J.; BALL-BURNETT, M.; RANNEY, D. Regulation of fiber size, oxidative potential, and capillarization in human muscle by resistance exercise. **American Journal Physiology**, v.276, n.2, p. 591- 596, 1999.

GROSSI, D.B., Pedro, V. M., Bérzin, F. Análise funcional dos estabilizadores da patela. **Acta Ortop. Brás.**, vol. 12, p. 99-104, 2004.

GUYTON, A. C.; HALL, J.E. **Textbook of Medical Physiology**. Philadelphia, Saunders, 1996,57-72.

HAMADA, T. et al. Postactivation potentiation, Fiber Type, and Twitch Contraction

Time in Human Knee Extensor Muscles. **Journal of Applied Physiology**. 2000; 88:2131-2137.

HAKKINEN, K; ALEN, M.; KRAEMER, W.J.; GOROSTIAGA, E.; IZQUIERDO, M.; RUSKO, H.; MIKKOLA, J.; HAKKINEN, A.; VALKEINEN, H.; KAARAKAINEN, E.; ROMU, S.; EROLA, V.; ATHIAINEN, J.; PAAVOLAINEN, L. Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. **European Journal Applied Physiology**, v. 89, n.1, p. 42-52, 2003.

HASS, C.J.; GARZARELLA, L.; HOYOS, D.; POLLOCK, M.L. Concurrent improvements and cardiorespiratory and muscle fitness in response to total body recumbent stepping in humans. **European Journal Applied Physiology**, v. 85, n.1-2, p. 157-163, 2001.

HICKSON, R.C.; DVORAK, B.A.; GOROSTIAGA, E.M.; KUROWSKI, T.T.; FOSTER, C. Potential for strength and endurance training to amplify endurance performance. **Journal of Applied Physiology**, v.65, n.5, p. 2285-2290, 1988.

LARSSON, B. et al. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of dynamic contractions. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.9, p.351-357, 1999.

LATASH, M. L. Fatigue. In: **Neurophysiological basis of movement**. Human Kinetics, 1998.

McCARTHY, J.P.; POZNIAK, M.A.; AGRE, J.C. Neuromuscular adaptations to concurrent strength and endurance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 34, n.3, p. 511-519, 2002.

NETO, J. I. S. **Musculação no Voleibol**. Sprint, n. 03/mai-jun, p. 117-121, 1984.

PAULO, A. C., SOUZA, E. O., LAURENTINO, G., et al., Efeito do treinamento concorrente no

desenvolvimento da força motora e da resistência aeróbia. **Rev. Mackenzie de Educação Física e Esporte**. Vol. 4, n. 4, p. 145-154, 2005.

PORTNEY, L.; ROY, S.H. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O`SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, p.213-256; 2004.

PUTMAN, C.T.; XU, X.; GILLIES, E.; MacLEAN, I.M.; BELL, G.J. Effects of strength, endurance and combined training on myosin heavy chain content and fibre type distribution in humans. **European Journal Applied Physiology**, v.92, n.4, p. 376-384, 2004.

RAINOLDI, A., NAZZARO, M., MERLETTI, R., FARINA, D., CARUSO, I., GAUDENTI, S., Geometrical factors in dynamic surface EMG of vastus medialis and lateralis. **J. Electromyogr. Kinesiol.** v.10, n.5, p.327-336. 2000

SALE, D. G. Postactivation Potentiation: Role in Human Performance. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. 2002;30 (3) 138-143.

SCHUTZ, L. K. Volleyball. **Phys Med Rehabil Clin N Am**. Vol. 19. p. 19-34, 1999.

SCOTT, J. W. **The basketball book**. New York: Ally & Bacon, 2001.

SHALMANOV, A. A. **Voleibol: Fundamentos biomecânicos**. 1ª ed.. Phorte editora. Guarulhos, 1998.

SIGNORILE, J. F., et al.,The effect of knee and foot position on the eletromyographical activity of the superficial quadriceps. **JOSPT J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v. 22, n.1, p. 2-9, 1995.

TRAVNIK, L., PERNUS, F., ERZEN, I., Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquuus muscles. **J. Anat.**, vol. 187, p. 403-411, 1995.

## Anexos

Tabela 1: Avaliação Eletromiográfica do Membro Inferior direito (MID) das atletas de basquete e vôlei, nas angulações de 30 e 90° nas variantes de RMS e FM. Apresentados em média e Desvio Padrão.

MID	RMS				FM			
	30°		90°		30°		90°	
Ang.								
Méd.	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>
VMO	195,66±100,01*	87,98±54,21	261,87±151,62*	122,88±70,43	61,66±15,54	116,29±14,05	58,07±9,02	116,60±23,31
VLL	129,52±83,24	80,05±69,27	122,63±65,63	126,09±72,12	69,66±11,60*	136,42±30,78	59,89±8,47*	103,59±27,09
VLO	92,99±71,41	71,49±33,96	147,72±98,41*	78,76±35,08	61,85±11,91	145,86±20,77	52,36±5,67	109,20±16,67

\* = significância de  $p < 0,05$

Tabela 2: Avaliação Eletromiográfica do Membro Inferior Esquerdo (MIE) das atletas de basquete e vôlei, nas angulações de 30 e 90° nas variantes de RMS e FM. Apresentados em média e Desvio Padrão.

MIE	RMS				FM			
	30°		90°		30°		90°	
Ang.								
Méd.	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>	<i>Basquete</i>	<i>Vôlei</i>
VMO	223,61±92,16*	115,08±126,71	281,46±205,17*	183,63±159,79	55,71±9,94*	105,36±33,31	53,66±9,84	101,35±12,40
VLL	109,75±50,66*	67,89±50,94	100,22±47,85	107,92±60,87	75,52±12,48	136,72±25,88	63,34±11,10*	96,67±16,96
VLO	105,46±35,41*	55,91±28,81	135,59±89,80*	64,71±31,42	55,62±5,51	147,01±22,08	54,30±9,68	112,25±11,67

\* = significância de  $p < 0,05$