



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Figueirêdo Dantas, Glauko André; de Almeida Ferreira, José Jamacy; dos Santos, Heleodório
Honorato

Comportamento eletromiográfico da musculatura cervical e do ombro durante corrida de kart

ConScientiae Saúde, vol. 11, núm. 3, 2012, pp. 477-483

Universidade Nove de Julho

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92923694015>

- ▶ Como citar este artigo
- ▶ Número completo
- ▶ Mais artigos
- ▶ Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe , Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Comportamento eletromiográfico da musculatura cervical e do ombro durante corrida de kart

Electromyographic behavior of neck and shoulder muscles during race kart

Glauco André Figueirêdo Dantas¹; José Jamacy de Almeida Ferreira²; Heleodório Honorato dos Santos²

¹Fisioterapeuta da Secretaria Municipal de Saúde de João Pessoa, PB – Brasil.

²Professor Doutor do Departamento de Fisioterapia – UFPB. João Pessoa, PB – Brasil.

Endereço para correspondência

Heleodório Honorato dos Santos

Av. Mons. Odilon Coutinho, 191/402, Cabo Branco

58045-120 – João Pessoa, PB – Brasil.

dorioufpb@gmail.com

Editorial

Ciências básicas

Ciências aplicadas

Estudos de casos

Instruções para os autores

Resumo

Introdução: No *kart*, uma modalidade do automobilismo, é comum pilotos se queixarem de dores cervicais e/ou nos membros superiores. **Objetivo:** Analisar o comportamento eletromiográfico da musculatura cervical e do ombro em pilotos de *kart*. **Métodos:** Analisaram-se os músculos TS, EA, ECM, e DA de 21 homens, com pelo menos seis meses de prática no *kart*, sendo comparada a *Root Mean Square* (RMS) normalizada pelo pico do sinal EMG entre os lados direito e esquerdo, com e sem uso de colete cervical (testes “t” Student e Wilcoxon) e entre músculos do mesmo lado (ANOVA One-way), normalizados pelo pico. **Resultados:** O DA esquerdo mostrou maior ativação comparado ao DA direito, entre os músculos de mesmo lado e com e sem uso de colete ($P<0,01$). **Conclusões:** A musculatura do ombro foi mais ativada que a do pescoço durante a corrida de *kart*, e o uso do colete não alterou a atividade EMG cervical.

Descritores: Eletromiografia; Lesões do esporte; Membro superior; Pescoço.

Abstract

Introduction: In *kart*, a motoring mode is common pilots complaining of neck and/or upper limbs pain. **Objective:** To analyze the electromyographic behavior of neck and shoulder muscles in the *kart* racing. **Methods:** The upper trapezius (UT), anterior scalene (AS), sternocleidomastoid (SCM) and anterior deltoid (AD) of the 21 men ($26,95 \pm 7,83$ years) were analyzed with at least six months of practice in the *kart* and compared the Root Mean Square (RMS) normalized for peak of the EMG signal between the left and right sides, with and without the use of cervical protector (Student's t-test and Wilcoxon test) and between the muscles on the same side (ANOVA One-Way) normalized by the peak. **Results:** The left AD show higher activation compared to the right, between the muscles and the same side and with and without use of the cervical protector ($P<0,01$). **Conclusions:** The shoulder was more active than neck musculature during a race *kart* and the use of the cervical protector did not change the cervical EMG activity.

Key words: Athletic injuries; Electromyography; Neck; Upper extremity.

Introdução

O automobilismo é um esporte caracterizado pela alta tecnologia dos carros e por uma extraordinária exigência física dos pilotos que, muitas vezes, põe em questão os limites do homem; no entanto, a capacidade física de pilotos de elite não é conhecida, e essa falta de dados ocorre principalmente devido ao baixo uso da medicina esportiva e da ciência do exercício nesse tipo de esporte¹.

Além de estar exposta a situações de alto risco, como acidentes, a maioria dos pilotos relata um grande desgaste físico, caracterizado por uma sobrecarga da musculatura cervical e dos membros superiores, devido à força da gravidade nos diversos circuitos². Somando-se a isso, o estresse provocado pela exposição às altas pressões externas (equipes de trabalho, patrocinadores, telespectadores) para atingir sempre o limite durante a corrida, também já foi constatado³.

No exercício da condução de veículos, as ocorrências de queixas vão da rigidez muscular ocasional às dores crônicas no pescoço/ombro/coluna lombar e, segundo Bongers e Boshuizen⁴, são consideradas como as áreas do corpo mais comumente afetadas em praticantes dessa modalidade esportiva⁵.

A etiologia da dor no pescoço é multifatorial, tornando difícil determinar a causa exata de seu desenvolvimento⁶; contudo, fatores psicossociais, antropométricos, biomecânicos e fisiológicos têm sido identificados como contribuintes para o desenvolvimento de dores na coluna cervical em pilotos de automóveis⁷.

É sabido que tanto pilotos amadores quanto profissionais estão submetidos às vibrações provenientes dos carros de corrida que resultam, principalmente, em disfunções musculoesqueléticas⁵ e que os mecanismos pelos quais a vibração causa essas disfunções são semelhantes aos de outros trabalhos ou ocupações⁸.

Visando conhecer melhor o comportamento, a função e a disfunção da musculatura cervical, a utilização da eletromiografia de superfície (EMG) pode responder questões ainda obscuras

a respeito desses músculos⁹, uma vez que esse recurso vem sendo bastante utilizado em diversas áreas das ciências biológicas, inclusive na Fisioterapia¹⁰, auxiliando o profissional desde o processo de avaliação¹¹ até o desenvolvimento de planos de tratamento¹².

Segundo Falla et al.¹³, a coluna cervical é cercada por um arranjo complexo de músculos que contribuem para o controle da cabeça e do pescoço; entretanto, em decorrência das diferenças morfológicas entre as camadas musculares que sustentam a espinha, há uma variação no seu efeito mecânico sobre a coluna vertebral e – segundo Kamibayashi e Richmond¹⁴, que após extensa dissecação anatômica identificaram mais de 20 pares de músculos que estabilizam e/ou movem a cabeça e o pescoço –, apenas alguns músculos são suficientemente superficiais para serem avaliados por EMG.

Mesmo em corridas de *kart*, em que a velocidade alcançada é bem menor que em outras categorias do automobilismo, a necessidade do fortalecimento da musculatura do pescoço é algo imprescindível. Ao realizar as curvas em alta velocidade, a tendência é que a cabeça do piloto seja empurrada para o lado de fora da curva, exigindo uma musculatura do pescoço muito bem treinada¹⁵.

Diante do exposto, apresenta-se a hipótese de que a musculatura cervical atua na estabilização da cabeça e pescoço, enquanto que a musculatura do ombro é mais ativa no controle do volante durante as curvas.

De acordo com essas considerações, neste estudo, objetivou-se analisar o comportamento eletromiográfico da musculatura superficial cervical e do ombro em pilotos durante a corrida de *kart*.

Material e métodos

Características da amostra

Participaram neste estudo 21 homens, ativos e saudáveis ($26,95 \pm 7,83$ anos), praticantes de *kart* (amadores) há pelo menos seis meses, que

não apresentaram dores no pescoço ou história pregressa de doenças ortopédicas e/ou neurológicas afetando a coluna cervical e membros superiores.

Todos os sujeitos participantes foram esclarecidos sobre a pesquisa e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), concordando em participar deste estudo, que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde de Universidade Federal da Paraíba, conforme protocolo CEP/CCS/UFPB nº 090/2011.

Procedimentos

Para o registro do sinal elétrico dos músculos trapézio superior (TS), escaleno anterior (EA), esternocleidomastoideo (ECM) e deltóide anterior (DA), de ambos os lados do corpo, foi utilizado um eletromiôgrafo (modelo W4X8, Biometrics Ltd., UK) de oito canais (*wireless*) com as seguintes características técnicas: *hardware* com placa de conversão analógico-digital (A/D) de 12 bits; amplificador com ganho de 1000 vezes; filtro passa banda de 20 a 500 Hz (Butterworth de segunda ordem); razão de rejeição de modo comum (RRMC) > 100 dB; taxa de ruído do sinal < 3 µV RMS; impedância de 10⁹ Ohms; eletrodos superficiais, bipolares, ativos, simples diferencial, com pré-amplificação de 20 vezes e um *software* DataLOG para coleta e análise de sinais com frequência de amostragem de 1000 Hz.

Anteriormente à colocação dos eletrodos, foi realizada tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool 70% para diminuir a impedância tecidual e as medidas para colocação dos eletrodos foram feitas com os pilotos sentados em cadeiras com encosto, coluna cervical em posição neutra e membros superiores pendentes ao lado do corpo.

Para registro do sinal elétrico dos músculos TS, EA, ECM e DA, os eletrodos de captura foram fixados com fita adesiva dupla face e micropore, em pontos predeterminados de cada músculo (Figura 1), de acordo com Lecompte et al.⁹, Falla et al.¹⁶ e Hermens et al.¹⁷ (SENIAM),

enquanto que os eletrodos de referência foram fixados nos processos estiloides dos rádios, de cada lado do corpo.



Figura 1: Colocação dos sensores para registro do sinal EMG nos lados direito e esquerdo

Após fixação dos sensores no corpo do piloto, eles foram orientados a se posicionarem no cockpit e realizarem três voltas no circuito. A primeira volta foi considerada como reconhecimento do traçado e ambientação ao veículo, sem registro do sinal EMG. Nas duas voltas seguintes foram feitos registros do sinal EMG, respectivamente, sem uso e com uso do colete cervical (com pausa entre a segunda e a terceira volta para colocação do colete).

O circuito media 300 m de comprimento, sendo formado por duas grandes retas (reta de largada e reta oposta) e seis curvas (quatro para a direita e duas para a esquerda), conforme Figura 2, e os karts eram equipados com motores quatro tempos, 6,5 HP e 250cc, atingindo no máximo 70 km/h.

O registro do sinal eletromiográfico foi armazenado em cartão de memória e, em seguida, analisado e processado no *software* (DataLog) do próprio equipamento, considerando-se a Root Mean Square (RMS) de todo o trecho do circuito (largada, curvas e reta de chegada).

Análise dos dados

Os procedimentos estatísticos (descritivos e inferenciais) foram realizados na planilha ele-

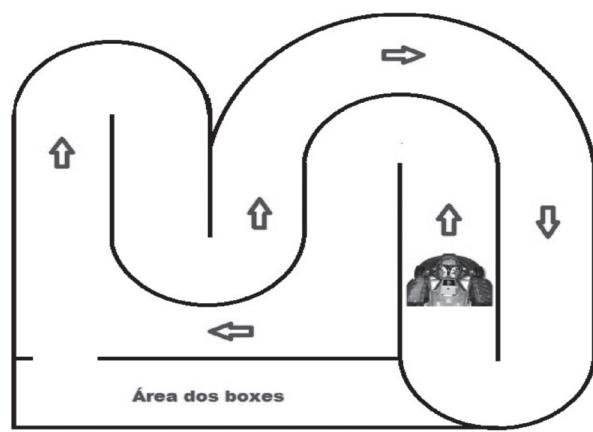


Figura 2: Traçado do kartódromo medindo 300 m de comprimento

trônica *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS – 15.0). Inicialmente, foram observadas a normalidade dos dados (teste de Shapiro Wilk) e a homogeneidade das variâncias (teste de Levene) e em seguida empregado o teste “t” Student (independente) para comparar as médias da RMS do sinal EMG, normalizadas pelo pico do sinal, entre os músculos (TS, ECM, EA e DA) de lados opostos (direito e esquerdo), teste “t” Student (pareado) para comparar os mesmos músculos, com uso e sem uso de colete, e análise de variância – ANOVA (*One-Way*), seguida do *post-hoc* de Tukey, nas comparações entre os músculos do mesmo lado, considerando-se um nível de significância de 5% em todas as análises.

Resultados

Conforme mostra a Tabela 1, na comparação dos valores da RMS do sinal EMG, normalizados pelo pico, entre os lados direito e esquerdo, apenas o músculo DA, mostrou diferença significativa ($P<0,01$), tanto com o uso quanto sem o uso do colete cervical, não havendo, portanto, diferença estatística significativa entre os lados ($P>0,05$) com relação à musculatura do pescoço (TS, EA e ECM) analisada.

Na comparação dos valores da RMS do sinal EMG, normalizados pelo pico, com e sem

Tabela 1: Comparaçāo do sinal EMG normalizado pelo pico (%) entre os lados direito e esquerdo

Músculos	Lado Direito	Lado Esquerdo	Valor de P
Com Colete			
TS	$0,13 \pm 0,06$	$0,14 \pm 0,05$	0,553
EA	$0,14 \pm 0,06$	$0,14 \pm 0,05$	0,929
ECM	$0,10 \pm 0,05$	$0,11 \pm 0,04$	0,510
DA	$0,13 \pm 0,05$	$0,27 \pm 0,09$	0,0001
Sem Colete			
TS	$0,15 \pm 0,07$	$0,14 \pm 0,06$	0,787
EA	$0,12 \pm 0,05$	$0,14 \pm 0,05$	0,102
ECM	$0,11 \pm 0,04$	$0,11 \pm 0,04$	0,632
DA	$0,13 \pm 0,04$	$0,27 \pm 0,06$	0,0001

TS = Trapézio Superior; EA = Escaleno Anterior; ECM = Esternocleidomastoideo; DA = Deltóide Anterior. Teste “t” Student (independente).

o uso do colete cervical (Tabela 2), o teste “t” Student (pareado) não mostrou diferença significativa ($P>0,05$) para nenhum dos músculos analisados, tanto do lado direito quanto do lado esquerdo.

Tabela 2: Comparaçāo do sinal EMG, normalizado pelo pico (%), com e sem uso de colete cervical

Músculos	Com Colete	Sem Colete	Valor de P
Lado Direito			
TS	$0,13 \pm 0,06$	$0,15 \pm 0,07$	0,228
EA	$0,14 \pm 0,06$	$0,12 \pm 0,05$	0,804
ECM	$0,10 \pm 0,05$	$0,11 \pm 0,04$	0,798
DA	$0,13 \pm 0,05$	$0,13 \pm 0,04$	0,804
Lado Esquerdo			
TS	$0,14 \pm 0,05$	$0,14 \pm 0,06$	0,666
EA	$0,14 \pm 0,05$	$0,14 \pm 0,05$	0,584
ECM	$0,11 \pm 0,04$	$0,11 \pm 0,04$	0,798
DA	$0,27 \pm 0,09$	$0,27 \pm 0,06$	0,784

TS = Trapézio Superior; EA = Escaleno Anterior; ECM = Esternocleidomastoideo; DA = Deltóide Anterior. Teste “t” Student (pareado).

Na comparação dos valores percentuais do EMG, normalizados pelo pico do sinal entre músculos de mesmo lado, o teste ANOVA (*One-*

way) mostrou uma diferença altamente significativa, apenas no lado esquerdo, com e sem o uso de colete cervical ($P=0,0001$). O *post-hoc* de Tukey apontou que o músculo DA apresentou maiores valores percentuais com relação aos demais músculos (DAxTS, $P=0,0001$; DAxEA, $P=0,0001$ e DAxECM, $P=0,0001$) avaliados.

Discussão

Os resultados mostraram que os valores percentuais dos músculos cervicais (TS, EA e ECM) normalizados foram muito abaixo dos encontrados no músculo DA. Isso sugere que o efeito da força da gravidade (força G), contrária aos movimentos², que em outras categorias do automobilismo (Stockcar, Fórmula 2, Fórmula 1) pode atingir até cinco vezes a massa corporal do piloto¹⁸, empurrando sua cabeça para o lado de fora da curva e promovendo, assim, uma exigência muito grande da musculatura cervical, não seja tão presente nesse circuito, provavelmente, pela baixa velocidade atingida pelos *karts*.

Segundo Minoyama e Tsuchida², para produzir forças de cinco a dez vezes à força da gravidade é necessário desenvolver, durante a corrida, processos de aceleração e desaceleração agudos em torno de 150-200 km/h, velocidade esta inalcançável nas corridas de *kart*.

A baixa atividade elétrica dos músculos cervicais (TS, EA e ECM) identificada neste estudo, também pode ser explicada pelo trabalho de Blouin et al.¹⁸, quando relatam que músculos profundos e superficiais apresentam diferentes papéis (na estabilização da coluna e na produção de força, respectivamente) durante os movimentos cervicais, e afirmam que os músculos superficiais, tais como o trapézio e o ECM, têm ação, predominantemente, primária (movimentação no pescoço) nesse segmento corporal.

Por outro lado, Lecompte et al.⁹ analisando torque isométrico e EMG de músculos flexores (ECM e EA) e extensores (TS e para-espinais cervicais) a partir da posição sentada, demonstraram em seu estudo que a atividade eletromio-

gráfica do TS foi similar durante o movimento de flexão e extensão, indicando que esse músculo age mais como estabilizador do que como extensor do pescoço.

Devido ao seu duplo papel com ação no ombro e escápula quando o membro superior (MS) é movido¹⁹ o músculo trapézio tem apresentado diferentes padrões de ativação eletromiográfica a depender da posição do MS²⁰.

Apesar de não ter realizado estudo com pilotos de automóveis, Jensen e Westgaard¹⁹ observaram que, após contrações isométricas de flexão do ombro, a ativação do TS não foi tão evidente, quando associada aos movimentos de abdução ou elevação (plano da escápula) dessa articulação. Esse achado, de certa forma, corrobora os resultados do estudo aqui apresentado, uma vez que, durante a corrida de *kart*, os pilotos adotam uma postura com os ombros em flexão.

A respeito das baixas amplitudes do sinal EMG, também apresentadas aqui pelos outros músculos do pescoço analisados (EA e ECM), possivelmente podem ser explicadas pela própria característica da atividade analisada (corrida em curto tempo e baixa velocidade), que não alcançou demanda suficiente da musculatura cervical em sua totalidade, nos movimentos de flexão anterior e lateral^{21-24,27-29} e rotação contralateral^{21,25} desse segmento, ao ponto de produzir contrações suficientes para gerar grandes amplitudes de sinal.

O fato de o músculo DA esquerdo ter gerado maiores valores de amplitude do sinal EMG, pode ser explicado tomando-se como base o próprio desenho do circuito que contemplava seis curvas ao todo, sendo quatro para o lado direito, forçando os pilotos, naturalmente, a realizarem maiores amplitudes de movimento (ADM) em flexão do ombro esquerdo para que mantivessem o *kart* na pista, durante as curvas.

Balasubramanian et al.²⁶, ao estudarem a atividade eletromiográfica no ombro e pescoço em pilotos profissionais e amadores, após 15 minutos de teste num simulador de corridas de carro, em 3D, também observaram alta atividade eletromiográfica para o músculo deltoide, corroborando, assim, os resultados deste estudo.

Quanto ao fato de o uso do colete cervical não ter promovido diminuições significativas na amplitude do sinal EMG, provavelmente isso se deva aos três seguintes fatores: a baixa velocidade desenvolvida nesse tipo de corrida (até 70 km/h); a pequena quantidade de voltas no circuito (três), certamente, insuficiente para promover fadiga muscular localizada; além do frágil material com o qual o colete é confeccionado (espuma), que pode não ter estabilizado a região cervical.

Limitações do estudo

Apesar de a literatura mostrar vários trabalhos^{9,12,25,27-29} utilizando o EMG para analisar músculos similares aos deste estudo (TS, EA, ECM) a partir da posição sentada, o fato de poucos deles^{15,30} estarem relacionados a pilotos de automóveis, em tarefas dinâmicas, e em apenas um²⁶ ter sido estudado o papel da musculatura cervical e do ombro num simulador de corrida, com pilotos de *kart*, certamente limita a discussão dos resultados aqui encontrados.

Além disso, a ausência de um dispositivo na pista de *kart* que, sincronizado ao equipamento de eletromiografia, pudesse marcar início e fim das retas e das curvas, pode ter comprometido os resultados, uma vez que não pode ser realizada a análise do sinal EMG, para cada parte da pista (retas e curvas), e sim uma média de todo o percurso.

Conclusões

Os resultados deste estudo mostraram que: 1) a musculatura do ombro foi mais exigida que a cervical, durante a corrida de *kart*; 2) a maior ação muscular do ombro é contrária ao sentido das curvas e 3) o uso do colete cervical não alterou a atividade eletromiográfica dos músculos do pescoço, provavelmente pelo pouco tempo de corrida.

Sugerem-se, então, novos estudos com EMG durante uma corrida completa de *kart* (várias ba-

terias), de preferência, usando um dispositivo (sensor) para marcar início e fim de curvas e retas, sincronizado ao eletromiógrafo com o intuito de observar-se o comportamento do sinal EMG, separadamente, em cada parte do circuito.

Agradecimentos

À equipe do Kartódromo Elder Racing, em especial a Eric Martins (*in memoriam*) pela permissão da utilização do espaço para a realização da pesquisa e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo financiamento do estudo (Edital Universal 2008).

Referências

1. Klarica AJ. Performance in motor sports. Br J Sports Med. 2001;35(5):290-1.
2. Minoyama O, Tsuchida H. Injuries in professional motor car racing drivers at a racing circuit between 1996 and 2000. Br J Sports Med. 2004;38(5):613-6.
3. Santos NB. Automobilismo. Saúde na Internet 2000 [Acesso em: 2011 jul 27]. Disponível em: http://www.saudenainternet.com.br/portal_saude/automobilismo.php
4. Bongers PM, Boshuizen HC. Beck disorders and whole-body vibration at work [tese]. Amsterdam: University of Amsterdam; 1990.
5. Mansfield NJ, Marshall JM. Symptoms of musculoskeletal disorders in stage rally drivers and co-drivers. Br J Sports Med. 2001;35(5):314-20.
6. Croft PR, Lewis M, Papageorgiou AC, Thomas E, Jayson MIV, Macfarlane GJ et al. Risk factors for neck pain: a longitudinal study in the general population. Pain 2001;93(3):317-25.
7. Pelham TW, White H, Holt LE, Lee SW. The etiology of low back pain in military helicopter aviators: prevention and treatment. Work. 2005;24(2):101-10.
8. Walker-Bone KE, Cooper C. Hard work never hurt anyone—or did it?: a review of occupational associations with soft tissue musculoskeletal disorders of the neck and upper limb. Ann Rheum Dis. 2005;64(10):1391-6.

9. Lecompte J, Maisetti O, Guillaume A, Skalli W, Portero P. Agonist and antagonist EMG activity of neck muscles during maximal isometric flexion and extension at different positions in young healthy men and women. *Isokinetics Exerc Sci.* 2007;15(1):29-36.
10. Soderberg GL, Knutson LM. Electromyographic data: a guide for use and interpretation of kinesiologic. *Phys Ther.* 2000;80(5):485-98.
11. Thuresson M, Äng B, Linder J, Harms-Ringdahl K. Mechanical load and EMG activity in the neck induced by different head-worn equipment and neck postures. *Int J Ind Ergon.* 2005;35(1):13-8.
12. Oksanen A, Pöyhönen T, Ylinen JJ, Metsähonkala L, Anttila P, Laimi K, Hiekkaniemi H, Aromaa M, Salminen JJ, Sillanpää M. Force production and EMG activity of neck muscles in adolescent headache. *Disabil Rehabil.* 2008;30(3):231-9.
13. Falla D, Jull G, Paul Dall'Alba, Rainoldi A, Merletti R. An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of craniocervical flexion. *Phys Ther.* 2003;83(10):899-906.
14. Kamibayashi LK, Richmond FJR. Morphometry of human neck muscles. *Spine.* 1998;23(12):1314-23.
15. Matsumura K, Yamakoshi T, Yamakoshi Y, Rolfe P. The effect of competition on heart rate during kart driving: a field study. *BMC Res Notes.* 2011;4(9):342-6.
16. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles – a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin Neurophysiol.* 2002;113(1):57-63.
17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
18. Blouin JS, Siegmund GP, Carpenter MG, Inglis JT. Neural control of superficial and deep neck muscles in humans. *J Neurophysiol.* 2007;98(2):920-8.
19. Jensen C, Westgaard RH. Functional subdivision of the upper trapezius muscle during maximal isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1995;5(4):221-37.
20. Mathiassen SE, Winkel J. Electromyographic activity in the shoulder-neck region according to arm position and glenohumeral torque. *Eur J Appl Physiol.* 1990;61(5-6):370-9.
21. Falla D, Jull G, O'Leary S, Dall'Alba P. Further evaluation of an EMG technique for assessment of the deep cervical flexor muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(6):621-8.
22. Olinger AB, Homier P. Functional anatomy of human scalene musculature: rotation of the cervical spine. *J Manip Physiol Ther.* 2010;33(8):595-602.
23. Sommerich CM, Joines SMB, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(6):377-98.
24. Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine.* 1998;23(4):412-22.
25. Wang SF, Tang PF, Lin JJ, Lin KH. Comparison of kinematic and electromyographic patterns during cyclic neck motions in asymptomatic young and middle-age adults. *J Musculoskel Res.* 2009;12(3):175-83.
26. Balasubramanian V, Adalarasu K. EMG-based analysis of change in muscle activity during simulated driving. *J Bodyw Mov Ther.* 2007;11(2):151-8.
27. Blouin J-S, Descarreaux M, Bélanger-Gravel A, Simoneau M, Teasdale N. Self-initiating a seated perturbation modifies the neck postural responses in humans. *Neurosci Lett.* 2003;347(1):1-4.
28. Gabriel DA, Matsumoto JY, Davis DH, Currier BL, An K-N. Multidirectional neck strength and electromyographic activity for normal controls. *Clin Biomech.* 2004;19(7):653-8.
29. Tierney RT, Sitler MR, Swanik CB, Swanik KA, Higgins M, Torg J. Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Med Sci Sports Exer.* 2005;37:272-9.
30. Sung E-J, Min B-C, Kim S-C, Kim C-J. Effects of oxygen concentrations on driver fatigue during simulated driving. *Appl Ergon.* 2005;36(1):25-31.