

Estudio piloto de EMG durante la conducción en un autobús urbano

	<p>Alvarez-Casado, Enrique Centre Específic de Recerca per a la millora i Innovació de les Empreses Dep. d'Organització d'EmpresesUniversitat Politècnica de Catalunya - Barcelona (Spain). enrique.alvarez@upc.edu</p>
	<p>Tello Sandoval, Sonia Consultora de Ergonomía del Centro de Ergonomía Aplicada S.L. Barcelona (Spain).</p>
	<p>Pigni, Lucia Università degli studi, Fondazione Policlinico Mangiagalli e Regina Elena IRCCS, Polo Tecnologico- Fondazione Don Carlo Gnocchi IRCCS - Onlus, Milan, Italy.</p>
	<p>Salas Ollé, Carles Profesor Asoc. Dept. Organización Empresas Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona (Spain). T.U.S.G.S.A.L.</p>

ABSTRACT

La actividad laboral del conductor de autobús urbano puede presentar un nivel de riesgo significativo de desarrollar trastornos musculoesqueléticos (Rayo et al, 2007), pero la influencia de las características de la ruta, del autobús, del diseño del puesto y de la interacción con los pasajeros aún no se ha estudiado. En el presente estudio piloto se realizó el análisis cinemático mediante electromiografía de superficie a un conductor de autobús durante un turno de trabajo real en la ruta urbana más exigente de la ciudad de Badalona. Este estudio se planteó con un doble objetivo: valorar la utilidad de la técnica para cuantificar las exigencias musculares de un conductor de autobús y valorar la viabilidad de realizar este tipo de registro durante conducción en servicios reales.

Los resultados ponen de manifiesto la viabilidad de efectuar estudios de registro cinemático en el mismo lugar de trabajo contemplando todas las variables que inciden en la actividad laboral diaria, y se ha evidenciado que algunas acciones como el uso de espejo retrovisor central y la atención directa a los usuarios puede representar una importante exigencia en músculos como el esternocleidomastoideo y el pectoral.

Palabras clave

Electromiografía, Ergonomía de autobús, Conductor, sobrecarga postural.

INTRODUCCIÓN

La actividad laboral del conductor de autobús urbano, presenta un alto riesgo de desarrollar desórdenes musculoesqueléticos en la espalda, hombros y cuello debido a las posturas adoptadas requeridas por el ejercicio de la conducción o por el diseño de la cabina (Rayo et al, 2007).

Las dorsolumbalgias y cervicalgias son frecuentes y tienen, relativamente, una alta prevalencia; también se presentan lesiones en articulaciones, fundamentalmente de extremidad superior; así como problemas de estado anímico que, en ocasiones, pueden tener una clara asociación con la tarea realizada, y, en otras ocasiones, no es fácil poder concretar la causalidad de estas alteraciones anímicas con factores laborales en primera instancia.

Desde el punto de vista ergonómico y psicosocial, la conducción de un autobús urbano, difiere en varios aspectos mecánicos a la del conductor de transporte por carretera (ya sea de mercancías o pasajeros) o de otros medios de transporte de viajeros (metro, tranvía, taxi etc.). En la conducción del autobús, convergen algunos factores que deben tenerse en cuenta a la hora de hacer un análisis del puesto de trabajo; estos son la ausencia de control del ritmo de trabajo, el tráfico viario, el aislamiento, la exposición al público, el manejo de dinero, el sedentarismo asociado a las posturas estáticas y los cambios térmicos al dejar o recoger pasajeros entre otros.

La evaluación de riesgos musculoesqueléticos en el puesto de conductor (Rayo et al, 2007) muestra un nivel de riesgo considerable de daño musculoesquelético específico para los hombros, debido a movimientos de flexión entre 20° y 60°, y un nivel de riesgo importante en el cuello, debido a los movimientos de torsión que realiza el conductor cuando suben pasajeros (requerido por calidad del servicio), y a los movimientos de extensión que realiza al mirar el espejo retrovisor central durante la apertura y cierre de puertas traseras.

Es posible obtener datos más específicos acerca de cuáles son exactamente los movimientos más penosos para el cuello y las extremidades superiores, así como para la espalda mediante un análisis detallado de la activación de la fuerza muscular requerida en la ejecución de las tareas. Es conocido que las fuerzas internas son las que contribuyen en mayor medida al desarrollo de trastornos musculoesqueléticos. Las fuerzas o cargas internas son la respuesta de los músculos a las cargas externas del trabajo, que son ejercidas sobre el cuerpo como resultado de la manipulación de objetos externos. Los factores que afectan la carga interna son la postura de trabajo, la fuerza y velocidad de trabajo, la frecuencia de movimientos, el tiempo de trabajo y los periodos de recuperación.

En el puesto de trabajo de un conductor de autobús, las exigencias de actividad muscular dependen del diseño del puesto, las soluciones tecnológicas del autobús (como la dirección asistida), el tipo de interactividad con los usuarios y el tipo de ruta a realizar. La complejidad de este entorno requiere de un análisis más detallado para conocer la relevancia de cada una de estas características.

En los últimos años se han efectuado numerosos estudios de las fuerzas internas utilizando técnicas de análisis biomecánico, la mayoría de ellos en laboratorio, pero la actividad muscular de un conductor de autobús realizando un servicio real no se ha analizado aún.

En el presente estudio piloto se realizó el análisis cinemático mediante electromiografía de superficie a un conductor de autobús durante un turno de trabajo real en la ruta

urbana más exigente de la ciudad de Badalona. Este estudio se planteó con un doble objetivo: valorar la utilidad de la técnica para cuantificar las exigencias musculares de un conductor de autobús y valorar la viabilidad de realizar este tipo de registro durante conducción en servicios reales.

METODOLOGIA

La técnica de análisis biomecánico seleccionada para este estudio es la electromiografía de superficie (EMG), ya que es la única técnica que permite registrar la actividad eléctrica muscular durante la realización de una tarea.

La evaluación del riesgo de lesión por sobreesfuerzos resulta compleja debido a la dificultad que presenta el análisis de los movimientos y esfuerzos. El estudio electromiográfico (EMG) ofrece interesantes resultados en relación al nivel de exigencia de trabajo que determinado grupo muscular (aquél que es testado durante la prueba) requiere al realizar una tarea. De este modo, resulta interesante trasladar el registro EMG fuera del laboratorio y llevarlo al lugar de trabajo buscando la situación más real posible. Ello no está ajeno de complicaciones tales como la percepción de comodidad del trabajador analizado, la interferencia de los equipos en su atuendo habitual y las tareas con exposición al público, que no supongan un obstáculo en la percepción del propio público hacia el servicio recibido. Estos inconvenientes se minimizan mediante el uso de un equipo inalámbrico el cual ha sido utilizado en este caso.

El registro EMG se realizó a lo largo de una jornada laboral completa (7 horas) sobre un trabajador voluntario, conductor de la empresa TUSGSAL, de 34 años de edad, 1,72m de estatura y 70kg de peso, con una experiencia destacada e historial clínico óptimo. El vehículo seleccionado fue un vehículo modelo IVECO IRISBUS CITYCLASS de características intermedias en cuanto a los años de servicio realizados por el mismo y en cuanto al confort del habitáculo de conductor, con un asiento de diseño aceptable a nivel ergonómico y dotado de buena suspensión durante una jornada laboral completa. La ruta urbana seleccionada se caracteriza por tener un tramo de elevada complejidad según las siguientes características: calles estrechas, pendientes y cambio de calle muy frecuente.

El protocolo de medición definido cumplió con las recomendaciones establecidas por la European Concerted Action Surface EMG sobre los tipos de sensores y su colocación para la evaluación no invasiva de los músculos SENIAM (Hermens H.J. et al. 2000). Se colocaron 8 electrodos de superficie en los siguientes músculos: trapecio superior derecho e izquierdo, cuadrado lumbar derecho e izquierdo, esternocleidomastoideo derecho e izquierdo, deltoide anterior derecho y pectoral derecho; estos grupos musculares se seleccionaron previamente por su conocida implicación en la dinámica y requerimiento postural del puesto de trabajo a evaluar. Para cada uno de los músculos, se efectuó la máxima contracción voluntaria (MVC) (Barr A. E. et al., 2001; Attebrant M., 1997; Dolan P. et al., 1995) la cual permite expresar todas las medidas relevantes respecto al porcentaje de la MVC.

Durante el recorrido, se efectuó el registro videográfico sincronizado al registro de las señales de los canales de EMG. Se llevaron a cabo 6 registros de una duración entre 3 a 5 minutos, efectuados en el inicio de la jornada, al final de la jornada, en las zonas de mayor dificultad de conducción por las exigencias del tramo de ruta, y en zonas de fácil conducción como en línea recta.

Los registros denominados 1A, 2A, y 3A corresponden a los sincronizados con la cámara de video de manera automática; cada uno de estos registros tuvo una duración

de 3 minutos. Los registros denominados 1B, 2B, y 3B corresponden a un registro de EMG y video de manera separada, su sincronización se ha efectuado manualmente y la duración de cada uno de estos registros es de 5 minutos.

Los datos experimentales registrados se han analizado mediante un software desarrollado en lenguaje Matlab 6 (the mathworks, USA) en el Polo tecnológico de la Fundación don Carlo Gnocchi de Milán (ErgoEMG_elab, ErgoEMG_Graph). Se ha realizado el cálculo de:

- El valor de la máxima contracción voluntaria de la señal adquirida de cada músculo (máximo valor del root mean square, rms, calculado sobre la configuración de diálogo a 100 ms por defecto)
- El Root mean square, RMS normalizado a un valor máximo de paso y a la ventana temporal que se puede establecer (10 frames y 100 ms por defecto) de la señal en el tiempo en %MVC (seguido de la eliminación del offset).
- La función de probabilidad de amplitud de distribución (Jonsson, 1988), APDF, paso del 5%MVC en el eje de las abscisas calculado sobre toda la prueba, con el consecuente cálculo de los percentiles acumulativos, 10° percentil de la función (nivel de carga estática), 50° percentil de la función (nivel de carga media), 90° percentil de la función (nivel de carga máxima). Jonsson sugiere unos límites para cada nivel de carga en caso de trabajo continuo:
 - El 90° percentil (máximo) no debe superar el 50-70% de la MVC.
 - El 50° percentil (dinámico, aunque referido por Jonsson como nivel medio) no debe superar el 10-14% MVC.
 - El 10° percentil (estático) no debe superar el 2-5% MVC.

Sin embargo, la última normativa europea UNE - EN 1005-5 (AENOR 2007) e internacional ISO 11228-3 (ISO 2007) indica que existe presencia de riesgo cuando el valor de la fuerza interna es igual o superior al 50% MVC durante al menos el 10% del tiempo.

Se han analizado los valores de activación más altos o "pico" durante los registros.

LIMITACIONES

Este estudio piloto presenta limitaciones que deben tenerse en cuenta en el momento de valorar sus resultados:

- Un único trabajador no permite arrojar conclusiones representativas de la población de conductores de la empresa.
- Los tiempos de 3min. y 5min. no ofrecen garantías de representatividad de la jornada de trabajo.
- El vehículo fue substituido por otro del mismo modelo a la mitad de la jornada debido a una incidencia. Este evento no influyó en el ritmo de trabajo dado que coincidió aproximadamente con una pausa programada de 30 minutos, pero puede influir en diferencias en exigencia física durante la conducción debido a posibles diferentes estados de mantenimiento.

RESULTADOS

La MVC medida al inicio y al final de la jornada, evidencia un porcentaje de variación que se muestra en la tabla 1, donde se valora la eventual diferencia significativa de la fatiga durante las ocho horas de trabajo. En la figura 1 se muestran los valores MVC calculados previos al inicio del turno (MVC_begin) y después del turno (MVC_end), en donde no se evidencian diferencias significativas (entendiendo por significativo el valor mayor respecto a la variabilidad fisiológica típica del tipo de prueba efectuada de los niveles de activación).

Tabla 1. % de variación MVC inicio y final				
Sigla	Músculo	MVC Inicial	MVC final	% variación
SCM R	Esternocleidomastoideo Derecho	49,27	48,72	-1,12
SCM L	Esternocleidomastoideo Izquierdo	31,69	33,58	5,96
UPPER TRAP R	Trapezio superior derecho	52,22	60,26	15,40
UPPER TRAP L	Trapezio superior izquierdo	20,02	45,96	129,57
ANT DELT R	Deltoides anterior derecho	88	100,35	14,03
PECT MAJOR R	Pectoral derecho	78,77	71,79	-8,86
LUMBAR ES R	Cuadrado lumbar derecho	28,32	26,81	-5,33
LUMBAR ES L	Cuadrado lumbar izquierdo	33,2	35,64	7,35

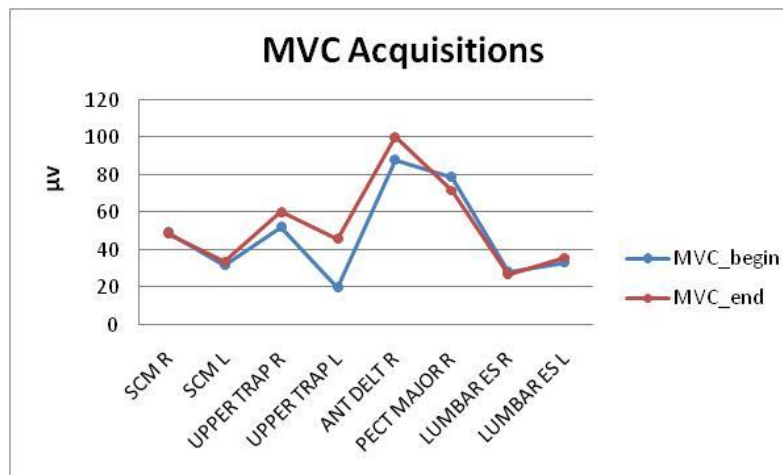


Figura 1. Valores de MVC registrados al inicio y final de la jornada.

De acuerdo con el nivel de carga estática o del 10^o percentil, los músculos esternocleidomastoideo izquierdo, trapecio izquierdo y cuadrado lumbar derecho, alcanzan una actividad muscular por encima el 2% y debajo del 5% de MVC, encontrándose sometidos a niveles de carga estática durante esta prueba (Figura 2).

En relación con el 50^o percentil de la función, ninguno de los músculos en ninguno de los registros está entre el 10-14% de MVC, no estando sometidos a niveles máximos de carga media (Figura 2).

El 90° percentil de la función llamado nivel de carga máxima, muestra que ninguno de los músculos en ninguno de los registros está entre el 50-70% de MVC, no estando sometidos a niveles máximos de carga máxima (Figura 2).

Los valores máximos observados en los registros, muestran valores cercanos al 5% de MVC en el deltoides anterior derecho en los tres instantes del registro, el pectoral derecho tiene un valor del 68% de MVC en el último registro de la tarde, así como el cuadrado lumbar derecho e izquierdo, que presentan valores máximos en el último registro de 47% y 26% de MVC.

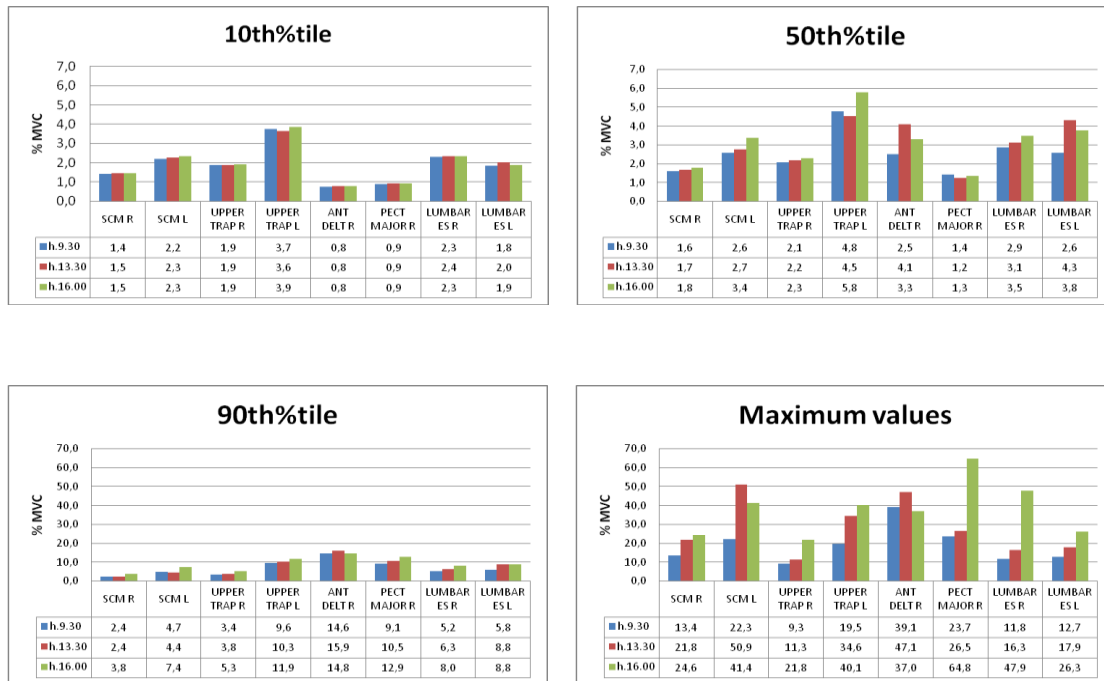


Figura 2. 10°, 50°, 90° percentil de la función y valores máximos.

Debido a la gran diferencia entre los valores de mayor carga de pico (90° percentil) y los valores de activación máxima, se requiere buscar el momento, de corta duración pero de alta intensidad en el que se obtienen los valores máximos en comparación con los valores que representan el 90° percentil.

Se observaron niveles de activación muy altos en comparación con su promedio en los siguientes momentos del registro:

- 1) Al atender a los pasajeros (Rotación del cuello hacia la derecha de aproximadamente 90 grados). Esta acción es necesaria para saludar a los pasajeros a su entrada al autobús y para realizar la gestión de venta de billetes.
- 2) Al mirar el espejo retrovisor central (Rotación del cuello hacia la derecha y extensión del cuello). Esta acción es necesaria para visualizar la bajada de pasajeros por la puerta posterior.

3) Maniobrar el volante para hacer la marcha atrás (Rotación del cuello). Esta acción es necesaria en el final de la ruta para realizar el cambio de sentido.

Se obtienen valores de activación máxima o "pico" identificados en músculos como el esternocleidomastoideo izquierdo con valores de 42 a 45% MVC en los movimientos de rotación de cuello hacia la derecha, del trapecio superior izquierdo con un valor de 44% MVC y el pectoral derecho con un 64% MVC al efectuar la marcha atrás.

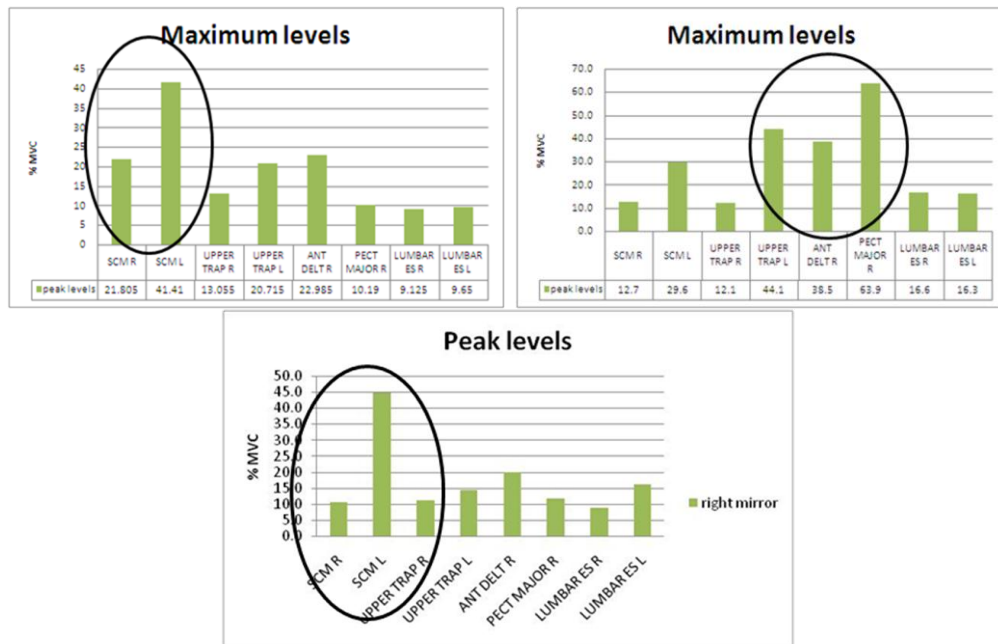


Figura 3. Valores de "pico" en los registros.

CONCLUSIONES

Los resultados manifiestan la viabilidad de efectuar estudios de la carga física biomecánica con técnicas de análisis cinemático como la electromiografía de superficie, determinando cuales son las posturas y movimientos más exigentes en una actividad laboral como la del conductor de autobús.

A partir de los registros se han obtenido valores de activación media-baja para todos los músculos de análisis, siendo inferiores al 20% de MVC en relación con el nivel de volumen máximo de carga (95% percentil). Sin embargo hay algunos momentos donde se muestra la activación en gran magnitud (cerca de 45% de MVC del esternocleidomastoideo izquierdo, de 44% de MVC del trapecio superior, y del 63% de MVC en pectorales). Estos valores tienen una componente común relacionada con el movimiento del cuello del conductor hacia la derecha requerido para la observación del espejo retrovisor y la interacción con los pasajeros. La exigencia de los músculos pectoral derecho y trapecio izquierdo viene dada por la maniobra de marcha atrás.

A pesar de que estos momentos se han observado durante cortos intervalos de tiempo y, por tanto, no influyen en la evolución de la distribución de activación, deben ser vigilados para comprender cuál es el porcentaje de tiempo durante la jornada en la que

hay ocurrencia de estos movimientos específicos. En virtud de esto sería posible de entender si estos instantes pueden suponer un riesgo para la salud del trabajador.

Los resultados de las mediciones con la electromiografía de superficie, expresados en % de MVC (% de contracción voluntaria máxima) de cada músculo analizado, deben considerarse como preliminares y meramente descriptivos, debido a que en este primer estudio experimental fue analizado un sólo trabajador.

AGRADECIMIENTOS

Este estudio piloto ha sido realizado por el Centre Específic de Recerca per a la millora i Innovació de les Empreses (CERpIE) de la Universitat Politècnica de Catalunya y el Polo Tecnológico de la Fondazione Don Carlo Gnocchi de Milano, el cuál ha sido patrocinado por la empresa TUSGSAL S.A.

Agradecemos a los Sres. Antonio Vilches, Ambrosio Alvarez, Domingo García Romero y Héctor Saro quienes colaboraron en el estudio y pertenecen a la empresa TUSGSAL.

REFERENCIAS

AENOR, (2007). UNE-EN 1005-5. Seguridad en las máquinas. Comportamiento físico del ser humano. Parte 5: Evaluación del riesgo por manipulación repetitiva de alta frecuencia.

Attebrant, M., Winkel, J., Mathiassen, S. E., Kjellberg, A. (1997). Shoulder-arm muscle load and performance during control operation in forestry machines. *Applied Ergonomics*, 28, 85- 97.

Barr, A. E., Goldsheyder, D., Ozakaya, N., Nordin, M. (2001). Testing apparatus and experimental procedure for position specific normalization of electromyographic measurements of distal upper extremity musculature. *Clinical Biomechanics* 16, 576-585.

Dolan, P., Mannion, A.F., Adams, M.A. (1995). Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine*. 20(2), 149-59

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 10(5), 361-74

ISO, (2007). ISO 11228-3. Ergonomics - Manual handling - Part 3: Handling of low loads at high frequency.

Jonsson, B. (1988). The static load component in muscle work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. Volume 57, Number 3.

Rayo V., Arias E., Alvarez-Casado E., Hernández-Soto, A. y Salas C. (2007). Especificaciones ergonómicas para el diseño dimensional de la cabina de conductor de autobús urbano. *Proceedings of the V Congreso Internacional de Prevención de Riesgos Laborales ORP 2007*. Santiago de Chile.