

Influencia de los patrones posturales en la conducción y la antropometría en la carga biomecánica del raquis¹

INFLUENCE OF BOTH POSTURE PATTERNS ON DRIVING
AND OF ANTHROPOMETRY ON THE BIOMECHANICAL LOAD OF THE SPINE¹

Artículo recibido el 21 de octubre de 2012 y aprobado el 2 de noviembre de 2012

Iconofacto · Vol. 9, N° 12 / Páginas 38 - 55 / Medellín-Colombia / Enero-junio 2013

Adriana Carolina Delgado Gamboa. Diseñadora Industrial de la Universidad Industrial de Santander (UIS). Joven Investigadora de Colciencias en el Grupo de Investigación en Ergonomía, Producto y Significado, Escuela de Diseño Industrial - UIS. Correo electrónico: adriana.delgado@live.com.co

María Fernanda Maradei García. Diseñadora Industrial, Universidad Industrial de Santander (UIS). Esp. Ergonomie et physiologie appliquée au travail. M.Sc. Ergonomie et changements technologiques, Université Lumière. PhD (C) Ingeniería línea Ergonomía, Pontificia Universidad Javeriana. Profesora investigadora líder del Grupo de Investigación en Ergonomía, Producto y Significado (GEPS) de la Escuela de Diseño Industrial - UIS. Correo electrónico: mafermar@uis.edu.co

Javier Mauricio Castellanos Olarte. Ingeniero mecánico, magíster en ciencias térmicas y energía, profesor universitario Universidad Pontificia Bolivariana Seccional Bucaramanga. Correo electrónico: javier.castellanos@upb.edu.co

¹ Esta investigación presenta los resultados del proyecto de investigación sobre dolor lumbar en conductores de la convocatoria 510 de Jóvenes Investigadores e Innovadores de Colciencias, realizado por Adriana Delgado bajo la tutoría de MSc. María Fernanda Maradei, directora del Grupo de Investigación en Ergonomía, Producto y Significado (GEPS) de la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander. Fecha de inicio: Junio 2011. Fecha de culminación: Junio 2012.

¹ This research shows the results of the driving lumbar pain research study Project in which 510 young researchers/innovators were invited by Adriana Delgado from Colciencias under the direction of MSc. María Fernanda Maradei, head of the Ergonomics in product and meaning research group (GEPS) from the Design School at Universidad Industrial de Santander: starting date June, 2011- end date June, 2012.



RESUMEN: la incomodidad generada por la postura estática prolongada en jornadas largas de conducción obliga a los sujetos a realizar cambios posturales constantes que les permiten liberar tensión en el raquis y aumentar la percepción de comodidad. Para comprender cómo el tiempo y la condición de salud influyen el número de cambios posturales creados en dicha tarea, y cómo la carga biomecánica es afectada por el factor postura y antropometría, se registraron y evaluaron por medio de un modelo biomecánico las posturas de veinte hombres entre veinte y cuarenta y cinco años de edad. Se halló que más que los cambios posturales ligados a la condición sintomática y a la antropometría del individuo, es la postura la que influye en la fuerza intradiscal en el disco L5/S1. Es así como el diseño de puestos de trabajo más ergonómicos deben considerar la posición de la pelvis y sus efectos en la carga intradiscal.

PALABRAS CLAVE: postura sedente, cambios posturales, dolor lumbar, flexión de cadera/pelvis.

ABSTRACT: the discomfort generated by long hours of driving in static posture, forces subjects to make constant postural changes that allow them to release tension on the spine and increase the perception of comfort. To understand how time and health conditions influence the number of postural changes used in this task and how the biomechanical load is affected by the posture and the anthropometry factor, twenty men between 20 and 45 years of age were registered and evaluated by means of a biomechanical model. The study showed that the posture rather than postural changes linked to the symptomatic condition and the anthropometry of the individual affected the intradiscal force on the L5/S1 disc. This shows how the effects of the position of the pelvis on the intradiscal load should be considered when designing more ergonomic work stations.

KEYWORDS: Sitting posture, posture changes, lumbar pain, hips/pelvis position.

1. INTRODUCCIÓN

El uso indispensable de la columna, sumado a los múltiples factores intrínsecos y extrínsecos que afectan su funcionamiento, son los agentes que influyen en la aparición de las principales patologías mecánicas del raquis, como es el caso del dolor lumbar (DL), presentado generalmente en el disco intervertebral L5/S1 (Moore, Dalley II, Agur, & Moore, 2002). El DL es una de las primeras causas de ausentismo laboral en Colombia (Salina, 2008; Tafur, 2007) y en el mundo (Perez, 2006; Salina, 2008). Se sabe que las principales lesiones que los conductores pueden llegar a padecer son la lumbalgia y la discopatía, debido a la postura estática prolongada y a la flexión del tronco (Harrison, Harrison, Croft, Harrison, & Troyanovich, 2000; Lis, Black, Korn, & Nordin, 2007). En el caso de los conductores que pueden permanecer sentados durante más de ocho horas diarias, este es un factor importante en la reincidencia de esta patología en el sector.

Otro factor asociado al DL en posición sedente es la disminución de la lordosis lumbar (Makhsous *et al.*, 2009), ya que en postura sedente la pelvis gira hacia atrás y para compensarlo el tronco se flexiona hacia adelante disminuyendo el ángulo de la lordosis, y generando mayor presión que en postura erguida (Vergara M., 1998). Así, la postura sedente prolongada y la disminución de la lordosis lumbar provocan dolor que se traduce en incomodidad. Para evitarla, el operario con dolor lumbar utiliza cambios posturales constantes que no mitigan el dolor, sino que lo aumentan, y los individuos asintomáticos tienen una postura más estática con pocos cambios posturales (Dunk & Callaghan, 2010).

Estudios han demostrado que los trabajadores con dolor lumbar (DL) o con historial de DL modifican su actividad debido a que generan mecanismos de protección para no reincidir en la patología o para evitar la posibilidad de dolor. De esta forma, la alteración de la coordinación postural en personas con DL genera rigidez en la postura, lo que aumenta la actividad de los músculos antagonistas (Henry, Hitt, Jones, & Bunn, 2006; Pal, Milosavljevic, Gregory, Carman, & Callaghan, 2010; van Dieen, Selen, & Cholewicki, 2003). Se puede entonces suponer que los conductores con DL utilizan estrategias posturales diferentes a aquellos asintomáticos y utilizan cambios posturales constantes para mitigar el dolor, pero debido a su estado estos cambios aumentan el dolor.

Los propósitos de este proyecto contemplan estudiar las tipologías posturales utilizadas con mayor frecuencia en las actividades de conducción y la antropometría del individuo...

Sin embargo, un estudio piloto realizado en actividades reales de conducción encontró que los comportamientos posturales de sintomáticos y asintomáticos son similares. De esta forma se sugiere que la carga intradiscal asociada con la patología tiene otros factores de riesgo como la postura y la adaptación antropométrica del conductor en el puesto de trabajo. Es así como esta misma prueba permitió definir las tipologías posturales más comunes en la actividad de conducción.

Con base en lo anterior, los propósitos de este proyecto contemplan estudiar las tipologías posturales utilizadas con mayor frecuencia en las actividades de conducción y la antropometría del individuo para determinar en qué medida influyen en la carga intradiscal.

2. MATERIALES Y MÉTODO

Para el análisis de la presión intradiscal se utilizó un modelo biomecánico en postura sedente que ha sido validado previamente a partir de resultados en estudios ya publicados. Esta herramienta estima las cargas intradiscales en L5/S1 y la presión en las tuberosidades isquiáticas.

2.1. PARTICIPANTES Y ESCENARIO DE PRUEBAS

Participaron en este estudio veinte hombres percentil P25, P50 y P75 (edad: $31,4 \pm 8,58$ años; estatura: $1,80 \pm 0,04$ m; peso: $77,3 \pm 9,18$ Kg; IMC: $25 \pm 2,95$). Se buscó que los participantes no estuviesen agotados físicamente en el momento de la prueba, por lo que se prefirió realizarla en las horas de la mañana. Individuos con DL o historia de DL así como asintomáticos fueron incluidos en el experimento. La prueba se realizó bajo condiciones reales dentro de un automóvil, para contar con los objetos que se encuentran dentro de un vehículo y ejercen influencia en la realización de las posturas, como el cinturón de seguridad, el timón, los espejos retrovisores, etc.

2.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Después de solicitar el consentimiento informado a los individuos se continuó con la toma de datos antropométricos, edad, peso y talla. En posición de pie se ubicaron los reflectores en los puntos anatómicos a nivel del malcolar (tobillo), el tibial lateral (ángulo de la rodilla δ), el

trocanteario (trocanterio mayor, inclinación del asiento θ) y L5/S1 (inclinación del respaldo ángulo α). El ángulo de la pelvis ϕ se calcula a partir del modelo (ver figura 01). Inmediatamente, se le solicitó al participante sentarse en postura media y se ajustó la ubicación del asiento según el alcance del individuo (Harrison, *et al.*, 2000). Bajo estas condiciones se prosiguió a recrear las tipologías posturales y registrar cada una por cinco segundos. Fue necesario tener en cuenta que algunas de estas posturas eran dinámicas, y otras, estáticas. Para las posturas estáticas se estudió una imagen y para las dinámicas, dos, correspondientes a la posición inicial y final del movimiento.



01 Figura 01. Posición inicial en el escenario de pruebas y ángulos estudiados.

2.3. DESCRIPCIÓN DEL ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para la evaluación del riesgo postural, se analizaron los movimientos de flexión, extensión, flexión lateral y torsión del tronco, la cabeza y extremidades inferiores según los puntos 3.4, 3.5 y 3.7 de la norma NTC 5723. De igual forma se realizó un análisis estadístico descriptivo de las variables de presión intradiscal y los ángulos estudiados. Para el análisis de la carga biomecánica se utilizó el modelo estadístico matemático ANOVA para describir en qué medida el factor de tipología postura tiene efectos en la carga biomecánica. De la misma forma, al obtener la media de la presión intradiscal en función de las tipologías, se pudo determinar cuáles de estas tienen más o menos demanda biomecánica.

3. RESULTADOS

Durante el experimento se observó que ciertas posturas evaluadas tenían un comportamiento parecido; por esto, para el análisis de resultados se decidió seleccionar solo una de ellas. Tal es el caso de las posturas 5 y 10, en las que el participante apoyaba completamente su columna contra el respaldo del asiento, ejerciendo presión con los brazos para efectuar este movimiento. De forma similar, las posturas 7 y 12 se analizaron como una sola postura. La postura 8 es considerada una postura dinámica y se analizó su posición inicial y final.

3.1. ÁNGULOS Y CARGAS INTRADISCALES ENCONTRADAS

En el modelo biomecánico empleado es indispensable diferenciar las posturas con respaldo o sin respaldo del asiento, debido a que esta variable afecta los cálculos de dicho modelo. De esta manera, se observó que de las posturas estudiadas el 33% eran posturas sin respaldo del asiento del vehículo, mientras que el 67% restante corresponde a posturas en las que el sujeto puede descansar el peso de su cuerpo en el respaldo de la silla. La tabla 01 resume los resultados de esfuerzos intradiscuales obtenidos con el modelo biomecánico para cada postura. Cabe resaltar que en el fondo de la tabla, con los nombres p8i y p8f, se especifican los valores de la postura inicial y final de la postura 8, identificada como postura dinámica.

Según lo anterior, las posturas con respaldo (CR) que mayor carga intradiscal soporta es la P2 y la menor es P10. De las posturas sin respaldo (SR) la mayor es la P17 y la menor es P13. De acuerdo con lo anterior, la tabla 02 registra los valores de los ángulos de dichas posturas y los de la postura dinámica (PD) P8i y P8f. Se obtienen así los siguientes rangos para cada ángulo: A) Ángulo del espaldar CR de $48,57^{\circ}$ - $73,89^{\circ}$, SR de $65,35^{\circ}$ - $109,53^{\circ}$ y para la PD de $46,12^{\circ}$ - $75,28^{\circ}$. B) Ángulo del asiento CR de $4,69^{\circ}$ - $20,93^{\circ}$, SR de $4,69^{\circ}$ - $19,67^{\circ}$ y PD de $4,30^{\circ}$ - $22,25^{\circ}$. C) Ángulo de la rodilla CR de $48,44^{\circ}$ - $81,75^{\circ}$, SR de $46,22^{\circ}$ - $75,14^{\circ}$ y PD de $50,95^{\circ}$ - $82,28^{\circ}$. De esta manera se encuentra que el rango más amplio es del ángulo del espaldar para las posturas SR, y el menor rango corresponde al ángulo del asiento para las posturas SR.

POSTURA	ESPALDAR α	ASIENTO θ	RODILLA δ	CON/SIN RESPALDO	ÁNGULO TRONCO- PELVIS λ	RT REACCIÓN DEL ASIENTO	RTLN REACCIÓN NORMAL EN L5/S1	PRESIÓN INTRADISCAL
	grados	grados	grados	CR/SR	grados	Newton (N)	Newton (N)	Mega pascal (MPa)
p1	61,4	12,5	67,7	CR	106	220,9	332,4	0,34
p2	66,2	12,4	66,2	CR	101,2	239,5	346,6	0,37
p3	62,6	12,5	67,3	CR	104,8	225,5	336,3	0,35
p4	61,7	12,3	68,1	CR	105,9	222,2	333,4	0,34
p6	91,4	12,0	68,1	SR	76,5	448,3	438,7	0,58
p9	61,1	11,2	65,9	CR	107,6	218,5	331,5	0,33
p10	55,3	11,1	66,1	CR	113,4	198,5	311,5	0,28
p11	79,7	11,6	64,6	SR	88,6	83,7	-44,8	0,13
p12	65,7	11,8	63,9	CR	102,4	235,8	345,1	0,37
p13	72,2	11,4	63,9	SR	96,3	262,0	-355,2	-0,15
p14	100,3	11,0	65,1	SR	68,5	1170,7	794,8	0,91
p15	66,0	11,3	66,5	CR	102,6	238,2	345,9	0,37
p16	60,9	11,9	65,0	CR	107,1	217,8	331,0	0,33
p17	100,6	11,5	63,0	SR	67,8	1203,9	805,3	0,92
p8i	60,0	13,3	66,2	CR	106,6	215,4	327,9	0,33

01

Tabla 01. Resultados promedio por postura obtenidos con el modelo biomecánico.



	ÁNGULO ESPALDAR						ÁNGULO ASIENTO						ÁNGULO RODILLA					
	CR		SR		P. DINÁMICA		CR		SR		P. DINÁMICA		CR		SR		P. DINÁMICA	
	P2	P10	P13	P17	P8i	P8f	P2	P10	P13	P17	P8i	P8f	P2	P10	P13	P17	P8i	P8f
Mín	58,34	48,57	65,35	90,00	46,12	51,89	6,66	4,69	4,69	5,49	4,30	4,37	52,08	48,44	48,18	46,22	52,86	50,95
Me	66,33	55,76	71,77	101,08	60,06	60,89	12,62	11,09	11,60	11,57	13,61	11,09	66,16	67,27	63,83	64,05	66,11	65,19
Máx	73,89	64,17	79,27	109,53	75,28	70,20	20,93	18,37	19,67	19,28	22,25	17,53	81,75	81,06	73,89	75,14	82,28	76,63

Tabla 02. Ángulos de algunas posturas estudiadas.

02

3.2. INFLUENCIA DE LA POSTURA Y ANTROPOMETRÍA EN LA CARGA BIOMECÁNICA

Para encontrar si la postura influye en la carga intradiscal, se realizó un análisis de varianza de un factor (ver tabla 03), en el cual se muestra que el nivel de significancia es cero; de acuerdo con ello, existen diferencias considerables entre las muestras, es decir que la postura es un factor que influye en la carga biomecánica en postura sedente.

ORIGEN DE LAS VARIACIONES	SUMA DE CUADRADOS	GRADOS DE LIBERTAD	PROMEDIO DE LOS CUADRADOS	F	PROBABILIDAD	VALOR CRÍTICO PARA F
Entre grupos	19,79	15	1,31	122,16	6,742E-119	1,69
Dentro de los grupos	3,28	304	0,01			
Total	23,07	319				

Tabla 03. Análisis de varianza del factor postura.

03

De manera similar, para conocer si la antropometría de los individuos influye en la carga biomecánica, se usó el análisis ANOVA que se muestra en la tabla 04. En este se relacionan el factor antropometría caracterizado por los percentiles estudiados. El análisis muestra un nivel de significancia de 0,906, lo que permite sugerir que las muestras son iguales y que la antropometría no es un factor que influya en la carga biomecánica en postura sedente.

ORIGEN DE LAS VARIACIONES	SUMA DE CUADRADOS	GRADOS DE LIBERTAD	PROMEDIO DE LOS CUADRADOS	F	PROBABILIDAD	VALOR CRÍTICO PARA F
Entre grupos	0,00	2	8,32E-05	0,091	0,903	3,31
Dentro de los grupos	0,02	30	0,00			
Total	0,02	32				

Tabla 04. Análisis de varianza del factor antropometría.

04

Esta evaluación, basada en la norma NTC 5723, fue realizada para cada una de las tipologías posturales encontradas en el puesto de conducción...

3.3. EVALUACIÓN POSTURAL

Esta evaluación, basada en la norma NTC 5723, fue realizada para cada una de las tipologías posturales encontradas en el puesto de conducción, incluyendo las posiciones inicial y final de la postura dinámica 8. A continuación, en la tabla 05, se encuentran los resultados de la evaluación del tronco, cabeza y extremidades inferiores.

POSTURA	TRONCO			CABEZA			EXTREMIDADES INFERIORES			
	ÍTEM 1	ÍTEM 2	ÍTEM 3	ÍTEM1	ÍTEM2	ÍTEM3	ÍTEM1	ÍTEM2	ÍTEM3	ÍTEM4
P1	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P2	NR	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P3	A	A	A	NR	NR	NR	A	A	-	A
P4	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P6	NR	NR	NR	NR	NR	NR	A	A	-	A
P9	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P10	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P11	A	A	NR	A	A	A	A	A	-	A
P12	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P13	A	NR	NR	A	A	A	A	A	-	A
P14	A	NR	NR	A	A	NR	A	A	-	A
P15	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P16	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P17	NR	NR	NR	NR	NR	NR	A	A	-	A
P8i	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A
P8f	A	A	A	A	A	A	A	A	-	A

05 Tabla 05. Resultados evaluación postura del tronco, cabeza y extremidades inferiores según norma NTC5723. Nota: A= Aceptable. NR= No Recomendable.

De acuerdo con el primer paso de la evaluación del troco, se encontraron seis posturas que no son recomendables, por lo menos en alguno de los tres ítems evaluados. Sin embargo, según el paso 2, en el que se considera el tiempo de mantenimiento para inclinación del tronco de dicha valoración, todas las posturas se consideran aceptables, ya que el tiempo en el que se mantienen cada una de estas posturas en las tareas de conducción son inferiores a un minuto por tratarse de movimientos de reposicionamiento rápidos.

En cuanto a la evaluación de la postura de la cabeza, correspondiente al punto 3.5 de la norma, se encontraron cuatro posturas que no son recomendables; tres de ellas coinciden con las no recomendables según la evaluación del tronco. En cuanto al

paso 2, que considera el tiempo de mantenimiento para inclinación de la cabeza, se encontró que todas las posturas evaluadas son aceptables debido a que ninguna de ellas es adoptada por un período mayor a un minuto seguido durante la actividad de conducción.

Finalmente, en la evaluación de las extremidades inferiores se omitió el ítem 3 debido a que este sólo se usa cuando la persona se encuentra de pie. En el puesto de conducción las rodillas permanecen siempre en la misma posición durante la realización de toda la tarea, ya que el mismo individuo es el que ajusta esta posición de acuerdo a su comodidad y alcance hasta los pedales del vehículo. Es por estas razones que los resultados de la evaluación realizada a las extremidades inferiores dio aceptable en todas las posturas estudiadas.

4. DISCUSIÓN

En este estudio se analizaron los cambios posturales en la actividad de conducción, teniendo en cuenta la medida de los ángulos formados por el espaldar, la rodilla, el asiento y la pelvis. Estas medidas fueron introducidas en un modelo biomecánico que permitió encontrar la presión intradiscal en el disco intervertebral L5/S1.

4.1. RELACIÓN DE PATRONES POSTURALES CON LA CONDICIÓN DE SALUD Y TIEMPO DE CONDUCCIÓN

El INRS (Instituto Nacional de Investigación y Seguridad Francés) sostiene que individuos con dolor lumbar (DL) o historial de DL utilizan cambios posturales para mitigar el dolor, pero debido a su mismo estado, estos cambios aumentan el dolor, lo cual se conoce con el nombre de ciclo vicioso del dolor. Sin embargo, de los diecisiete patrones posturales encontrados y que se consideran más comunes durante la actividad de conducción, el estudio no encontró diferencias significativas en el comportamiento tanto para individuos con DL o historial de DL

En el puesto de conducción las rodillas permanecen siempre en la misma posición durante la realización de toda la tarea, ya que el mismo individuo es el que ajusta esta posición de acuerdo a su comodidad y alcance hasta los pedales del vehículo.

como para aquellos asintomáticos que pudieran reafirmar lo mencionado por el INRS; esto puede explicarse probablemente al uso del cinturón de seguridad, presente en las actividades de conducir y no en las tareas de oficina. Esta diferencia configuracional del puesto de trabajo obliga a mantener una postura estática por largos periodos, independientemente de la condición de salud.

Basados en estos preconceptos, se había supuesto que los conductores con DL utilizaban estrategias posturales diferentes a los asintomáticos, debido a la alteración de la coordinación postural en personas con DL, consecuencia de la rigidez en la postura ligado al aumento en la actividad de músculos antagonistas (Dunk & Callaghan, 2010; Garg & Kapellusch, 2009; van Dieen, Dekkers, Groen, Toussaint, & Meijer, 2001; van Dieen, *et al.*, 2003). Esta afirmación puede ser debatida según lo observado durante la prueba piloto, en la que los participantes con DL y los asintomáticos presentaron comportamientos similares. Es así como por medio de la crónica de la actividad obtenida de dicha prueba se pudo inferir que existen otras variables no tenidas en cuenta durante la experimentación, que afectan el comportamiento de los individuos (Marras, 2005). Estas variables impidieron que se destacaran las diferencias en los cambios posturales presentadas por la condición sintomática mencionada en estudios anteriores (Barriera-Viruet, Sobeih, Daraiseh, & Salem, 2006; Carcone & Keir, 2007; Ferguson & Marras, 1997; Makhsous, *et al.*, 2009; Marras, Davis, Ferguson, Lucas, & Gupta, 2001; Moya, Siqueira, Caffaro, Fu, & Tanaka, 2009; Okunribido, Magnusson, & Pope, 2006; Salina, 2008; Vergara & Page, 2002). Dichos factores fueron identificados, tales como la ya mencionada limitación de movimiento que ejerce el cinturón de seguridad sobre el individuo, así como las habilidades específicas de cada individuo al volante y la seguridad demostrada en la actividad de conducción, la cual reflejaba una actitud más tensa y con mayor número de cambios posturales en aquellos individuos que probablemente son más hiperactivos o nerviosos al volante (Beach, Coke, & Callaghan, 2006; Chen, 2009; Davis, Marras, Heaney, Waters, & Gupta, 2002; Marras, 2005; Okunribido, Shimbles, Magnusson, & Pope, 2007; Villanueva & Sotoyama, 1996).

Con respecto al tiempo en el que se mantiene cada postura, se calculó que cada una es adoptada aproximadamente durante menos de un minuto, a excepción de la postura neutral que se conserva entre cada uno de los cambios posturales, ya que la mayoría son posturas momentáneas que debe adoptar el conductor durante el trayecto de conducción y que están condicionadas a obstáculos presentes en la vía, tales como cruces, huecos, sobresaltos, semáforos y giros (Okunribido, *et al.*, 2007). Debido a esto, durante la evaluación cualitativa de cada una de las posturas bajo la norma NTC5723 se observó que todas fueron valoradas bajo el concepto aceptable ya que los tiempos son menores a un minuto, lo cual no representa un riesgo laboral durante la realización de la tarea (Bernard, 1997; Dunk & Callaghan, 2010; Vergara & Page, 2002). Cabe apreciar que por medio de los mismos cambios posturales y en las pausas ejecutadas durante el trayecto, ocasionadas por semáforos o embotellamientos, el individuo aprovechaba para hacer algunos movimientos de distensión o adoptar una postura más relajada, lo cual se ajusta con el comportamiento descrito en investigaciones previas (Graf, 1995; Haynes & Williams, 2008; Okunribido, *et al.*, 2007; Vergara & Page, 2002).

Según lo mencionado, se puede destacar que muchos de los cambios posturales encontrados están relacionados con la actividad de conducción, por lo cual se presume que se deba a la reducida visibilidad dentro de la cabina, concerniente a la etapa de diseño de la misma (Aaras, Dainoff, Ro, & Thoresen, 2001; Babski-Reeves, Stanfield, & Hughes, 2005; Karlqvist, 2002; Okunribido, *et al.*, 2007). De esta observación se puede esperar que la adecuada distribución dimensional dentro de la cabina del vehículo, junto con la percepción de postura ideal que no genere dolor y le permita al individuo conducir con eficiencia, sean los parámetros característicos de la sensación de comodidad durante las actividades de conducción (Vergara M., 1998).

4.2. CUANTIFICACIÓN DE FUERZAS EN LAS ÁREAS DE APREHENSIÓN

De acuerdo a las presiones intradiscuales en L5/S1 calculadas por el modelo biomecánico, basado en los promedios de cada una de las posturas, pueden resaltarse hechos tales como los que se describen a continuación. La carga máxima encontrada para posturas con respaldo (CR) y posturas sin respaldo (SR) osciló entre 346N (para postura P2 CR) y 805N (para postura P17 SR), los cuales no superan la carga máxima permisible para columna establecida en 3400N por NIOSH (2007). Cabe resaltar que esta carga está dada por la misma postura sedente, en la que la pelvis gira hacia atrás y, para compensarlo, el tronco se flexiona hacia adelante disminuyendo el ángulo de la lordosis, generando mayor presión que en la postura erguida (Flenghi, 1995; Lis, *et al.*, 2007; Makhsous, *et al.*, 2009; Perez, 2006; Rodríguez; Ruiz, 2002; van Dieen, *et al.*, 2001; Vergara M., 1998); es por esto que el valor máximo encontrado para la

postura SR es mayor que para la postura CR, puesto que el ángulo formado entre el tronco y los muslos en esta postura es menor, reafirmando que se genera así el efecto recién descrito (Carcone & Keir, 2007; Lis, *et al.*, 2007; Massaccesi *et al.*, 2003; Miralles, 2001; Neumann *et al.*, 2001).

Adicionalmente, la presencia de valores de carga intradiscal negativos como los encontrados en la postura P13, suponen que la carga, que para el modelo representa compresión, en esta postura se está ejerciendo a tensión (Van Dieen, *et al.*, 2001). Esto podría ser explicado debido a que durante esta postura el individuo debía estirar su columna, manteniendo una posición totalmente erguida y sin respaldo, liberando así las tensiones acumuladas en las posturas en las que hay pérdida de lordosis (Neef, Hinz, Seidel, & Claes, 2001).

Por otra parte, se observó que en la posición final de la postura dinámica P8, se registró un ligero incremento de 0,88% en la carga intradiscal, respecto a la postura inicial. Esta característica puede ayudar a explicar que, a pesar del cambio de posición realizado por el individuo, que él percibe como mayor comodidad, es en realidad una forma de incrementar la carga lumbar o daño del tejido por medio de un macro movimiento que en la realidad puede estar generando o incrementando una lesión en vez de aliviarla (Bernard, 1997; Graf, 1995; Haynes & Williams, 2008; Karwowski & Marras, 1999; Vergara & Page, 2002; Vergara M., 1998).






Según los resultados obtenidos con los análisis de varianza, la carga intradiscal es afectada por la postura, dato que concuerda con otros estudios (Neef, *et al.*, 2001); de igual forma, el factor antropometría no generó una respuesta que influyera en dicha

carga como también lo muestra Hinz (Hinz, Seidel, Hofmann, & Menzel, 2008). De esta, manera se presume que tales resultados fueron afectados por la opción que tuvieron los participantes de modificar la distancia horizontal del asiento para alcanzar los pedales hasta quedar en una posición que para ellos era cómoda (Tilley, 2002), así como el hecho de haber establecido el ángulo del respaldo en 105° con la horizontal (Harrison, *et al.*, 2000).

4.3. TIPOLOGÍAS POSTURALES UTILIZADAS CON MAYOR FRECUENCIA

Teniendo en cuenta los comportamientos observados durante la prueba piloto y el trabajo de campo, fue posible clasificar las posturas encontradas de la siguiente manera (ver tabla 06): A) según la magnitud del movimiento se hallaron movimientos micro, medianos y macro; B) las posturas dinámicas dadas

según el cambio entre la posición inicial y final, y C) aquellos movimientos que solo eran observados durante obstáculos especiales en la vía. El análisis de las posturas mediante esta agrupación permite distinguir que las tipologías que más se repiten a lo largo de la tarea de conducción prolongada son aquellas del grupo A, seguidos por los del grupo B y C respectivamente. De acuerdo con lo anterior se puede suponer que son los movimientos micro y medianos los que ayudan a generar confort y liberar tensión durante la tarea; los del grupo B ayudan a reposicionar el cuerpo en la postura inicial, pero son los movimientos pronunciados del grupo C, los menos frecuentes, los que representan una mayor sobrecarga en el disco intervertebral L5/S1 dado por un ángulo agudo formado entre tronco-pelvis.

TIPOLOGÍAS POSTURALES DETECTADAS						
		A*			B	C
		Micro movimientos	Movimientos medianos	Macro movimientos	Postura inicial y dinámica	Movimientos macro condicionados por la vía
Posturas						
		P12; P16; P2; P4	P11; P9; P15; P3	P10; P14; P13	P1; P8	P6, P17
% frecuencia		35.94	22.47	20.23	12.37	8.99
Promedio ángulo tronco-pelvis (λ)		104.18	100.92	92.80	106.63	72.18
Promedio presión intradiscal (Mpa)		0.35	0.29	0.34	0.33	0.75

06 Tabla 06. Frecuencia y agrupación de tipologías posturales. Nota: (*) Los movimientos medianos corresponden a un ángulo alrededor de 90° entre el tronco y los muslos, los micro movimientos son <90° siempre apoyados sobre el respaldo, y los macro >90° hasta la flexión máxima del tronco.

5. CONCLUSIONES

Se encontró en este estudio que la cantidad de comportamientos posturales generados en postura sedente prolongada no posee un nivel de relación asociado a la condición de salud, obteniendo posturas similares tanto en usuarios con dolor lumbar así como en los asintomáticos. De forma similar, el tiempo entre cada cambio postural no fue afectado por esta característica, sino por la ruta realizada durante las pruebas, que a pesar de ser la misma para todos, se sugiere que esta sea aún más restringida y controlada para determinar si dichos cambios realmente están dados por un patrón de tiempo definido.

De las posturas encontradas se halló que las que generan una mayor carga intradiscal en el disco intervertebral L5/S1 son aquellas que requieren una flexión mayor del tronco, formando un ángulo más pequeño con las piernas. Aun así, dichas posturas en flexión no son mantenidas por periodos prolongados, por lo que se podría suponer que no son estas las causantes del dolor lumbar, sino la presión mantenida y constante que genera la flexión del tronco durante periodos laborales prolongados y una mala configuración dimensional de la cabina de conducción, incluyendo el ángulo de respaldo del asiento.

Finalmente, se recomienda considerar, para estudios posteriores en esta área, el uso de inclinómetros o goniómetros digitales e inalámbricos para la medición de los ángulos por medio de un análisis en tiempo real y continuo en la actividad de conducción, complementado con análisis videográfico del mismo que permita capturar la frecuencia de los cambios posturales de forma homogénea en función del tiempo, los cuales servirían para relacionar la postura con la carga intradiscal bajo condiciones constantes y controladas.

REFERENCIAS

- Aaras, A., Dainoff, M., Ro, O., y Thoresen, M. (2001). Can a More Neutral Position of the Forearm When Operating a Computer Mouse Reduce the Pain Level for Visual Display Unit Operators? A Prospective Epidemiological Intervention Study: Part II. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 13 (1), 13-40.
- Babski-Reeves, K., Stanfield, J., y Hughes, L. (2005). Assessment of video display workstation set up on risk factors associated with the development of low back and neck discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(7), 593-604.
- Barriera-Viruet, H., Sobeih, T. M., Daraiseh, N., y Salem, S. (2006). Questionnaires vs observational and direct measurements: a systematic review. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 7(3), 261-284.
- Beach, T. A. C., Coke, S. K., y Callaghan, J. P. (2006). Upper body kinematic and low-back kinetic responses to precision placement challenges and cognitive distractions during repetitive lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(7), 637-650.
- Bernard, M. D. (1997). *Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back*.
- Carcone, S. M., y Keir, P. J. (2007). Effects of backrest design on biomechanics and comfort during seated work. *Applied Ergonomics*, 38(6), 755-764.
- Chen, S. M. (2009). Sedentary lifestyle as a risk factor for low back pain: a systematic review. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 82(7), 797-806.
- Davis, K. G., Marras, W. S., Heaney, C. A., Waters, T. R., y Gupta, P. (2002). The Impact of Mental Processing and Pacing on Spine Loading: 2002 Volvo Award in Biomechanics. *Spine*, 27(23).
- Dunk, N. M., y Callaghan, J. P. (2010). Lumbar spine movement patterns during prolonged sitting differentiate low back pain developers from matched asymptomatic controls. *Work - a Journal of Prevention Assessment & Rehabilitation*, 35(1), 3-14.
- Ferguson, S. A., y Marras, W. S. (1997). A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 211-226.
- Flenghi, D. (1995). *Capacités fonctionnelles lombaires, lombalgies et contraintes professionnelles. Etudes de la manutention manuelle, des vibrations et des postures prolongées*. Nancy: Université de Nancy I.
- Garg, A., y Kapellusch, J. M. (2009). Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 52 (1), 36-59.
- Graf, M. (1995). An assessment of seated activity and postures at five workplaces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 15(2), 81-90.
- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., y Troyanovich, S. J. (2000). Sitting biomechanics, part II: optimal car driver's seat and optimal driver's spinal model. *Journal Of Manipulative And Physiological Therapeutics*, 23(1), 37-47.
- Haynes, S., y Williams, K. (2008). Impact of seating posture on user comfort and typing performance for people with chronic low back pain. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(1), 35-46.
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., y Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(9), 881-892.
- Hinz, B., Seidel, H., Hofmann, J., y Menzel, G. (2008). The significance of using anthropometric parameters and postures of European drivers as a database for finite-element models when calculating spinal forces during whole-body vibration exposure *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38, 816-843.
- Karlqvist, L. (2002). Self-reported working conditions of VDU operators and associations with musculoskeletal symptoms: a cross-sectional study focussing on gender differences. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(4), 277.
- Karwowski, W., y Marras, W. (1999). *The occupational ergonomics. hand book*. Estados Unidos: CRC Press LCC.

- Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H., y Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP. *European Spine Journal*, 16(2), 283-298.
- Makhssous, M., Lin, F., Bankard, J., Hendrix, R. W., Hepler, M., y Press, J. (2009). Biomechanical effects of sitting with adjustable ischial and lumbar support on occupational low back pain: evaluation of sitting load and back muscle activity. *Bmc Musculoskeletal Disorders*, 10.
- Marras, W. S. (2005). The future of research in understanding and controlling work-related low back disorders. *Ergonomics*, 48 (5), 464-477.
- Marras, W. S., Davis, K. G., Ferguson, S. A., Lucas, B. R., y Gupta, P. (2001). Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine*, 26(23), 2566-2574.
- Massaccesi, M., Pagnotta, A., Soccetti, A., Masali, M., Masiero, C., y Greco, F. (2003). Investigation of work-related disorders in truck drivers using RULA method. *Applied Ergonomics*, 34(4), 303-307.
- Miralles, R. C. (2001). Biomecánica de la Columna. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 8, 2-8.
- Moore, K., Dalley II, A., Agur, A., y Moore, M. (2002). *Anatomía con Orientación Clínica*. Buenos Aires: Panamericana.
- Moya, G. L. B., Siqueira, C. M., Caffaro, R. R., Fu, C., y Tanaka, C. (2009). Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment? *Clinics*, 64(8), 791-796.
- Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., y Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 16(1), S111-S126.
- Neumann, W. P., Wells, R. P., Norman, R. W., Frank, J., Shannon, H., Kerr, M. S., et al. (2001). A posture and load sampling approach to determining low-back pain risk in occupational settings. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 27(2), 65-77.
- Okunribido, O. O., Magnusson, M., y Pope, M. (2006). Delivery drivers and low-back pain: A study of the exposures to posture demands, manual materials handling and whole-body vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(3), 265-273.
- Okunribido, O. O., Shimbles, S. J., Magnusson, M., y Pope, M. (2007). City bus driving and low back pain: A study of the exposures to posture demands, manual materials handling and whole-body vibration. *Applied Ergonomics*, 38(1), 29-38.
- Pal, P., Milosavljevic, S., Gregory, D. E., Carman, A. B., y Callaghan, J. P. (2010). The influence of skill and low back pain on trunk postures and low back loads of shearers. *Ergonomics*, 53(1), 65-73.
- Perez, J. (2006). Contribuciones al estudio de la Lumbalgia inespecífica. *Revista Cubana Ortopedia Traumatología*, 20 (2), 0-0.
- Rodríguez, P. L. *Análisis de la Columna Vertebral*. Murcia: Universidad de Murcia. Instituto de ciencias del deporte.
- Ruiz, V. G. (2002). Dolor de espalda. *Guía de Actuación Clínica en A.P. Generalitat Valenciana*.
- Salina, S. (2008). Factores Biomecánicos en el dolor de espalda. *Medicina de rehabilitación biomédica*. Recuperado de <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20570>.
- Tafur, F. J. (2007). *Informe de Enfermedades Profesionales en Colombia 2003-2005*.
- Tilley, A. R. (2002). *The measure of man and women*. New York: John Wiley & Sons, Inc.
- van Dieen, J. H., Dekkers, J. J. M., Groen, V., Toussaint, H. M., y Meijer, O. G. (2001). Within-subject variability in low back load in a repetitively performed, mildly constrained lifting task. *Spine*, 26(16), 1799-1804.
- van Dieen, J. H., Selen, L. P. J., y Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 333-351.
- Vergara, M., y Page, A. (2002). Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. *Applied Ergonomics*, 33, 1-8.
- Vergara M., M. (1998). *Evaluación ergonómica de sillas. Criterios de evaluación basados en el análisis de la postura.*, Universitat Jaume I.
- Villanueva, M. B., y Sotoyama, M. (1996). Adjustments of posture and viewing parameters of the eye to changes in the screen height of the visual display terminal. *Ergonomics*, 39(7), 933- 945.