

Diseño y validación de un sistema de retención infantil

Design and validation of a child seat pretensor device

Luis Martínez-Sáez¹, Antonio García-Álvarez¹, Manuel Espantaleón-Ruiz¹, Christopher René Torres-San Miguel^{1,2}*

¹Instituto Universitario de Investigación del Automóvil, Industriales, Universidad Politécnica de Madrid. Carretera de Valencia, km.7. CP. 28031. Madrid, España.

²Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional. Av. IPN s/n Lindavista. CP. 07738. México DF., México.

(Recibido el 03 de junio de 2013. Aceptado el 23 de enero de 2014.)

Resumen

Fundación MAPFRE y otros han reportado que cada año mueren alrededor de 6.500 niños en Latinoamérica en accidentes de tránsito en [1]. Los datos de siniestralidad referidos a infantes fallecidos que no llevan un sistema de retención infantil que ofrezca la protección evidenciada por los actuales dispositivos de seguridad son alarmantes. Aunque los actuales sistemas de retención infantil presentan un buen nivel de protección es posible diseñar sistemas que mejoren las prestaciones de los actuales, siendo la mejora de la seguridad la motivación principal de este estudio. Esta investigación se organiza en dos fases: la primera se corresponde con el diseño de un prototipo de pretensor que se sujeta a una silla porta-bebes y la segunda etapa muestra el funcionamiento de este dispositivo mediante su verificación con ensayos realizados en el sentido de la marcha del vehículo. En la fase experimental se comprueba que este dispositivo consigue disminuir el recorrido hacia delante de la cabeza, los esfuerzos soportados por el cuello, los niveles de aceleración de la cabeza y del pecho durante una colisión. Además, los resultados muestran el aumento de los niveles de protección ofrecidos a los niños, así como la mejora de la capacidad de retención de una silla dotada del pretensor desarrollado en este trabajo.

----- *Palabras Clave:* Biomecánica, sistemas de retención, seguridad pasiva, impacto frontal, seguridad infantil

* Autor en correspondencia: teléfono: + 52 + 55 + 5729 6000 ext. 54815, correo electrónico: ctores@ipn.mx (C. Torres)

Abstract

MAPFRE foundation and others have reported that every year around 6,500 children in Latin America in traffic accidents result in death [1]. The accident data related to infant deaths that do not carry a child restraint system that offers the protection levels as evidenced by the current safety devices are alarming. Although current child restraints systems have a good level of protection it is possible to design others that improve the performance of the current ones, being the improvement of child safety the main motivation for this study. This study is divided into two phases: the first one corresponds to the design of a pretensioner prototype which is attached to a baby chair holder and the second stage shows the operation of this device with simulated crash tests in vehicle forward facing direction. In the experimental phase is found that this device is able to decrease the forward excursion of the head, the neck efforts supported, the head and chest acceleration levels during a collision. Moreover, the results show the increased levels of protection offered to children, as well as the improved retention capacity for a chair restraint system equipped with the pretensioner developed in this work

----- *Keywords:* Biomechanics, pretensor device, passive safety, frontal impact, child safety

Introducción

Existen numerosos estudios que incitan a rediseñar o a modificar los sistemas de retención existentes para los infantes con edades desde los recién nacidos hasta los 60 meses de vida [2-6]. Además, muchos países desarrollados han establecido legislaciones que obligan a utilizar adecuadamente estos sistemas de retención para niños con la finalidad de reducir los porcentajes de heridos graves y fallecidos entre los infantes [7-10]. Actualmente, algunos de estos trabajos que estudian la utilización inadecuada de los sistemas de retención infantil [11] muestran factores de riesgo superiores en un 44%, para los infantes de los vehículos que circulan en China. Por otro lado, Brown y colaboradores [12], han evaluado la eficacia de los sistemas de retención infantil, colocados en el sentido de la marcha afirmando que cuando se utilizan adecuadamente los cojines elevadores con los cinturones de seguridad de los vehículos; disminuyen significativamente las lesiones que los niños pueden llegar sufrir en las colisiones de los vehículos a motor. Se sabe por los estudios de Macy realizados a 21.476

infantes en USA, que el viajar sentado en una fila trasera aumenta la protección del infante en las colisiones frontales de los vehículos a motor. El resultado de este trabajo de investigación muestra que los sistemas de retención pueden prevenir las lesiones en función de las variables de peso, altura y las especificaciones empleadas en el diseño por el fabricante de los cojines elevadores [13].

Por otro lado, Pérez afirma mediante un estudio realizado en 3 ciudades de México, que los cinturones de seguridad y los sistemas de retención infantil influyen en las muertes derivadas de los accidentes de tránsito, ya que aproximadamente el 33% de los afectados que llegaron con lesiones graves a los hospitales, presentaban lesiones severas derivadas de la utilización de los sistemas de retención [14].

Los principales objetivos del trabajo de Koppel y colaboradores buscan comparar la protección ofrecida por los cojines elevadores a los niños de entre los 60 y los 120 meses frente a los sistemas de retención infantil. El estudio se llevó a cabo entre octubre de 2004 y octubre de 2011 mediante

la inspección de estos tipos de asientos frente a la norma Australiana de homologación de los sistemas de retención para niños (SRI). El estudio concluye con modificaciones y propuestas de refuerzos para este tipo de asientos en condiciones de impacto frontal en los accidentes de vehículos [15].

Respecto a la situación en Europa es necesario mencionar los estudios del grupo de trabajo WG18 (destinado a la seguridad infantil) del EEVC (Enhanced European Vehicle-Safety Committee). Este comité de expertos reúne a diferentes representantes de los países miembros de la Unión Europea para coordinar la investigación científica que se realiza y así dar soporte a la reglamentación europea sobre seguridad de los vehículos. En relación a la seguridad de los niños, se ha examinado una muestra significativa de los accidentes de tráfico ocurridos en la Unión Europea. El resultado de estas estadísticas fomenta la incorporación de elementos que aumenten la protección de la cabeza y el cuello durante accidentes frontales de vehículos con motor [16]. El análisis de las configuraciones de retención menos efectivas permite establecer la hipótesis inicial de este estudio consistente en que: mediante la disminución del espacio libre entre el arnés y el cuerpo del niño en los primeros momentos del impacto se puede mejorar la seguridad del infante.

El comportamiento y diseño de los dispositivos de retención estándar se basan en la suma de tres deformaciones: la del vehículo, el desplazamiento y/o deformación del arnés de la sillita con respecto a la carrocería del vehículo y la deformación del pecho. Aunque hay un cierto orden en la evolución de los tres procesos de deformación, esto no sucede de forma secuencial, se puede afirmar que el desplazamiento del pecho es la combinación de estas tres deformaciones de forma agregada [17].

Los trabajos mencionados inducen a incorporar funciones que limiten las cargas que se producen en las sillas porta bebés que han sido concebidas para viajar orientadas en sentido de la marcha y así mejorar la seguridad de los infantes. Este trabajo

de investigación se desarrolla para demostrar que la hipótesis enunciada como que: se pueden reducir simultáneamente la carga máxima (aceleración) y la distancia de parada (excursión) mediante la utilización de un sistema pretensor, con respecto a los sistemas convencionales es totalmente cierta. De esta forma, se espera que la absorción de energía se inicie en una etapa temprana y que el desplazamiento total del pecho y de la cabeza se reduzcan. La figura 1 ilustra el sistema de retención infantil con el prototipo instalado.

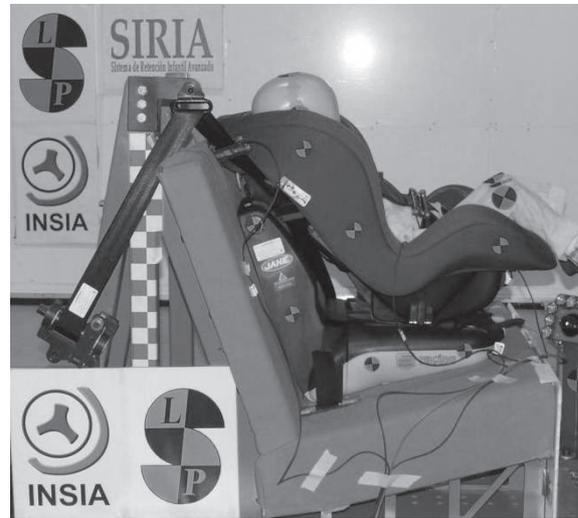


Figura 1 Localización del sistema de retención

Materiales y Método

Este trabajo de investigación se desarrollo en el Laboratorio de Seguridad Pasiva de la Universidad Politécnica de Madrid. Para realizar los experimentos que permitieron comprobar el correcto funcionamiento del pretensor incorporado en una silla porta bebés, se utilizaron los siguientes materiales y equipos:

- 4 cámaras de alta velocidad (2.000 fps)
- 1 trineo de pruebas dinámicas
- 1 maniquí TNO-P3
- Equipos de adquisición de datos
- Silla porta bebés estándar
- Programa de cómputo CAD para el diseño

Para el registro de las respuestas de los experimentos se utilizó un equipo de adquisición de datos K3700 MiniDAU® (Kayser-Threde GMBH) con una frecuencia de muestreo de 20.000 Hz y 16 bit de resolución. Para el disparo de cargas (y registro de tensión y corriente de las cargas pirotécnicas), se utilizó el equipo Timer-Box K3789 (Kayser-Threde GMBH) que permite realizar la programación de los retardos de las cargas con posibilidad de ajuste de hasta la décima de milisegundo. En cuanto a los sensores utilizados, la tabla 1 muestra el número de unidades, así como el modelo y fabricante de los mismos.

Tabla 1 Sensores utilizados en el experimento

Tipo	Localización	Unidades	Fabricante Modelo
Acelerómetro	Sled	2 uniaxiales	Endevco 7231C
Acelerómetro	Cabeza	3 uniaxiales	Endevco 7264B
Acelerómetro	Pecho	1 triaxial	Endevco 7267A
Célula carga	SRI	4 unidades	FTSS IF-964

Método

Para desarrollar el estudio, el trabajo se dividió en tres partes, la primera es la comprensión de los sistemas de retención y la incorporación de un dispositivo pretensor en una silla porta bebés; la segunda etapa es el diseño y fabricación de este dispositivo y la última es su evaluación mediante pruebas de impacto. Los aspectos más relevantes del trabajo desarrollado se detallan a continuación:

Análisis del comportamiento de los sistemas de retención para adultos e infantiles

La mayoría de los cinturones de seguridad con pretensores y limitadores de carga se basan en el movimiento circular de un cilindro convencional

modificado que constituye una bobina donde se enrolla la cinta del cinturón. La longitud disponible de la cinta del cinturón se regula a través de los movimientos circulares alternativos de la bobina, estando el extremo de la cinta fijado en la parte central de la propia bobina [18]. Este hecho no ocurre en las cintas empleadas en los sistemas de retención para infantes que están fijadas en sus extremos a la sillita. Además, es importante mencionar que en la mayor parte de los sistemas se permite tirar de un extremo de la cinta para así ajustar la longitud de la cinta al tamaño del infante. Es importante destacar que, en los sistemas de retención para infantes uno de los extremos de la cinta debe seguir siendo libre.

La figura 2 ilustra el comportamiento teórico de varios sistemas de retención con y sin pretensor y limitador de carga. En ella se muestra esquemáticamente el funcionamiento de un arnés de seguridad estándar (curva azul sólido), un arnés de seguridad con la funcionalidad de limitador de carga (curva naranja con triángulos) y, finalmente, un arnés de seguridad, incluyendo las funciones del pretensor y limitación de carga (curva roja con cuadrados) en un choque frontal.

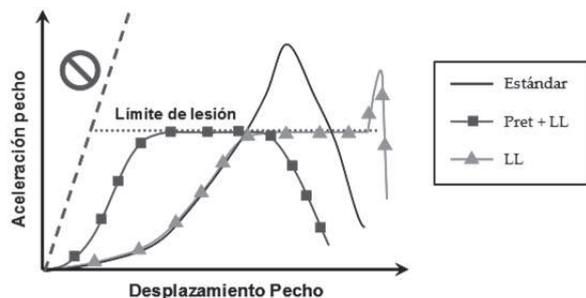


Figura 2 Comportamiento del pretensor

El eje de abscisas representa el desplazamiento longitudinal del pecho con respecto a la referencia de tierra, la línea punteada de color rojo representa el comportamiento de la interacción entre el pecho y el cinturón. La pendiente de esta línea depende de la rigidez de los tirantes, la rigidez del pecho, el número de las cintas y el rutado de las mismas.

Consideraciones para el diseño:

La metodología para el desarrollo del diseño del pretensor fue tomada de la investigación realizada por Pérez y colaboradores; se utilizó la técnica de árbol de objetivos para desarrollar el planteamiento del problema y estimar los límites de diseño del sistema de retención [19].

El sistema debe permitir el uso normal de la silla y en su configuración inicial debe mantener la longitud necesaria de la cinta que asegure el correcto funcionamiento de la fase de limitación de carga aunque no se haya producido la fase pretensora. Los argumentos utilizados en el diseño del dispositivo son:

- El paso de la cinta deberá ser libre a través del carrete/bobina, esto permitirá el ajuste del arnés y el decremento de la holgura de los dos cinturones situados en la zona torácica.
- Durante la fase de accionamiento, el dispositivo deberá ser capaz de hacer tanto una pretensión como una limitación de la carga, mediante movimientos circulares en sentido contrario a las agujas del reloj y viceversa.
- Realizará una acción controlada para limitar la carga y favorecer la absorción de energía, dependiendo de la gravedad del accidente.
- Continuar con el uso del SRI convencional, sin realizar modificaciones considerables al sistema existente.

La figura 3 muestra un esquema del diseño del pretensor, siendo este un tetra-cilindro que obliga a la cinta a realizar un zig-zag en su interior. Está basado en un retractor real de un cinturón de tres puntos de seguridad de un coche pero con modificaciones para su uso en infantes (SRI). Los elementos de control de la pretensión y las fuerzas del limitador de carga son una carga pirotécnica para la pretensión y una barra de torsión para la fase del limitador de carga.

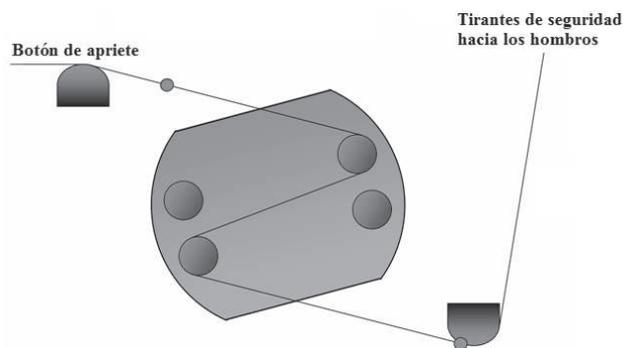


Figura 3 Diseño del carrete pretensor

Este dispositivo tiene dos modos de funcionamiento: el de limitador de carga, sin pretensión y el de limitador de carga con pretensión. Por lo tanto, el dispositivo siempre tiene la funcionalidad de limitación de carga. Además una vez que el conjunto de cilindros llegue a la máxima rotación en la pretensión, se cuenta con un trinquete que evita el desenrollado por el tirón de la cinta, en este punto, el dispositivo está bloqueado nuevamente.

Dependiendo de la fuerza de arnés de seguridad (que depende de la gravedad del choque y de la masa del ocupante), la fase de limitador de carga se puede producir y la absorción de energía se consigue con la deformación plástica de la barra de torsión.

La figura 4 muestra los componentes finales que componen el diseño del dispositivo.

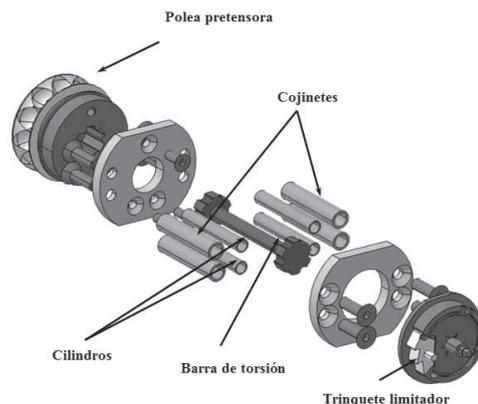


Figura 4 Partes que integran el pretensor

Para realizar los experimentos con el dispositivo se construyó un prototipo operativo de tamaño completo y este se muestra en la figura 5.

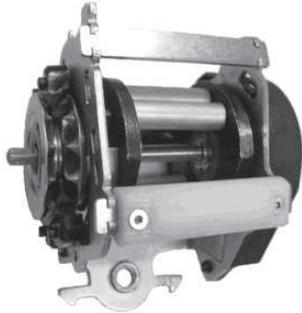


Figura 5 Prototipo pretensor

Ensayos dinámicos

El trabajo experimental se realizó conforme al reglamento 44R04 y el grupo G1 [20]. Las especificaciones técnicas indican el sentido de la marcha y la masa del infante, es importante mencionar que para el grupo 0, 0+ y 1 el sistema de retención es independiente de cualquier medio conectado directamente con el vehículo.

Se realizaron tres configuraciones de ensayos, la primera es una prueba estándar y fue realizada con el sistema de retención infantil sin modificar conforme al Reglamento 44R04 (la velocidad del impacto fue de 48.5 km/h). En la segunda prueba se incluyó un prototipo a escala real ajustado con el nivel de pretensión alto y la fuerza en el limitador de carga también alta (con una velocidad inicial de 48.8 km/h). Y en la tercera se integró en la silla infantil un prototipo a escala real con un pretensor y limitador de carga ajustados a un nivel inferior (la velocidad del trineo fue de 48.8 km/h).

Los datos obtenidos del trineo, de las células de carga ubicadas en el cinturón y los sensores del maniquí fueron registrados con la ayuda de 15 transductores; un par de células de carga se ubicaron en las cintas pectorales del arnés, con la finalidad de conocer los beneficios que

proporciona este dispositivo y generar patrones de ajuste y calibración para el diseño. Así mismo, las células de carga que se encuentran ubicadas en la banda central se utilizaron para comprobar las fuerzas en ambos lados del dispositivo durante sus fases de trabajo. La distribución de los instrumentos antes mencionados se muestra en la figura 6.

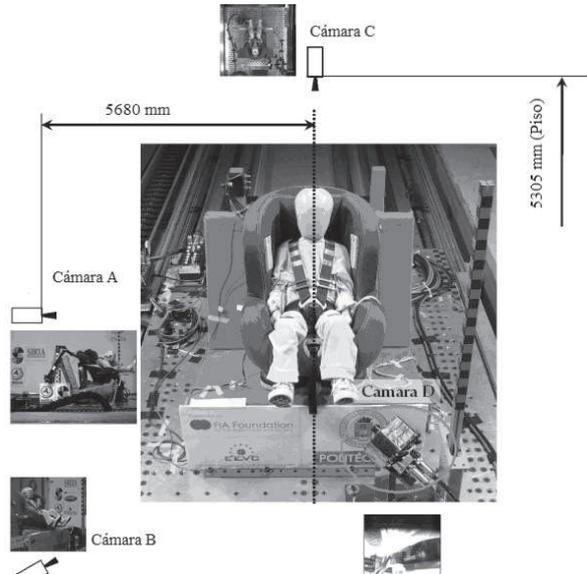


Figura 6 Disposición de las cámaras de alta velocidad

Cada prueba de trineo fue grabada con cuatro cámaras de alta velocidad con una frecuencia de registro de 2000 fps. Con estas se asegura un análisis más detallado y la comprensión de la cinemática de cada prueba.

Las cámaras A y C recopilan los datos necesarios para comprender la cinemática global del impacto y el seguimiento de maniquí durante el post-procesamiento. La utilidad de la cámara B es comprobar la evolución de las cintas del hombro en el sistema de retención infantil (SRI). De esta forma es posible comprobar la funcionalidad del pretensor y del limitador de carga a nivel de las cintas para los hombros. La cámara D, embarcada en el trineo, permite comprobar la rotación y funcionamiento correcto del dispositivo.

Resultados

Se fabricó un prototipo de tamaño real y se probó experimentalmente con resultados satisfactorios. En los ensayos de trineo el prototipo alcanzó las dos fases propuestas durante el diseño (pretensión y limitación de carga). Estos ensayos muestran la cinemática del maniquí. En la figura 7, la secuencia de imágenes mostrada expone las configuraciones de los ensayos. El primero es la prueba de “referencia o run#1”, donde se verifica que el comportamiento del asiento de seguridad es satisfactorio y que no supera los requisitos impuestos por el Reglamento 44. La segunda configuración “Pret+LL(run#1)” se corresponde con el dispositivo de pretensión incluido en la silla, este mecanismo tiene un comportamiento adecuado. Se observa que la holgura del arnés de la silla se ha eliminado en la fase de pretensión y durante la fase de limitación de carga los valores registrados de las fuerzas del arnés no llegaron a definir claramente la meseta de limitación de carga aun cuando la extensión de la cinta fue de 40 mm. En esta prueba se obtuvo la mayor reducción en los criterios de lesión del maniquí. La tercera configuración demostró la disminución de la fase de pretensión y de la fase de limitación con una fuerza calibrada a un nivel inferior.

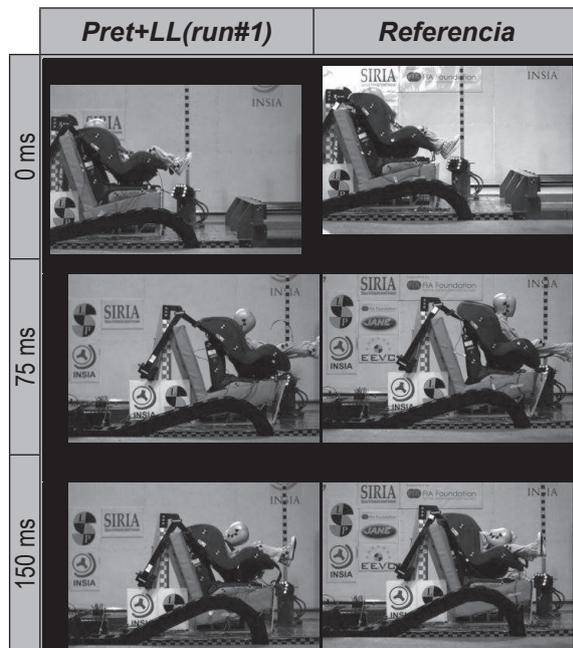


Figura 7 Ensayos de trineo

La máxima excursión de la cabeza se alcanza aproximadamente a los 100 ms. La configuración “Pret+LL(run#1)” obtiene la excursión la cabeza más reducida de todas las pruebas. Además, el pecho es retenido adecuadamente por las cintas de los hombros que no permiten demasiada excursión del pecho.

En la prueba “Referencia” se observó que el mecanismo de carga es muy diferente. Todo el cuerpo del maniquí va hacia adelante (como se puede ver en 75 y 150 ms). Asimismo, las cintas en los hombros llegaron a su longitud máxima (retención del tórax) y existe una gran rotación de la cabeza.

La cámara embarcada se utilizó para comprobar la rotación del tetra-cilindro y por lo tanto la variación de la longitud de las cintas. El dispositivo cuenta con un cursor (flecha) para el control de la rotación del tetra-cilindro. La relación entre la rotación del dispositivo y la longitud de la cinta es casi constante, con una proporción aproximada de 0,8 mm / grado. La figura 8 muestra el cursor de flecha del dispositivo y las marcas de referencia grabados por la cámara de alta velocidad embarcada.



Figure 8 Control de rotación del tetra-cilindro

La figura 9 representa la evolución de la aceleración resultante del pecho y del trineo. Se observa como la fase de pretensión se inicia a los 15 ms (punto 1). Este hecho provoca un aumento de la aceleración en el pecho. Se observa que en

la pretensión la aceleración resultante del pecho llega a 15 g, que es el 50% de la aceleración máxima. Sin embargo, durante los primeros 15 ms el maniquí tiene un movimiento libre respecto al trineo y se desplaza hacia delante 200 mm. Durante la fase de pretensión, la holgura entre el maniquí y la silla se elimina y el maniquí se mueve junto con el SRI. Cuando la carga aumenta debido al frenado del avance del pecho del niño, la reacción del trinquete se produce (puntos 3 y 4). El bloqueo del trinquete produce una región con una aceleración lineal creciente del pecho, aumentando la aceleración del tórax. Por último, cuando la fase de limitación de carga se produce (puntos 5 y 6) y permite un aumento de la longitud del arnés de los hombros. En el caso (Pret+LL run#1), la fuerza de calibración fue lo suficientemente alta y por lo tanto no hay un gran incremento en la longitud de las cintas.

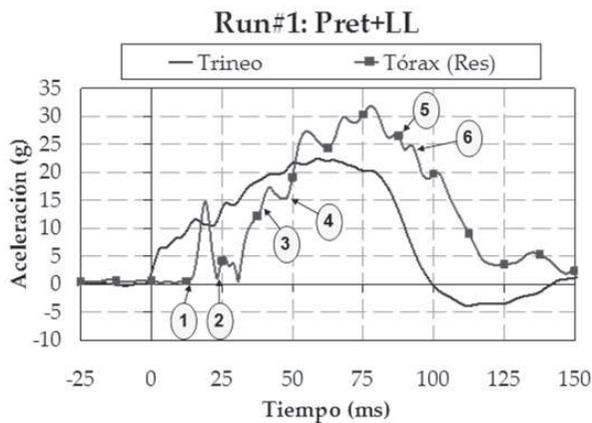


Figura 9 Evolución de la aceleración del pecho y del trineo

La figura 10 desarrolla una comparación de la aceleración longitudinal del pecho en las tres pruebas. Este gráfico representa la aceleración longitudinal en lugar de la aceleración resultante. Como se puede ver el momento en que comienza la fase de pretensión en ambas pruebas es el mismo (15 ms). El desplazamiento máximo del pecho de Pret+LL run#1 es inferior a la prueba de referencia. Debido a que no se observó claramente una meseta en la aceleración del tórax durante la fase del limitador de carga, se realiza la prueba

con valores más bajos de pretensión y limitador de carga en el Pret+LL(run#2). En esta tercera prueba, se observa la disminución del valor del limitador de carga, la disminución de la fuerza en el pecho, pero la excursión se incrementa y se llega a consumir toda la longitud de cinta recogida durante la fase de pretensión, que es inferior al run#1.

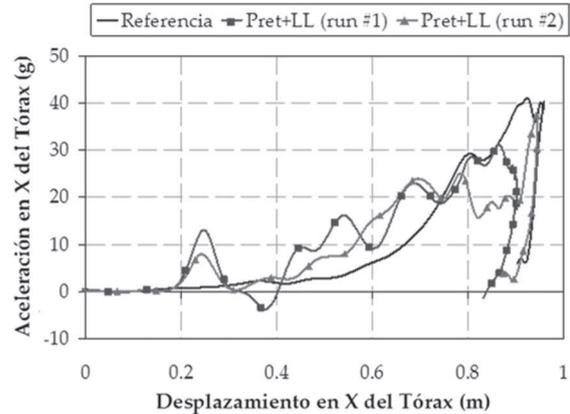


Figura 10 Aceleración del pecho en las tres configuraciones

La excursión en el pecho en esta prueba fue de 900 mm. La mayor absorción de energía se obtiene en los últimos 500 mm, mientras que durante los primeros 400 mm, la retención del maniquí ha sido prácticamente nula. La principal razón de este hecho se debe a que la silla se ha sujetado con un cinturón de seguridad estándar (instalado como está prescrito en el Reglamento 44R04).

Otro resultado, fue la comprobación de la deformación plástica de la barra de torsión, como ya se sabe está se encuentra encajada dentro del diseño del dispositivo y actúa en la fase de limitación. El análisis de los resultados de las pruebas demuestra que en el segundo ensayo la aceleración del tórax se redujo durante las primeras etapas de limitación de carga, obteniéndose una meseta de unos 20 g (que representa el 50% de la aceleración con respecto a las pruebas de referencia). La siguiente figura muestra la barra de torsión deformada en las etapas de experimentación.



Figura 11 Barras de torsión utilizadas en las pruebas

Finalmente, los resultados de los valores máximos de las principales señales registradas en las tres configuraciones se muestran en la tabla 2.

Tabla 2 Comparación de resultados

Registro de señales	Ref	Run#1	Run#2
Excursión de la cabeza (mm)		- 71	+ 8
Aceleración de la cabeza (g)	63.8	- 32%	+ 4%
Fuerza axial en el cuello (kN)	1.6	- 26%	- 30%
Aceleración del Tórax (g)	42.5	- 25%	+ 4%
Fuerzas en el arnés (kN)	1.9	- 15%	- 8%

El cálculo estimado de la fuerza axial del cuello se realizó mediante las aceleraciones verticales de la cabeza y el pecho, y se multiplico por la masa de la cabeza. Este proceso de cálculo se justifica por las características constructivas del cuello del maniquí P3, que está formado por seis discos de poliamida que trabajan cuando el cuello está sometido a flexión/extensión o a compresión, junto con un cable de acero situado en su interior que limita la extensión del cuello cuando esta sometido a tracción. Las fuerzas estimadas se corresponden con la fase de tracción del cuello debido a la fuerza centrífuga de la cabeza durante el impacto dinámico. El cable de acero tiene una rigidez muy elevada, siendo su deformación casi nula y no se producen oscilaciones durante la tracción, por lo tanto es posible realizar una

estimación de la fuerza axial del cuello utilizando las aceleraciones verticales de la cabeza y del pecho. Se utiliza la componente vertical puesto que es la de mayor valor durante la retención de la cabeza, ya que esta pasa de estar en posición vertical a la horizontal durante los instantes de mayor retención (150 ms de la figura 7).

En la primera prueba se han conseguido resultados satisfactorios con una reducción de 25% a 32% de las lecturas del maniquí, así como más de 7 cm en la excursión de la cabeza. La fuerza del arnés se utiliza para comprobar el funcionamiento del dispositivo.

En la segunda prueba se estima que la causa por la que los desplazamientos fueran mayores deriva del hecho de tener una pretensión más baja, consumiéndose toda la longitud de cinta recogida durante la fase de limitación de carga y llegándose a la parada dura del pecho contra el arnés, produciendo un aumento del valor de todas las señales en los instantes finales de la retención. Es por ello que la aceleración máxima de la cabeza y el pecho aumentaron en un 4% con respecto a las pruebas de referencia. Además, la excursión de la cabeza aumentó en 8 mm mientras que la carga axial en el cuello disminuyó en un 30 %.

Discusiones

Lamentablemente, en la segunda prueba no se logró la absorción de energía óptima y la longitud máxima disponible de los tirantes ocasionó una parada dura del pecho, resultando finalmente en un aumento pronunciado de la aceleración del tórax. El recorrido total del pecho, fue virtualmente el mismo que en la prueba de referencia, mientras que el comportamiento de la absorción de energía resultó favorable.

En la segunda prueba la fase de limitación se alargó debido a la disminución de la fuerza del limitador, pero la reducción fue demasiado alta produciendo una parada dura de los arneses de los hombros, ocasionando que apareciera un pico elevado en todas las señales de maniquí. Esto induce a estimar que para trabajos futuros es

necesario buscar una alternativa al ajuste mediante ensayos de la carga pirotécnica, utilizando como por ejemplo el método desarrollado por Alcalá y colaboradores y también el contar con la asistencia y el apoyo de un fabricante de sistemas pirotécnicos de los airbags [21].

Derivado del análisis numérico-experimental efectuado por Rooij y colaboradores de las posturas de los infantes en los sistemas de retención estándar, se establece la necesidad de integrar este nuevo dispositivo en los SRI, ya que los patrones obtenidos en este trabajo de investigación presentan valores que conducen a la reducción del índice de lesión que el infante puede tener en un accidente vehicular. Si bien es cierto que esta premisa es arriesgada, al saber que en los modelos computacionales se establecen muchas consideraciones que difieren de los modelos experimentales, sin embargo, el trabajo de Rooij que se encuentra en la literatura abierta es lo más próximo que se ha desarrollado y sirve como un modelo comparativo con respecto al presente trabajo [22].

Las ventajas del dispositivo pretensor son:

- Permite eliminar la holgura de los arneses de los hombros.
- Mejora la retención del maniquí.
- La deceleración del tórax se adelanta con respecto al valor de la prueba de referencia. Este hecho es claramente visible a partir de los 400 mm de desplazamiento X del pecho.
- Permite absorber más energía en las primeras etapas de la colisión (sin tener unos valores de aceleración elevados). Esta fase es crucial en la absorción de energía del choque, ya que en la fase de la pretensión, se reduce la aceleración del tórax en un 25%, y disminuye el desplazamiento del pecho (esto podría evitar un impacto directo de los niños contra el interior del vehículo).

A 750 mm, la prueba Pret+LL(run#1) logra absorber el 46% de la energía total, mientras que la prueba de referencia sólo absorbe el 29%, es

decir, la fase de pretensión permite absorber más del 15% de la energía total. El resto de la energía se absorbe durante 350 mm (de 400 mm a 750 mm) y en la “prueba de referencia” se tiene que absorber esta energía extra en otros 50 mm (lo ocasiona un elevado incremento en la aceleración del tórax y mayor desplazamiento del pecho).

También, a 750 mm, la prueba Pret+LL(run#1) logra absorber el 44% de la energía total (en vez del 46% de la prueba Pret+LL(run#1)). Sin embargo, como la carga calibrada para la fase de pretensión fue demasiado baja, provocó que la longitud disponible de las cintas se agotara ocasionando la parada dura del pecho. Se estima que un correcto comportamiento de la fase de pretensión, puede conseguir que el maniquí esté retenido con la mitad de la aceleración que en un sistema de retención estándar.

Por último, es importante mencionar que ya quedó demostrado en el trabajo de investigación desarrollado por Martínez y colaboradores, que el uso del cinturón reduce en gran porcentaje el índice de lesión que puede presentar un pasajero en un autocar, bajo esta premisa se establece la necesidad de integrar el sistema desarrollado en las sillitas porta bebés [23].

Conclusiones

Se ha demostrado mediante pruebas dinámicas realizadas en laboratorio, la efectividad de un dispositivo pretensor diseñado para disminuir la excursión de la cabeza del infante, así como la deformación del pecho que puede sufrir durante colisiones frontales en vehículos de motor.

Este nuevo dispositivo consta de materiales de fácil manufactura, y a consecuencia del procedimiento de ensamblaje resulta de suma sencillez incluirlo en una silla existente. Además está prototipo que se ha incorporado en una silla, es completamente funcional y mediante el ajuste de los parámetros clave se obtienen una reducción superior al 30% de la aceleración de la cabeza y el pecho, así como una reducción de la excursión de la cabeza.

También, el sistema está diseñado para ser fácilmente incorporado en cualquier SRI que incluya arneses de seguridad (sobre todo para los posicionados en los vehículos mirando hacia el frente para el grupo I), con modificaciones menores o directamente en un nuevo diseño del SRI.

Por otro lado, la señal de disparo se toma de la centralita de seguridad del vehículo e incluso en el caso de que la pretensión no se produzca, el sistema sigue siendo siempre funcional como limitador de carga.

Las pruebas presentadas en este trabajo con el sistema pretensor se realizaron con un SRI de tipo universal, el cual va sujeto al vehículo por un cinturón de adulto de tres puntos de anclaje. Se sabe que los nuevos SRI del tipo ISOFIX tienen menor desplazamiento respecto al vehículo que los sistemas del tipo universal, mejorando la retención y la absorción de energía. En la figura 12, se muestra la diferencia de absorción de energía del mismo SRI pero utilizado como sistema universal o como ISOFIX. Las pruebas dinámicas se han realizado bajo el siguiente esquema:

- Prueba de impacto frontal conforme con los requisitos del Reglamento 44R04.
- Accidente tipo de impacto frontal y maniquí instrumentado P3.
- Igual holgura de los arneses de los hombros producida por un dispositivo flexible de 2,5 cm de espesor como se establece en el Reglamento 44R04.
- Ambos SRI se han instalado en el asiento trasero derecho del vehículo. El cinturón de seguridad de 3 puntos utilizado fue el original del vehículo (adquirido para cada ensayo en el concesionario). Este cinturón no tiene ni pretensor, ni limitador de carga.

Teniendo en cuenta la mejora obtenida en la fase de pretensión del SRI con ISOFIX, es posible que si el SRI ISOFIX incorpora la funcionalidad pretensora, se pueda obtener una mejora adicional

en la seguridad de los niños respecto a los datos obtenidos con el SRI de tipo universal de los ensayos de este artículo.

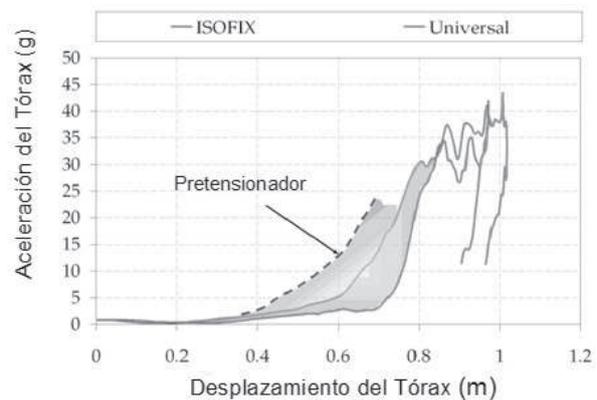


Figura 12 ISOFIX versus Universal

Agradecimientos

Los autores reflejan que la Comunidad de Madrid ha contribuido a apoyar esta investigación mediante el proyecto SIRIA (Sistema de Retención Infantil Avanzado) CCG10-UPM-DPI-5747 y el programa de investigación SEGVAUTO (S2009/DPI-1509). Además, los autores agradecen el apoyo del programa de estancias de investigación para la consolidación de grupos de investigación otorgado por el gobierno Mexicano mediante el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), y COFAA-IPN sin la cual no se hubiera llegado a redactar.

Referencias

1. Fundación MAPFRE. *Asientos para seguridad de niños, Situación en Iberoamérica y el Caribe*. Disponible en: http://www.fundacionmapfre.org/fundacion/es_es/images/asientos-seguridad-para-ninos-situacion-en-iberoamerica-y-el-caribe_tcm164-5521.pdf. Consultado: Marzo de 2012.
2. K. Arbogast, D. Durbin, R. Cornejo, M. Kallan, F. Winston. "An evaluation of the effectiveness of forward facing child restraint systems" *Accident Analysis and Prevention*. Vol. 36. 2004. pp. 585-589.
3. L. Bilston, M. Yuen, J. Brown. "Reconstruction of crashes involving injured child occupants: the risk of

- serious injuries associated with sub-optimal restraint use may be reduced by better controlling occupant kinematics”. *Traffic Injury Prevention*. Vol. 8. 2007. pp. 47-61.
4. M. Bulger, R. Kaufman. “Mock, Childhood crash injury patterns associated with restraint misuse: implications for field triage”. *Prehospital Disaster Medicine*. Vol. 23. 2008. pp. 9-15.
 5. W. Du, A. Hayen, L. Bilston, J. Hatfield, C. Finch, J. Brown. “The association between different restraint use and rear-seated child passenger fatalities: a matched cohort study”. *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine*. Vol. 162. 2008. pp. 1085-1089.
 6. F. Winston, D. Durbin, M. Kallan, E. Moll. “The danger of premature graduation to seat belts for young children”. *Pediatrics*. Vol. 105. 2000. pp.1179-1187.
 7. A. Greenspan, A. Dellinger, J. Chen. “Restraint use and seating position among children less than 13 years of age: Is it still a problem?”. *Journal of Safety Research*. Vol. 41. 2010. pp. 183-185.
 8. A. Lennon, V. Siskind, N. Haworth. “Rear seat safer: Seating position, restraint use and injuries in children in traffic crashes in Victoria, Australia”. *Accident Analysis and Prevention*. Vol. 40. 2008. pp. 829-834.
 9. P. Boase, B. Jonah, N. Dawson. “Occupant restraint use in Canada”. *Journal of Safety Research*. Vol. 35. 2004. pp. 223-229.
 10. J. Browna, J. Hatfieldb, W. Dub, C. Finchc, L. Bilstona. “Population-level estimates of child restraint practices among children aged 0–12 years in NSW, Australia”. *Accident Analysis and Prevention*. Vol. 42. 2010. pp. 2144-2148.
 11. S. Pan, W. Duc, F. Jiangb, L. Bilstonc, J. Brownc, X. Shenb. “Restraint use and seating position among child car passengers: An observational study in Shanghai”. *Accident Analysis and Prevention*. Vol. 43. 2011. pp. 2195-2199.
 12. J. Browna, C. Finchb, J. Hatfieldc, L. Bilstona. “Child Restraint Fitting Stations reduce incorrect restraint use among child Occupants.” *Accident Analysis and Prevention*. Vol. 43. 2011. pp. 1128-1133.
 13. M. Macy, G. Freed, “Child Passenger Safety Practices in the U.S.” *American Journal of Preventive Medicine*. Vol. 43. 2012. pp. 272-281.
 14. R. Pérez, A. Chandran, M. Híjar, M. Celis, M. Carmona, J. Lunnen y A. Hyder. “The use of seatbelts and child restraints in three Mexican cities”. *International Journal of Injury Control and Safety*. 2013. Available on: [http://dx.do.org/ 10.1080/17457300.2012.754477](http://dx.do.org/10.1080/17457300.2012.754477) Accessed: November 2013.
 15. S. Koppel, J. Charlton, C. Rudin-Brown. “Boosting correct and appropriate booster seat use in Australia”. *Safety Science*. Vol. 54. 2013. pp. 51-57.
 16. EEVC WG12-18. *Q-dummies Report. Advanced Child Dummies and Injury Criteria for Frontal Impact*. Document No 514. April 2008. Available on: http://ec.europa.eu/enterprise/sectors/automotive/files/projects/report-child-occupant-protection_en.pdf Accessed: November 2013.
 17. UNECE WP29. Regulation ECE 44R04 *Uniform provisions concerning the approval of restraining devices for child occupants of power-driven vehicles (“Child Restraint System”)*. Available on: <http://www.unece.org/fileadmin/DAM/trans/main/wp29/wp29regs/updates/ECE-TRANS-wp29-343-Rev.20.pdf> Accessed: November 2013.
 18. T. Paulitz, D. Blacketter, K. Rink, “Constant Force Restraints for Frontal Collisions”. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*. Vol. 220. 2006. pp. 1177-1189.
 19. M. Pérez, Velásquez, C. Torres, L. Martínez, P. Huerta, G. Urriolagoitia. “Prototipo de mano robótica antropométrica sub-actuada”. *Revista de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Antioquia*. N° 65. 2012. pp. 46-59.
 20. R. Hanna. “Children Injured in Motor Vehicle Traffic Crashes”. *National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA)*. 2010. DOT HS 811 325. Available on: <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/Pubs/811325.PDF>. Accessed: November 2013.
 21. E. Alcalá, L. Martínez, C. Rodríguez, A. López, F. Neira. “Analytical Matlab/Simulink model of pyrotechnical gas generators for airbags”. *International Journal of Crashworthiness*. Vol. 14. 2009. pp. 641-657.
 22. L. Rooij, C. Harkema, R. de Lange, K. de Jager, M. Bosch-Rekveltdt, H. Mooi. “Child poses in child restraint systems related to injury potential: investigations by virtual testing”. *TNO Science and Industry*. Paper Number 05-0373. Available on: <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/esv/esv19/05-0373-O.pdf>. Accessed: November 2013.
 23. L. Martínez, F. Aparicio, A. García, J. Páez, G. Ferichola. “Improving Occupant Safety in Coach Rollover”. *International Journal of Crashworthiness*. Vol. 8. 2003. pp. 121-132.