

Etiología de las lesiones de los accidentados de tráfico en la carretera y problemas fisiopatológicos de su primera asistencia

Etiology of injuries in highway traffic accidents and pathophysiological first-aid

GOMAR GUARNER, F.

Catedrático de Patología Quirúrgica. Facultad de Medicina de Valencia.

Publicado en Revista de Ortopedia y Traumatología, Edición Ibérica, vol. 7. 1b, fascículo 1, Madrid. Enero de 1963, págs. 342-466.

La posición sentada, con sus particularidades estáticas, dinámicas y cinemáticas, orienta una particular predisposición traumática para todo ocupante de un vehículo en colisión. La situación del ocupante, dentro de la distribución de los asientos en el vehículo, tiene una significación estadística en cuanto a la morbilidad y gravedad de las lesiones que ha sido bien recogida en el informe de Cornell¹.

Así como la postura erecta es estáticamente universal, la posición sentada es variable y personal. En ella, instintivamente se busca aliviar la carga en los pies con un distinto grado de flexión del tronco; la disponibilidad de espacio en la cabina o interior del vehículo condicionan, por otra parte, la postura. Este aspecto no fue considerado hasta después de la Segunda Guerra Mundial, al estudiar las dimensiones más convenientes para las torretas de los tanques y las carlingas de los aviones; y un antropólogo, Hooton² tuvo que realizar un estudio a tal efecto ante las dificultades que encontró la «Army Air Corps» con los modelos ingleses.

La posición sentada supone también una actitud más estable y equilibrada que la erecta, al tener el centro de gravedad más bajo y una más amplia base de sustentación; a las tuberosidades isquiáticas acolchadas y rodeadas por amplias masas musculares se le suma la espalda apoyada, los pies y las manos.

Esta estabilidad puede ser afectada por factores intrínsecos: la fatiga y la incomodidad; extrínsecos, la inercia.

Una posición sentada, reposada y eficaz requiere una cierta anteversión de la pelvis, que se compensa con la consiguiente flexión o enderezamiento del raquis lumbar, con lo que son posibles:

- a) La posición sentada con inclinación anterior del tronco y sin respaldo o soporte posterior.
- b) La posición sentada con apoyo lumbar.
- c) La posición sentada con el tronco reclinado sobre un respaldo inclinado que soporta las regiones torácica y lumbar.

En la posición a), la línea de gravedad cae por delante de la base de sustentación y se alcanza el equilibrio por el apoyo en las nalgas y cara posterior de los muslos, en virtud de la resistencia elástica que le prestan los ligamentos intervertebrales a tensión, en especial los ligamentos amarillos y el anulus elástico de los discos intervertebrales.

El apoyo isquiático está representado por un rectángulo estrecho cuyo balanceo equilibrado con la línea de gravedad es mantenido por los músculos que rigen los movimientos de la cadera, flexores y extensores, que actúan desplazando hacia adelante o hacia atrás la línea de gravedad en relación con el plano isquiático; reacciones influenciadas por el peso de los miembros y por su apoyo en el asiento o en el suelo. El sacro y el coxis no guardan ningún papel en el soporte del rectángulo isquiático; la fractura del coxis o la coccigodinia no se observan en los accidentes por colisión, a menos que el ocupante sea golpeado sobre el suelo.

La anterversión de la pelvis y la flexión de la articulación coxofemoral en la posición sentada colocan la cabeza femoral contra la porción del acetábulo menos profunda, lo que hace factible la luxación traumática de la cadera por impacto sobre la región rotuliana. Cuanto más bajo es el asiento, más factible es este impacto (fig. 1). La anteversión lumbar y enderezamiento del raquis lumbar suponen también una distensión de los ligamentos amarillos y una retropulsión de los discos, en particular del lumbosacro, y la traslación de los esfuerzos tensionales que en la actitud erecta son mantenidos por la sínfisis del pubis a las articulaciones sacroilíacas y ligamentos iliolumbares.

El respaldo supone una ayuda para el descanso y la comodidad, pero también induce a posiciones que orientan las fuerzas de empuje desde el asiento en la dirección y a lo largo del raquis. Más frecuentemente existe la tendencia a deslizar los muslos por el apoyo con los pies o por variaciones en la inclinación, anchura y altura del respaldo. La mayoría

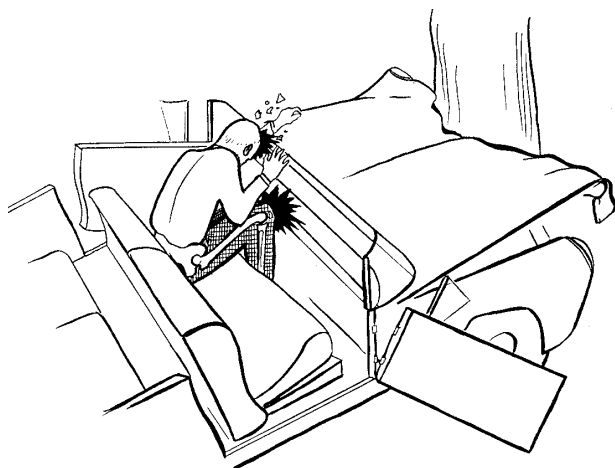


Figura 1.

suelen sentarse apoyándose en el respaldo, pero con las nalgas alejadas unos centímetros del mismo, lo que supone que la carga del tronco se desplace hacia la porción anterior del raquis o columna de los cuerpos vertebrales donde al compresión axial puede dar lugar a fracturas por compresión (fig. 2).

La inestabilidad de la posición sentada se hace más aparente o se exagera por toda alteración más o menos rápida en la dirección y velocidad del vehículo, por lo que, por inercia, en una colisión, el ocupante continuará desplazándose hacia adelante hasta que sufra un impacto. Análogamente, la aceleración del vehículo no es seguida por la cabeza, que se resiste por inercia a arrastrarse, y todo cambio brusco de velocidad supone una distorsión a nivel del cuello por el desplazamiento hacia adelante de los hombros impulsados por el asiento y la inercia de la cabeza, que queda retrasada en este impulso (fig. 3).

Esta inercia alcanza hasta el contenido visceral. Cuando el tórax se golpea sobre el volante en la colisión anterior, la sangre que repleciona la aorta continúa, con su inercia, en movimiento hasta poder romperla en su porción superior, a la altura de su sujeción con el raquis.

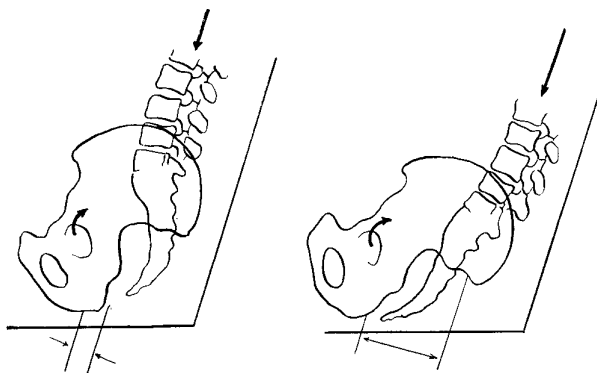


Figura 2.

Los medios de sujeción introducidos, los llamados «cinturones de seguridad» no tienen por objeto más que reducir en lo posible esta «inercia fuera de todo control» que provoca los desplazamientos del ocupante del vehículo por todo cambio de velocidad o colisión. Los movimientos instintivos que se ponen en marcha para contrarrestar estos desplazamientos suponen una serie de movimientos reflejos en extensión, a modo de un animal descerebrado, causa muchas veces de la aceleración brusca e incontrolada que precipita los efectos de la colisión.

La sujeción del ocupante al vehículo en la prevención de las lesiones

El cincho de seguridad puede ser considerado como un sistema personal auxiliar al del frenado del vehículo. Difundido a partir de 1936 por los pilotos de las «Air Forces», el balance de vidas salvadas y el porcentaje de graves lesiones prevenidas en accidentes de aviación y automóvil es elocuente. Los fundamentos de seguridad que proporciona son los mismos que informan las reglas de embalaje de las mercancías.

Si bien hay un común asenso de la eficacia del cinturón de seguridad cuando está adecuadamente concebido, fuertemente sujeto y bien colocado, también es cierto —y De Haven³ fue el primero en advertirlo— que el cinturón fijado al talle puede desencadenar graves lesiones por «flexión» del raquis. Experimentalmente, en un informe de la «American Society of Safety Engineers» (National Safety Council, 1952) pudo demostrar que eran incapaces, por otra parte, de prevenir en perros las graves consecuencias de la deceleración sobre hígado y corazón.

En cambio, cuando el cincho queda convenientemente sujeto a nivel de las ingles, la deceleración provoca una flexión del tronco a nivel de las articulaciones coxofemorales y no una hiperflexión del raquis dorsolumbar, por lo que en ausencia de unas caderas rígidas y con suficiente espacio para permitir el desplazamiento de la cabeza hacia adelante, el cuerpo humano puede escapar a todo traumatismo (fig. 4).

Los cinchos de sujeción responden a tres tipos fundamentales:

- 1.º El cincho en cinturón.
- 2.º El cincho torácico.
- 3.º El cincho en asa para la sujeción de los hombros.

Las ventajas teóricas de los dos últimos en relación con el primero se derivan de la sujeción que prestan a partes tan vitales del cuerpo, impidiendo el desplazamiento. Sin embargo, indudablemente interfieren con la libertad de movimientos del conductor y la comodidad del pasajero, no impidiendo que las rodillas y las piernas se desplacen y puedan golpearse con el salpicadero y puntos delanteros, y no hay que olvidar que una contusión o lesión osteoarticular puede ser de más larga recuperación que una ligera conmo-

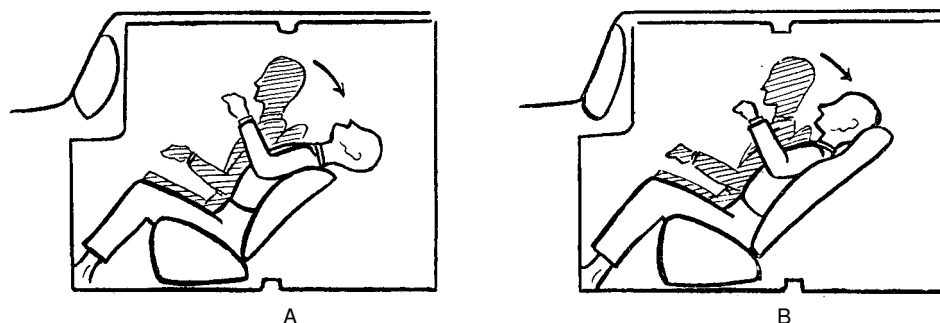


Figura 3.

ción. Tampoco impide los desplazamientos en látigo que a la cabeza somete la acción brusca de la deceleración.

El cincho en cinturón, en cambio, por estar situado más cerca del centro de gravedad del cuerpo, restringe el desplazamiento en masa del mismo. Su indudable protección fue demostrada experimentalmente por Braunstein⁴. Por otra parte, no impide la movilidad del conductor ni la comodidad de los pasajeros, si bien no suprime la posibilidad de los traumatismos craneales, disminuye la intensidad de los mismos. La única medida para evitar las lesiones de cabeza es disponer del suficiente espacio en el interior del automóvil para permitir un desplazamiento sin impacto, más factible siempre para los pasajeros situados en los asientos traseros.

La resistencia del material utilizado en la confección de los cinchos debe alcanzar los 3.000 kg y los dispositivos de

amarre del mismo a la base del asiento y chasis del vehículo, los 5.000 kg. La deformidad que el asiento sufre por la colisión acorta la distancia entre el cincho y sus amarras, causa la más frecuente de que éste pierda su papel protector.

La protección del conductor o pasajero dentro del vehículo

Los conocimientos que entran en juego para la protección de un ocupante dentro del vehículo «passenger car packing» constituyen casi una verdadera ciencia (Reynolds⁵). Los estudios experimentales y la propia experiencia clínica demuestran que el mejor camino para prevenir y atenuar las lesiones es la supresión de los mecanismos que actúan en su determinismo. Por ejemplo, la expulsión del viajero fuera del vehículo duplica la responsabilidad de una grave lesión (Moore y Tourin⁶), por lo que una simple medida tal como es asegurar una mayor solidez en el cerrojo de las portezuelas disminuye considerablemente este riesgo.

Stapp⁷ ha resumido las medidas de protección más necesarias a tener en cuenta en la fabricación de automóviles: supresión de todos los mandos prominentes en el salpicadero o en el volante, espejos retrovisores, ocultamiento de las manecillas de las puertas (que provocan verdaderas heridas «en cornada»), acolchamiento del techo y de todo el interior del coche que queda a la altura de la cabeza, firme sujeción de los asientos a la carrocería que resistan fuerzas superiores a los 2.500 kg y que prevengan su desplazamiento junto con el ocupante, evitando que sumen a su masa de inercia; el uso del volante colapsable o, al menos, de superficie lisa y dispuesto lo más paralelamente posible al plano anterior del tórax y que ofrezca un apoyo contusivo lo más externo posible, etc.

El «Automóvil Crash Injury Group» y «Cornell Medical Collage» de Nueva York, en 1947, presentaron el esquema de un automóvil que tenía todas estas medidas de protección «Cornell Safety Car».

La vibración, en la fatiga del conductor e incomodidad del viajero

El asiento sujeto al vehículo es el eslabón entre el pavimento y el viajero. Éste forma la masa de un sistema elástico

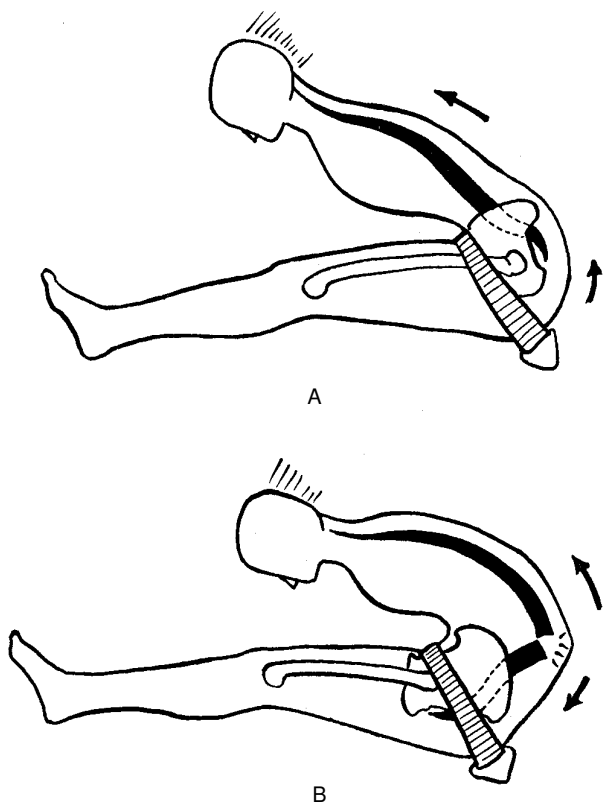


Figura 4.

en que la base de sujeción del asiento representa el muelle, por lo que el cuerpo humano vibra con la frecuencia que le transmite el asiento. Todas las vibraciones de distinto origen de una estructura tan heterogénea como es el automóvil pueden llegar a ser resumidas al unísono con la frecuencia de vibración propia del cuerpo humano: «vibración simpática».

Todos los automovilistas conocen que a ciertas velocidades perciben las vibraciones del motor. En los pavimentos ondulados y a ciertas velocidades las vibraciones se acusan excesivamente; a mayor velocidad el viaje es más confortable porque los traqueteos no coinciden con la vibración del vehículo. El cuerpo humano es sensible especialmente a ciertos parámetros de vibración de determinados vehículos, en especial los carretes y los tranvías. Una vibración excesiva conduce a la fatiga, a la incomodidad, a alteraciones visuales y pérdida de destreza; son los límites fisiológicos de la tolerancia a la vibración. Cuando la frecuencia de la misma aumenta, sus efectos son más localizados; con frecuencias bajas se llega, sin embargo, a alcanzar a todo el cuerpo. En la mayoría de los vehículos automovilísticos las vibraciones son relativamente bajas, no mayores de 8 ciclos por segundo (c.s.). En el estudio de Mozell y Whitte⁸ (1958) se concluye que se encuentran alteraciones visuales a partir de los 30 c.s.; la ampliación de la onda vibrátil parece tener menor importancia que la frecuencia, por lo que los constructores de automóviles tienden a construir vehículos de baja frecuencia de vibración más que atender a los otros parámetros de la vibración. Una eficaz acción de «dumping» se alcanza cuando la frecuencia de vibración propia del cuerpo humano del ocupante es superior en el 40% a la frecuencia más alta alcanzada por el vehículo.

Durante el llamado régimen de moderada velocidad, el número de revoluciones del motor viene a ser de 500 a 600 por minuto, y las vibraciones, en número de 8 a 10 c.s. Al máximo de revoluciones del motor, o sea, de 4.000 a 5.000 por minuto, la vibración llega a las cifras de 80 a 85 c.s. Lo habitual es que el motor funcione en el llamado régimen de crucero con un número de revoluciones de alrededor de 2.000 por minuto y entonces las vibraciones vienen a ser del orden de las 30 a 35 c.s.

La amplitud de las vibraciones puede estar determinada por la clase de sujeción del motor. Éste puede estar fijo, semiflotante y flotante.

En los autos con cuatro cilindros el cigüeñal gira con dos apoyos de biela que están a 180°; en cambio, en los vehículos de seis cilindros los apoyos de biela son tres y están a 120°. Existe más equilibrio en los autos de seis cilindros y, por tanto, menor vibración.

Por último, el ajuste de los ejes giratorios es un factor determinante, sobre todo en la intensidad de las vibraciones. Con el desgaste aumenta la excentricidad y, consiguientemente, aumenta la amplitud de las vibraciones.

Resistencia de las estructuras del cuerpo humano a las fuerzas de deceleración desencadenadas por la colisión

La resistencia se valora por el umbral en que la fuerza de deceleración vence la elasticidad y cohesión de los tejidos hasta los límites de la irreversibilidad. Su estudio fue iniciado por las observaciones de De Haven³ y con los estudios experimentales de Stapp⁷ de la resistencia del cuerpo humano «in toto».

Las conclusiones de De Haven³ sobre la resistencia del cuerpo humano, basadas en el estudio de las observaciones de supervivencia después de caídas libres desde cierta altura, permiten un cierto parangón con lo que sucede en las colisiones automovilísticas. Así, una colisión a 75 km/h supone una deceleración análoga a la desencadenada por una caída de 22 metros de altura, etc., llegándose a la conclusión que se puede tolerar una deceleración 200 veces la de la gravedad (g) durante un breve tiempo si actúa perpendicularmente al eje mayor del cuerpo humano.

Simple cálculos permiten constatar cómo en el ocupante de un vehículo a 60 km/h, detenido por colisión contra un obstáculo en 0,25 segundos, supone que la deceleración desencadenada aumente considerablemente el peso gravitatorio de los órganos viscerales, y así, los 1.700 g que pesa el hígado humano se transforman en 28 kg, los 150 g del bazo en 2,530 kg, los 1.500 g del encéfalo, en 25,330 kg, etc.

Los estudios experimentales de Stapp⁷ (1951) para determinar los límites de la resistencia humana a la deceleración, enjuiciados por la aparición de los primeros síntomas de conmoción y sideración, permiten conclusiones más exactas.

El dispositivo instrumental consiste, en esencia, en una plataforma o trineo que se desliza rectilíneamente sobre raíles, transportando al sujeto en observación y a los instrumentos de registro y de frenado, pudiendo ser acelerado a una velocidad determinada y decelerado según un plan preciso.

Los factores a modificar son: 1.º La orientación del cuerpo en relación con la dirección de la deceleración; 2.º La rapidez en la aplicación de esta fuerza; 3.º La propia magnitud de la deceleración; y 4.º Su tiempo de actuación o duración.

Las conclusiones permiten afirmar que la resistencia humana a una fuerza de deceleración de dirección anterior, aplicada a un individuo sentado, actuando en un período menor de 0,2 segundos, viene determinada, en primer lugar, por la *rapidez de aplicación* y, en segundo, por su propia magnitud. Así, se alcanza una sideración reversible a los 38,7 g si la deceleración se aplica a una velocidad superior a 1.350 g por segundo, y a los 50 g si la velocidad de aplicación se reduce a los 500 g/s. A un tiempo inferior de los 0,2 segundos, los tejidos resisten estructuralmente sin que se al-

cancen gradientes de desplazamiento de fluidos tisulares, pues queda dentro del período refractario de la elasticidad y viscosidad tisular.

Una aceleración de 50 g aplicada a una velocidad de 500 g por segundo, no excediendo de los 0,2 segundos de duración, puede ser considerada como la aceleración límite para la resistencia humana.

El cuerpo humano resiste mejor la desaceleración que actúa desde la espalda, contando con un acolchado respaldo y una firme sujeción al asiento, pues se llega a los 90 g/s sin lesión alguna, y tan sólo a los 200 g/s se alcanzan lesiones mortales.

La estructura humana menos resistente parece ser el raquis cuando la desaceleración actúa a lo largo del mismo, desde las nalgas a la cabeza, en la posición sentada (Stapp⁷). Con el raquis enderezado se puede tolerar una desaceleración de 35 g aplicada a 500 g/s; pero en hiperflexión forzada la resistencia disminuye a los 15 g por la disposición de las plataformas vertebrales que, apoyadas en sus porciones anteriores sobre el anulus discal comprimido, ofrecen una menor resistencia a la fuerza axial.

La otra estructura particularmente vulnerable es el sistema nervioso central, que puede conmocionarse ya a partir de los 30 g a 100 g/s, apareciendo petequias encefálicas y alteraciones vasomotoras retinianas ya a los 45 g/s, siendo aquí también lo decisivo la velocidad de aplicación de la desaceleración.

Las vísceras torácicas y abdominales parecen comportarse de una forma similar, como se deduce de los experimentos realizados con cerdos.

La intensidad del movimiento de la desaceleración que imprime al ocupante del vehículo depende de cómo este último es detenido y del desplazamiento del viajero dentro del mismo en íntima conexión con las partes del automóvil que quedan indemnes en la colisión, sobre las cuales va a impactarse el ocupante.

Si el ocupante está firmemente sujeto al automóvil, su movimiento de desaceleración va a amortiguarse sincrónicamente en relación con las partes del vehículo que resistieron indemnes; por el contrario, cuando el ocupante está libre dentro del vehículo o insuficientemente sujeto, tomará violentamente contacto con la estructura de tal vehículo cuando éste ha comenzado a detenerse o ya lo ha hecho por completo.

Los estudios experimentales sobre la cinemática de la desaceleración por la colisión fueron iniciados por Dye⁹ en 1947, utilizando un simple artefacto integrado por un muñeco de latón encerrado en una jaula que se deslizaba por unos carriles y que era acelerada por la tracción de unas cuerdas elásticas. En 1953 revisó sus experiencias con un dispositivo más parecido a una verdadera colisión, utilizando muñecos articulados. La «General Motors Company» (1956) construyó un dispositivo que hace posible la detención total en un espacio de 25 a 30 cm, con lo que la energía absorbi-

da por el vehículo reduce al mínimo, engendrándose desaceleraciones de una gran magnitud y de exacto control y mesuración. Las curvas de desaceleración registradas en el dispositivo de frenado y de choque eran prácticamente similares.

Haynes, Frederik y Buby¹⁰, de la «Ford Motor Company» han reproducido y recogido cinematográficamente (a 500 disparos por segundo) los efectos de la colisión experimental con automóviles lanzados a 37 km (20 millas) por hora; la deformidad por choque ocurre en el automóvil a los 0,60 segundos del contacto, cuando los ocupantes comienzan a desplazarse hacia adelante, a los 0,100 segundos, los ocupantes situados en los asientos delanteros ya han agotado su desplazamiento, mientras que los ocupantes de los asientos posteriores continúan con su desplazamiento anterior, alcanzándolo a los 0,200 segundos del impacto. El tiempo total del desplazamiento hacia adelante y atrás del ocupante duró 0,740 segundos.

El «Institute of Transportation and Traffic Engineering» (S.T.T.E.) de la Universidad de Los Angeles, California, estudió experimentalmente las colisiones: automóvil contra automóvil, la colisión más frecuente, y automóvil contra obstáculo, la colisión que produce desaceleraciones mayores para cada velocidad experimentada.

La desaceleración lineal en la colisión frontal y su capacidad traumática

En la colisión experimental automóvil contra obstáculo a una velocidad de 25 millas (36 km) hora, en el momento de la desaceleración del impacto alcanza en el interior del vehículo los 600 g/s. En las partes intactas del automóvil alcanzaba tan sólo los 30 g/s con una duración de 0,25 segundos, pero por ser el automóvil una estructura elástica y heterogénea, se registran calores distintos en las diferentes partes intactas del mismo, y aun en partes distintas por igual de la porción frontal del automóvil es menor en el techo que la porción baja del mismo.

Los informes de Haynes¹⁰, en 1956, confirmaron los hallazgos del STTE, que señalaban que el efecto más trascendental sobre el ocupante era su desplazamiento por desaceleración dentro del vehículo, lo que es posible evitar con la sujeción al asiento, ya que la *desaceleración en las partes intactas de la carrocería son muy inferiores a las del interior*. Así, por ejemplo, en una colisión a 45 millas hora (79 km) la desaceleración es de 28 g/s en el interior del coche y tan sólo de 13 g/s en el interior de la cavidad abdominal del muñeco sujeto al asiento, lo que equivale a la desaceleración propia de una velocidad mucho menor (24 millas; 34 km). En las colisiones automóvil contra automóvil, las desaceleraciones son muy inferiores.

Estas experiencias han permitido valorar la concreta capacidad agresiva del volante por desaceleración. Así, en una colisión contra obstáculo a 34 millas hora (43 km) el tórax

del muñeco es impactado por el volante a la velocidad de 12 millas hora (21 km), que corresponde a la desaceleración con que el tórax es impulsado sobre el volante. Si el volante es capaz de colapsarse una pulgada, la fuerza de desaceleración que alcanza el tórax es de 12.000 libras, y con 6 pulgadas a 2.000 libras. Esto supone el «umbral de protección» (*life-guard deep*) que adoptó la Ford para su modelo 1956 en el volante, el cual recibe al conductor en la colisión sin causarle trascendentes lesiones.

Según el informe de Cornell⁷, el 38 por 100 de los ocupantes situados en el asiento delantero central o lado derecho son traumatizados por el salpicadero. Los estudios muestran que estos ocupantes no sujetos con cincho impactan su cabeza sobre el marco superior del parabrisas, a la vez que sus rodillas lo hacen en la parte inferior del salpicadero (fig. 1). Si el ocupante está sujeto con un cincho en cinturón, el impacto sobre las rodillas se evita, la cabeza no se golpea, sino que es la cara la que lo hace de bruces sobre la parte superior, que debe estar acolchada, del salpicadero. Este acolchado fue calculado por la casa Ford y construido con un material sintético de capacidad absorbente superior a la goma espuma. Teniendo en cuenta que la cabeza puede golpear a 300 g/s, es muy difícil que llegue a fracturarse por impacto con esta intensidad, por lo que tan sólo lesiones de las partes o hasta una conmoción llega a producirse.

Mathewson y Severy¹¹, en sus estudios, encontraron que en el tórax la gráfica que registra el comportamiento de la desaceleración comienza por un brusco ascenso y, tras una breve recuperación, seguida de otro brusco ascenso de declive suave hasta cifras moderadas o nulas. Este doble efecto desacelerador en el tórax ha sido atribuido a una reacción en «muelle» entre el ocupante, su cinturón y las amarras del mismo.

La desaceleración en la colisión trasera

Con una moderada velocidad y con escaso deterioro del propio vehículo, se ocasionan, sin embargo, lesiones al ocupante hasta cierto punto sorprendentes.

El STTE comprobó que un automóvil empujado por atrás por otro automóvil movido a 20 millas por hora (37 km) adquiere una aceleración cuya mayor intensidad se alcanza antes que la cabeza y el dorso del conductor hayan adquirido una aceleración significativa; este lapso es debido a la inercia del respaldo, a su compresibilidad y posibilidad de inflexión.

La cabeza del conductor es empujada hacia atrás hasta una hiperextensión extrema, para luego hacia adelante en hiperflexión forzada, volver otra vez hacia atrás a la primitiva posición normal; es el efecto «en látigo» sobre el raquis cervical y cabeza, bien conocido por sus lesiones, reproducidas experimentalmente por Abel¹². El sistema de fuerza que actúa venciendo la inercia de la cabeza está compuesto por un par de fuerzas: una, de rotación o de desaceleración

angular, y otra, de traslación o de desaceleración lineal; la resultante puede aumentar o disminuir en relación con la magnitud relativa de cada una de ellas, lo que depende de la actitud postural de la cabeza. Así se explica que en una colisión desde atrás a 20 km hora, el empuje transmitido a la cabeza es mayor que a la velocidad de 40 km hora. A esta velocidad, el asiento se voltea más hacia atrás hasta colocar el cuerpo en una posición reclinada tal, que hace más difícil que la cabeza pueda hiperextenderse, con lo que el componente horizontal de desaceleración lineal tiende a anular el rotatorio de desaceleración angular.

La desaceleración en las colisiones tangenciales con volteo del automóvil

La fuerza centrífuga apasionada por la colisión lateral es siempre de suficiente intensidad y duración para forzar las portezuelas del automóvil y poder lanzar al ocupante fuera del vehículo. Todos los fabricantes de automóviles han ideado en sus modelos de lujo cerrojos que prevengan este grave accidente en la colisión.

Esta fuerza de expulsión depende del número de vueltas por segundo, de la distancia desde el propio cuerpo del ocupante al eje de rotación y de su propio peso.

La intensidad de la aceleración centrífuga desencadenada por la colisión tangencial está en relación:

- a) Con la masa relativa de los vehículos que entran en colisión entre sí o del vehículo y del obstáculo.
- b) Con sus velocidades.
- c) Con la excentricidad relativa de la zona del impacto en relación con el centro de gravedad del vehículo.
- d) Con la acción fricción-reacción que se desarrolla como resultado de la colisión tangencial entre un vehículo contra otro.
- e) Con el ángulo o incidencia del impacto.
- f) Con el hundimiento de las superficies impactadas.

Severy¹³ ha calculado que una colisión entre un automóvil a 40 millas hora (75 km) con la porción frontolateral de otra masa análoga y de velocidad de 20 millas hora (37 km) produce el volteo de este último a 160 grados en menos de un segundo; el conductor es expulsado del vehículo con una fuerza y con tal rapidez que no llega a poner en marcha los reflejos instintivos de sujeción.

En la colisión con volteo los ocupantes son, además de impulsados por una desaceleración brusca como en las colisiones frontales o traseras, especialmente centrifugados fuera del vehículo o dentro del mismo por una desaceleración rotatoria directamente proporcional a la velocidad del vehículo e indirectamente a la longitud del radio de volteo. Así, cuanto mayor sea la velocidad y más corto el radio de giro, mayor será la desaceleración rotatoria en g/s desencadenada, por lo que colisiones aun a bajas velocidades pueden impactar a los ocupantes violentamente si el radio de volteo es corto. Por ejemplo, un automóvil a 20 millas por

hora, volteado con un radio de 6 m, origina una fuerza centrífuga de 1,3 g/s, con lo que el ocupante, con sus 70 kg de peso, es impulsado lateralmente con una fuerza de 87 kg. Si la colisión ocurre a 30 millas hora, pero el radio de volteo es tan sólo de 1,50 m, la fuerza centrífuga asciende a 12 g/s y el ocupante es impulsado con una fuerza de 900 kilogramos.

Todas las consideraciones anteriores sobre la deceleración en la colisión automovilística muestran como si el ocupante se comportara independientemente de lo que ocurre al propio vehículo durante la colisión; y ya hemos insistido cómo la desaceleración del vehículo se agota por completo antes de que el ocupante comience a afectarse por el impacto.

Los estudios abordando los problemas experimentales de la mecánica automovilística de la colisión y de la resistencia del propio cuerpo humano, han permitido comprobar que obligadamente toda colisión no significa siempre destrucción o lesiones, sino que hay ciertos parámetros de seguridad que van considerándose cada vez con más precisión.

Los modernos automóviles tienen una indudable y eficaz capacidad de amortiguamiento de la energía cinética originada en la colisión; sin embargo, quedan en pie la acción traumática de los propios dispositivos de mando y prominencias del interior del vehículo. El problema capital es *resolver la diferencia a favor de la velocidad de aceleración transmitida al ocupante en relación con la imprimida al vehículo en el momento de la colisión*, y esto puede subsanarse con el uso de un cincho de cinturón resistente y firmemente sujeto.

Pero ni el vehículo ni el hombre son estructuras homogéneas. En el primero, su deformación no tiene características constantes; y en cuanto al cuerpo humano, las diferentes partes del mismo son alcanzadas a diferentes velocidades unas de otras, sus conexiones quedan sometidas a un estrés que determina las diferentes lesiones. La deformación del vehículo es función de su velocidad, de la dirección de las fuerzas de aceleración, de la parte del vehículo impactada y del tipo del vehículo. Estas mismas sugerencia son aplicables al cuerpo humano, a las que hay que añadir las influencias de actitud postural en el momento del impacto, la edad, peso y estado de salud.

Cinemática del atropello

A pesar de las diferencias porcentuales entre las distintas lesiones que se observan en los automovilistas y en los peatones, no parecen ser tan sustanciales como corresponderían a las enormes diferencias de la energía cinética a que se ven sometidos automovilistas y peatones en el curso de la colisión o del atropello, respectivamente, siempre de 1.000 a 3.000 veces superiores en el automovilista que en el peatón; a lo que se añade la evidente posibilidad

del peatón de detenerse rápidamente en un corto espacio, mientras que el vehículo, por su gran fuerza viva, requiera una cierta distancia para llegar a detenerse; es la llamada «zona de colisión» de Harper¹⁴ o trayecto de frenado.

La zona de colisión del automóvil en marcha se define como un área de terreno por delante del vehículo que, con un frenazo rápido, no puede evitar la colisión con cualquier objeto situado en su camino. Esta área o «zona de colisión» está determinada por la velocidad del automóvil, la anchura del vehículo, tiempo de reacción del conductor (0,75 segundos, por ejemplo) y el porcentaje de frenado efectivo. Cuando el peatón es alcanzado en la zona de colisión, el atropello ocurre. Se llama «distancia crítica» la distancia mínima a que el peatón puede cruzar con su marcha habitual, 5 km/h, por delante del automóvil sin ser alcanzado; 1,33 segundos es el tiempo utilizado por el peatón para cruzar por delante del automóvil. El *maximum stay time* es el tiempo máximo que puede permanecer en la porción distal de la zona de colisión sin llegar a ser atropellado.

Así, por ejemplo, un automóvil a 40 millas por hora tiene una zona de colisión de 30 m de longitud, 245 m² de área, una «distancia crítica» para el peatón de 23 m y un tiempo máximo de permanencia de 3,80 segundos.

Harper¹³ sistematiza las medidas de protección para los peatones en:

- 1.º Esforzarse en mejorar la iluminación de los peatones, sobre todo con los vehículos de gran velocidad, que por ello tienen una zona de colisión muy extensa.
- 2.º Cuidar en los modelos de automóvil que tengan gran visibilidad y carezcan de elementos agresivos en los exteriores de la carrocería.
- 3.º Educar al peatón para que tenga presente que las leyes de la física rigen todas las colisiones.

Síntesis de los mecanismos de las lesiones traumáticas por colisión

Arnoud¹⁵, en su monografía los sistematiza en tres grupos:

- 1.º En el que se incluyen las lesiones por impacto directo por contusión contra distintas partes del vehículo. Es el mecanismo común de todos los traumatismos directos. Los impactos contusivos pueden ser únicos o múltiples, simultáneos o sucesivos. Si los impactos son en el mismo sentido, los traumatismos desencadenados son la contusión, herida contusa, las fracturas por mecanismo directo (hundimiento y aplastamiento). Si los impactos contusivos múltiples, simultáneos o sucesivos, lo son en sentido opuesto o divergentes, las lesiones son más complejas: rupturas viscerales, por cizallamiento, arrancamientos, torsiones, estallidos, etc.
- 2.º Propio de las colisiones y de los cuerpos en movimiento. Son independientes de todo impacto contusivo es-

tando determinados por los procesos cinéticos de aceleración y desaceleración bruscos originados en la colisión o en el atropello: desplazamientos viscerales dentro de las cavidades que lo alojan, dando lugar así a cizallamientos de sus amarras vasculares (hematoma subdural, desinserción mesentérica), rupturas por inflexión (desgarros hepáticos); contusiones por contragolpe (contusiones encefálicas polares); estallidos de tabiques intracavitarios (ruptura del diafragma), conmociones vibratorias (conmoción cerebral), desgajamientos de las ramas de los sistemas canaliculares (desgarros bronquiales aórticos), etc.

3.º En éste se incluyen los traumatismos consecutivos a la acción conjunta de los dos anteriores que se potencian en su capacidad agresiva: es el caso del vuelco o de la expulsión violenta del ocupante fuera del vehículo en el curso de la colisión.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cornell Aeronautical Laboratory, Inc. Buffalo, N.Y. Report n.º YB-846-D-1. Automobile Crash Safety Research, Liberty Mutual Insurance Co., 31 Dec. 1953.
2. Hooton EA. Up from the Ape. MacMillan, New York, 1931. Citado por Kulowski.
3. De Haven H, et al. Aircraft safety belts: their injury effects on the human body. Cornell University Medical College, July 1953.
4. Braunstein PW, et al. Surg. Gynec & Obst., 1957;105:257.
5. Reynolds C. SAEJ 1956;64:112.
6. Moore JO, Tourin B. A study of automobile doors opening under crash conditions. Automobile Crash Injury Research. August, 1954.
7. Stapp JP. Human exposure to linear deceleration. II The forward facing position and the development of a crash harness. AF Technical Report n.º 5.915, June, 1949.
8. Mozell MM, White DC. J Aviat Med 1958;29:716.
9. Dye E. Kinematic behavior of the human body during crash deceleration. Internal Research Project, Rep. O.M. 596. II November, 1949.
10. Haynes et al. Ford Motor Company. Automobile collision phenomena. National Academy of Sciences. Washington DC, 18 Jan, 1956.
11. Mathewson JH, Severy DM. Automobile impact research. 42nd. National Safety Council Congress. 21 October, 1954.
12. Abel Ms. Clinical and roentgenological aspects of «Occult Fractures of the smaller elements of the cervical vertebrae» read before the American Association for the Surgery of Trauma. Chicago. 3 de octubre de 1958.
13. Severy DM, et al. Controlled automobile rear-end-collisions and investigation of related engineering and medical phenomena Series. I. Can Services MJ, 1955;11:727.
14. Harper WH. The physical circumstances of auto-pedestrian collisions, presented to the Arizona chapter Amer Coll Surgeons. Chandler, Arizona, 6 December, 1957.
15. Arnoud M. Les blesses de la route, Ed. Masson, París, 1961;31.