ASOCIACIÓN ESPAÑOLA DE PROFESIONALES DE AUTOMOCIÓN

Human Body Models (HBM)

El reemplazo de los actuales Dummies para ensayos de choque en las evaluaciones de Seguridad para Ocupantes

AUTOR: Ricardo Lozano Peña. Mayo 2026.

Presidente de la CT7 “Seguridad Integrada del Automóvil”

INDICE:

1. INTRODUCCIÓN. 2
2. ESTADO DEL ARTE: DUMMIES (ATD) 4
   2.1. DESARROLLO Y EVOLUCIÓN 5
   2.2. ESTRATEGIA DE DESARROLLO HACIA EL FUTURO 5
   2.3. MÁS ALLÁ DE LA SEGURIDAD AUTOMOTRIZ 6
   2.4. ÚLTIMOS DESARROLLOS ESPECÍFICOS PARA POSICIONES MÁS RECLINADAS COMO LAS QUE SE PUEDEN TENER EN CONDUCCIÓN AUTÓNOMA 9
   2.5. DESARROLLOS ESPECÍFICOS PARA PERSONAS VULNERABLES 11
   2.6. MANIQUÍ GRANDE Y OBESO 12
   2.7. MODELO DE MUJER ANCIANA 12
3. EL FUTURO: HUMAN BODY MODELS (HBM) 13
   3.1. THUMS 14
      3.1.1. QUÉ ES THUMS. LOS ORÍGENES 15
      3.1.2. EL PROCESO DE DESARROLLO 16
      3.1.3. APLICACIÓN DE THUMS 17
      3.1.4. BUSCANDO UNA SOCIEDAD DE MOVILIDAD SEGURA 18
      3.1.5. VALIDACIONES POR COMPONENTE 21
      3.1.6. APLICACIONES DE LOS MODELOS THUMS EN EL DESARROLLO DE LOS SISTEMAS DE SEGURIDAD DEL AUTOMÓVIL 25
   3.2. GHBMC 28
      3.2.1. ESTADO DEL PROYECTO 29
      3.3. SAFER 32
      3.3.1. ESTADO DE AVANCE DEL PROYECTO 34
      3.3.2. SAFER HBM EN AUTOLIV 35
   3.4. PIPER 35
      3.4.1. MODELO ESCALABLE DEL CUERPO HUMANO PIPER (NIÑOS) 37
   3.5. HBM CONNECT 38
   3.6. HBM POBLACIÓN CHINA 41
      3.6.1. DESARROLLO DEL MODELO CHINO DEL CUERPO HUMANO MASCULINO DEL PERCENTIL 50 42
      3.6.2. CHUBM. DESARROLLO DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) 42
      3.6.3. CHUBM. MODELADO DE MATERIALES 44
      3.6.4. CHUBM. VALIDACIÓN DEL MODELO CON DATOS DE PMHS 44

4. INCLUSIÓN DE LOS MODELOS HBM EN LOS PROTOCOLOS EURONCAP 45
4.1. SUMARIO DEL BOLETÍN TÉCNICO CP 550 46
4.1.1. INTRODUCCIÓN 46
4.1.2. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL PROCEDIMIENTO DE CUALIFICACIÓN 47
4.1.3. CUALIFICACIÓN COMPLETA 47
4.1.4. DEMOSTRACIÓN DE COMPARABILIDAD 48
4.1.5. ANTROPOMETRÍA 48
4.1.6. SALIDAS DE SEÑAL DEL HBM 48
4.1.7. CASOS DE CARGA DE COMPARABILIDAD 49
5. AGRADECIMIENTOS 50

RICARDO LOZANO PEÑA nació en Madrid el 1 de Junio de 1960.

Es Ingeniero Superior Mecánico en la especialidad de Máquinas por la ETSIIM, titulado en 1984.

-Comenzó su carrera laboral en la extinta División Militar de ENASA PEGASO como ingeniero y posteriormente Jefe de Diseño de Vehículos Militares, donde continuó dos años más como antena de Ingeniería de IVECO para la planta de Madrid Barajas, tras la adquisición de PEGASO.

-Posteriormente desarrolló sistemas EGR en lo que actualmente es BORGWARNER en Vigo, antes de dirigir la apertura e inicio de producción de la planta de GESTAMP en Palencia.

-Entre 1998 y 2005 pilotó la transformación de la española DALPHIMETAL, por aquél entonces responsable de la fabricación y venta del 45% de los volantes de conducción en Europa, en la tercera empresa Tier1 de seguridad pasiva de Europa, incorporando todas las disciplinas y medios necesarios para la concepción, el desarrollo, la prototipación virtual y física, y la homologación de sistemas airbag tanto frontales como de tórax, tórax-cabeza, cortina, rodillas, y otros en desarrollos avanzados. DALPHIMETAL está integrada en ZF LIFETEC a día de hoy.

En la actualidad, Ricardo Lozano desempeña su actividad profesional como Consultor de Automoción independiente para clientes tanto del sector del automóvil como de la Defensa.

1. Introducción.

Las normas actuales de impacto tanto frontal como lateral determinan la posición exacta que deben tener los ocupantes en cada caso de carga. Estas posiciones se basan en datos estadísticos de accidentes y el análisis de su gravedad. Las posibles posiciones de los pasajeros delanteros o los conductores de vehículos autónomos, tal como permiten las nuevas configuraciones de vehículo que están llegando al mercado, no están contempladas en estas normativas. En el corto plazo previsible, y hasta que la conducción autónoma no cumpla su promesa de 0 accidentes, y esté implantada de forma mayoritaria en nuestras carreteras y ciudades, los impactos seguirán ocurriendo, y los sistemas de retención de los vehículos deben estar preparados.

Dada esta necesidad, la Fundación CIDAUT ha iniciado una línea de investigación interna para dar respuesta a los nuevos requerimientos que el futuro tráfico mixto (combinación de vehículos convencionales y autónomos) va a demandar.

En este marco de trabajo han evaluado y analizado configuraciones de impacto lateral en las que los ocupantes de los asientos delanteros se sientan en posiciones diferentes a las especificadas en las normativas y protocolos vigentes. Los ensayos experimentales realizados fueron a nivel de trineo, basados en simplificaciones de las intrusiones laterales de un vehículo probado según el protocolo Euro NCAP Oblique Pole. Se utilizaron componentes reales en el banco de pruebas y se evaluaron tres sistemas de retención diferentes:

- Airbag de tórax A y cinturón de seguridad en el pilar B.
- Airbag de tórax B y cinturón de seguridad en el pilar B.
- Airbag combinado de tórax y cabeza con cinturón de seguridad integrado.

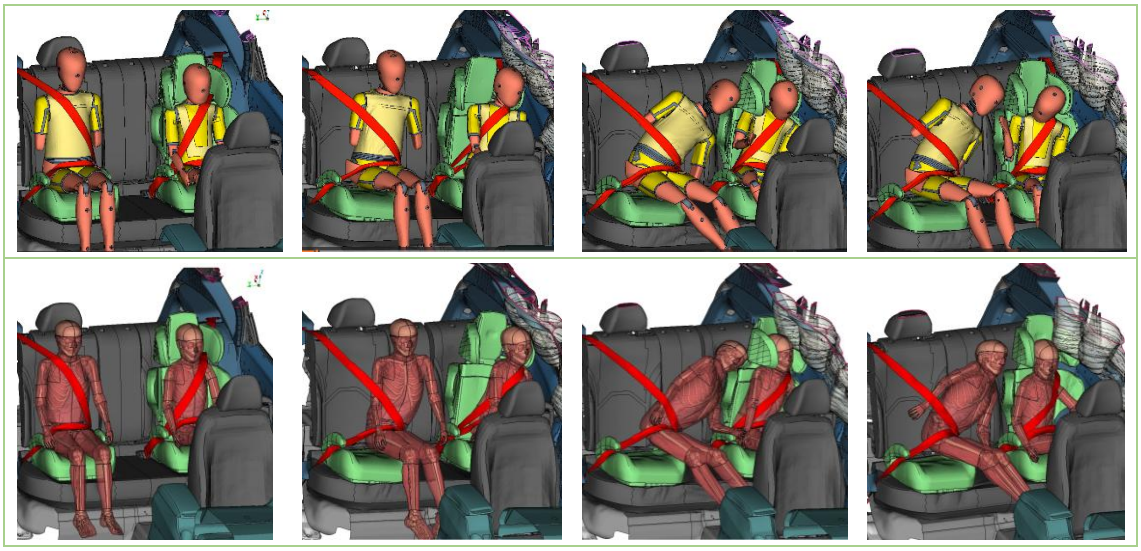
Para evaluar los diferentes riesgos, se analizaron tres escenarios distintos: la posición reglamentaria nominal, la posición nominal con los brazos apoyados en el respaldo del asiento y una posición reclinada y alejada del volante, con los brazos relajados y apoyados en el asiento. Además, se evaluaron tres tiempos de activación (TTF) diferentes.

En las imágenes siguientes se muestra a modo de ejemplo uno de los ensayos físicos realizados (sled-test, pasajero frontal reclinado):

Imágenes cortesía de la Fundación CIDAUT

Como resultado de los ensayos en plazas delanteras, se puede comprobar que apoyar las manos en las piernas y los antebrazos a los lados del asiento dificulta el despliegue del airbag lateral aumentando las lesiones en las costillas. La posición reclinada mostró valores de lesiones más elevados en las costillas y la pelvis, lo que empeora la calificación Euro NCAP. Los tiempos de activación convencionales de los sistemas de retención provocaron despliegues incorrectos en la posición reclinada.

Asimismo, dentro del proyecto europeo PROTAC-US, están colaborando con otros centros y hospitales europeos en el estudio y análisis de diferentes posiciones de ocupantes infantiles en plazas traseras, utilizando tanto maniquíes antropomórficos (ATD) como modelos humanos virtuales (HBM), con el objetivo de predecir y prevenir lesiones con consecuencias a largo plazo (*long-term consequences*). Este estudio evalúa los riesgos derivados de ubicar a los niños de forma distinta a la definida en las normativas actuales. A continuación, se muestran imágenes secuenciales de alguno de estos ensayos virtuales (niños 6 y 10 años, ubicados de forma opuesta a la normativa; niño de 6 años en el lado cercano al impacto y el niño de 10 años en el lado alejado).



Imágenes cortesía de la Fundación CIDAUT

Los resultados obtenidos en retención de niños en plazas traseras mostraron que aún quedan muchos escenarios de impacto difíciles de evaluar por la normativa y los medios de ensayo actuales, con lo que se requiere un mayor esfuerzo investigador y de la industria en general para poder avanzar en la protección integral de las nuevas generaciones de vehículos, y sus inmensas posibilidades de configuración del espacio interior. Además, evidencio el potencial que poseen los HBM como herramienta complementaria a los ATD a la hora de evaluar el daño en caso de impacto.

Conclusiones

Los protocolos de seguridad actuales para los ocupantes delanteros han mostrado limitaciones para proporcionar el máximo nivel de protección en posiciones reclinadas. Además, este estudio demostró que para un correcto posicionamiento del

airbag y una protección adecuada en posiciones reclinadas y lejos del volante, será necesario utilizar tiempos de activación del airbag previos al impacto.

Este nuevo escenario de movilidad, con muchísimas posibilidades de estar sentado o reclinado en un vehículo actual, en sentido de marcha o no, cruzado con la necesidad de adaptar los sistemas de protección a sectores de población más amplios que los previstos tradicionalmente por NCAP (adulto mediano y grande, mujer pequeña, niño), a lo que se une la necesidad de desarrollar sistemas de protección en escenarios como choque de peatones, ciclistas, patinetes, u otros usuarios de la vía no contemplados aún en las normativas de certificación, han impulsado a científicos, investigadores, y a la industria en general a evolucionar sus tradicionales maniquíes de ensayo ATD, los tradicionales DUMMIES, hacia modelos de elementos finitos de modelos humanos virtuales (HBM) mucho más evolucionados, más biofieles en su conjunto y en sus órganos por separado, que permiten ser escalados para representar segmentos de población mucho más amplios, y que gracias a los inmensos avances de la tecnología computacional podemos ahora emplear en la evaluación de impactos complejos, en tiempo récord.

2. Estado del arte: Dummies (ATD).

Desde la primera muerte por accidente de tráfico en 1869 hasta la década de 1950, la industria automotriz prestó poca atención a la seguridad, y las pocas pruebas que realizaban los fabricantes se llevaban a cabo con cerdos y otros animales, o con voluntarios humanos y cadáveres.

En 1966, el influyente libro de Ralph Nader, "Inseguro a cualquier velocidad", se convirtió en un éxito de ventas, y el Congreso de los Estados Unidos aprobó la Ley Nacional de Seguridad del Tráfico y de Vehículos Motorizados, que daría lugar a la creación de la Administración Nacional de Seguridad del Tráfico en Carreteras (NHTSA, por sus siglas en inglés) en 1970. Estos acontecimientos, entre otros, impulsaron el desarrollo de maniquíes de prueba de choque que pudieran replicar con mayor fidelidad la respuesta anatómica humana ante la gama completa de fuerzas potenciales de un impacto.

Los primeros maniquíes de prueba de choque diseñados específicamente para la industria automotriz fueron la serie VIP de Sam Alderson, presentada en 1966, que incluía figuras de "personal de impacto vehicular" de tamaño promedio, grande y pequeño para pruebas de choque frontal. En 1971, General Motors incorporó características de la serie VIP, junto con piezas de Sierra Engineering, al maniquí Hybrid I, ofreciendo una mayor biofidelidad y una mayor repetibilidad de los resultados.

Con el patrocinio de la NHTSA, se incorporaron mejoras adicionales a la serie Hybrid II, que se presentó en 1973 y se convirtió en el primer maniquí en ser incluido oficialmente en la norma 49 CFR Parte 572 para dispositivos de prueba antropomórficos.

2.1. Desarrollo y evolución.

Los maniquíes VIP, Hybrid I y Hybrid II fueron principalmente útiles para probar diseños de cinturones de seguridad en una época en la que más de la mitad de las lesiones graves y las muertes se debían a traumatismos craneoencefálicos. Si bien el Hybrid II todavía se utiliza en pruebas de aeronaves, los fabricantes de automóviles necesitaban un maniquí más robusto y sofisticado para desarrollar técnicas eficaces que también previnieran lesiones en el cuello, el tórax, las piernas y otras partes del cuerpo, en personas de todas las edades, tamaños y complexiones.

Esta necesidad impulsó el desarrollo de la serie Hybrid III, presentada en 1978 y aún requerida para las pruebas de impacto frontal según lo especificado en las normas FMVSS 208 y la parte 572. La empresa predecesora de Humanetics, en colaboración con la Sociedad de Ingenieros Automotrices en EEUU, la Universidad Estatal de Ohio y otras entidades, continuó avanzando en la tecnología con mejoras en la serie Hybrid III y la ampliación de la misma para incluir modelos masculinos grandes y femeninos pequeños. Los modelos infantiles se incorporaron a la serie a partir de 1994.

2.2. Estrategia de desarrollo hacia el futuro.

En 1999, Humanetics adquirió el negocio de desarrollo y fabricación de maniquíes de TNO Automotive, la empresa líder y más grande de Europa en la fabricación de maniquíes, creando así la primera empresa de desarrollo y fabricación de maniquíes verdaderamente global.

A lo largo de su historia y hasta el día de hoy, Humanetics ha sido fundamental para el desarrollo y la fabricación de una gama completa de maniquíes de prueba. Esto incluye pruebas de impacto lateral, impacto trasero, niños, peatones y más, además del Dispositivo de Prueba para Sistemas de Retención de Ocupantes Humanos (THOR), la próxima generación en biofidelidad, instrumentación, repetibilidad, durabilidad y facilidad de uso de maniquíes.

En el siglo XXI, Humanetics ha ampliado considerablemente su misión para abarcar una gama completa de tecnologías destinadas a proteger la vida en movimiento.

Por ejemplo, proporcionan equipos de prueba para la calibración y certificación de la instrumentación de los maniquíes de prueba. Su tecnología iCrash™ ofrece sistemas de adquisición de datos integrados, lo que garantiza mayor flexibilidad, mejor repetibilidad y tiempos de configuración reducidos durante las pruebas. Ofrecen análisis asistidos por computadora mediante modelos virtuales que replican los maniquíes físicos en software, lo que proporciona un complemento rentable para las pruebas de productos físicos.

El nuevo robot UltraFlat Overrunable (UFO) permite probar sistemas avanzados de asistencia al conductor diseñados para evitar colisiones minimizando o corrigiendo los errores humanos. Se trata de una plataforma de control remoto de perfil extremadamente bajo que puede equiparse con objetivos que representan automóviles, ciclistas, peatones, mascotas y más, para probar sensores y controles de prevención de colisiones vehiculares.

2.3. Más allá de la seguridad automotriz.

Humanetics continúa liderando la industria en equipos de prueba de seguridad aeroespacial y militar, y están expandiendo activamente su misión de seguridad a otros ámbitos. Para expandir su negocio, han establecido oficinas e instalaciones de fabricación en todo el mundo y colaboran con numerosos laboratorios e instituciones de investigación líderes para promover la seguridad humana.

Un dispositivo de prueba antropomórfico (DPA, o ATD en inglés), comúnmente conocido como maniquí de pruebas de choque, es un instrumento de prueba de alta precisión que se utiliza para medir el potencial de lesiones humanas en accidentes de tráfico.

Los maniquíes de pruebas de choque simulan la respuesta humana a los impactos, aceleraciones, deflexiones, fuerzas y momentos de inercia generados durante un choque. Cada maniquí está diseñado para modelar la forma, el peso y la articulación del cuerpo humano. Cientos de sensores y transductores ubicados en el maniquí proporcionan datos vitales a los ingenieros de pruebas de seguridad, midiendo las fuerzas físicas precisas que se ejercen sobre cada parte del cuerpo durante un choque.

Se han desarrollado sensores especiales para medir las fuerzas que fracturan huesos y causan lesiones en los tejidos blandos. Estas mediciones son controladas y repetibles, lo que proporciona a los diseñadores de vehículos datos fiables para mejorar y perfeccionar la seguridad del producto. Gracias a metodología de ingeniería avanzada y a una fabricación meticulosa, los maniquíes de Humanetics son plataformas altamente sofisticadas que ofrecen información sensorial fiable.

Las respuestas de los maniquíes de pruebas de choque se pueden correlacionar con los riesgos de lesiones humanas mediante el modelado de datos basado en diversas fuentes de datos. Esto incluye mediciones fisiológicas humanas en simulaciones de choque no letales con lesiones mínimas; simulaciones de choque con cadáveres humanos; pruebas de las propiedades físicas del tejido de cadáveres humanos; y otras pruebas relevantes.

Su gama actual de maniquíes para pruebas de choque representa la anatomía masculina, femenina e infantil. Son utilizados por fabricantes de automóviles, proveedores de seguridad e interiores, fabricantes de sillas de coche para niños y organismos reguladores en todas las regiones del mundo. Se utilizan para proteger a los

soldados de armas letales, para diseñar mejores asientos eyectables para pilotos y para medir el efecto de los viajes espaciales en el cuerpo humano. Ofrecen maniquíes diseñados específicamente para proporcionar datos sobre diferentes tipos de vehículos, posiciones de los ocupantes y ángulos de impacto, con el fin de prepararnos para la inminente revolución de los vehículos autónomos.

Visión global de los productos ofrecidos por Humanetics (izqda.) Maniquies específicos de impacto lateral (dcha.) (Fuente: www.humaneticsgroup.com).

Vemos en detalle algunos ejemplos:

WorldSID-50M

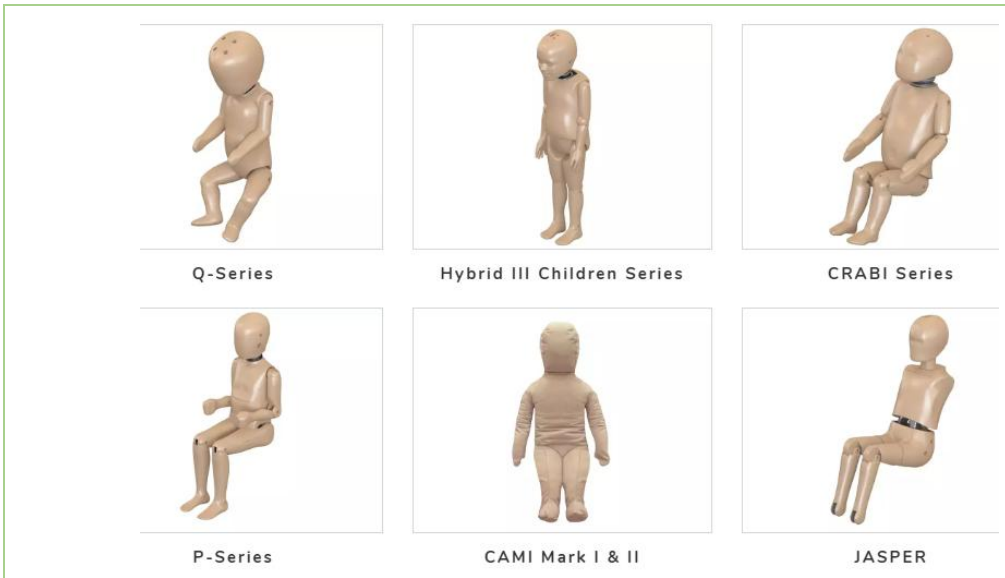
Especificaciones:

- Cabeza, cráneo, piel y núcleo de instrumentación
- Amortiguadores de ajuste del cuello para modificación de la respuesta
- Reversible para impacto izquierdo o derecho
- Disponible con medio brazo o brazos completos
- Columna lumbar: goma flexible, soporte con anillo de elevación
- Pelvis: esqueleto instrumentado con estación de montaje DAS
- Piernas superiores e inferiores con capacidad de instrumentación

Y sus versiones virtuales, altamente detallados y validadas en los códigos de elementos finitos ANSYS LS-DYNA, PAM-CRASH, RADIOSS y ABAQUS:

WorldSID-50M (Modelo Virtual	
	Normativa de uso: • Euro NCAP MDB Barrera móvil deformable contra impacto lateral AE-MDB / Impacto lateral contra poste / Protección de ocupantes del lado opuesto • ANCAP MDB Barrera móvil deformable contra impacto lateral AE-MDB / Impacto lateral contra poste / Protección de ocupantes del lado opuesto • C-NCAP MDB Barrera móvil deformable • JNCAP Barrera contra impacto lateral AE-MDB • KNCAP Barrera contra impacto lateral AE-MDB / Impacto lateral contra poste • Reglamento 135 de la UNECE (Comisión Económica para Europa de las Naciones Unidas) sobre impacto lateral contra poste • Reglamento japonés, artículo 18 sobre impacto lateral contra poste • Reglamento técnico global GTR 14 sobre impacto lateral contra poste

Muy ilustrativo e interesante es conocer también el desarrollo de modelos infantiles:



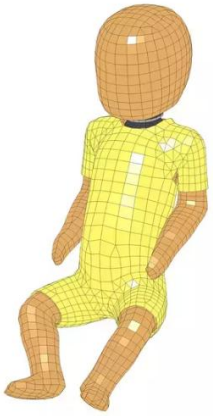
Portafolio Humanetics de modelos de ensayo para población infantil (Fuente: www.humaneticsgroup.com).

Q-Series Q0 (Ejemplo específico niño de 6 semanas)

A principios de la década de 1990, las estadísticas mostraron que existía un amplio margen de mejora en el diseño de los sistemas de retención infantil (SRI) en vehículos. Los maniquíes infantiles de la serie P, utilizados para probar los SRI, tenían un diseño simple y una capacidad de medición limitada.

La serie Q de maniquíes infantiles se desarrolló en 1993 como sucesora de la serie P, con el objetivo de proporcionar a los ingenieros la información necesaria para diseñar una mayor protección contra impactos para los niños en los automóviles. Esta nueva generación de maniquíes presenta una antropometría, biomecánica y cinemática mucho mejores, factores clave para evaluar con mayor precisión el riesgo de lesiones en niños pasajeros de diferentes edades y tamaños. La serie Q puede utilizarse en pruebas de impacto frontal o lateral, y la instrumentación es intercambiable entre los maniquíes de la serie.

El maniquí infantil Q0 representa a un bebé de seis semanas. La masa inercial se basa en la recopilación de datos antropomórficos denominada CANDAT (Child Anthropometry Data) y está diseñada como una herramienta para evaluar la protección que ofrecen a los recién nacidos los sistemas de retención infantil adecuados utilizados en los automóviles.



El maniquí Q0 está diseñado como una herramienta para evaluar la protección que ofrece un sistema de retención infantil adecuado a los recién nacidos en condiciones de impacto frontal, trasero y lateral, así como de vuelco.

2.4. Últimos desarrollos específicos para posiciones más reclinadas como las que se pueden tener en conducción autónoma.

A medida que los sistemas de conducción automatizada toman el control de los vehículos en movimiento, los ocupantes pueden relajarse más, concentrándose menos en la conducción y más en descansar, trabajar o interactuar con los demás pasajeros. Todos estos nuevos modos plantean un sinfín de desafíos para las pruebas de seguridad.

Las nuevas posiciones y orientaciones de los asientos requerirán nuevas formas de proteger a los ocupantes del impacto y de las colisiones entre ellos durante el mismo.

Los maniquíes de Humantecis para vehículos autónomos, que utilizan la última tecnología THOR con 150 canales de datos, pueden adaptarse a posiciones reclinadas gracias a una estructura pélvica más flexible.

Versiones masculina y femenina para conducción autónoma (Fuente: www.humaneticsgroup.com).

THOR-AV-5F (Ejemplo específico del 5th percentil femenino)

El vanguardista maniquí THOR-AV 5F de Humanetics, es una versión mejorada del maniquí femenino THOR 5th, con un diseño refinado que representa mejor la anatomía femenina en un escenario de colisión, ya sea en un asiento de vehículo tradicional o en un entorno de asiento de vehículo autónomo. Este nuevo maniquí también ofrece instrumentación mejorada para una mejor recopilación de datos.

El desarrollo del THOR-AV-5F comenzó en 2019. Desde entonces, el maniquí ha sido sometido a prototipado de hardware, pruebas de biofidelidad, evaluación de rendimiento en el entorno de vehículos autónomos del cliente, evaluación del maniquí y desarrollo de criterios de lesiones. Las evaluaciones de las organizaciones NHTSA y NCAP ya se han realizado y continuarán en línea con las siguientes direcciones de desarrollo:

- Modificaciones en la aceleración de la cabeza y el montaje de las secciones
- Mayor rango de movimiento articular
- Cuello con mayor biofidelidad
- Actualizaciones en la columna vertebral y el abdomen

E igualmente su variante virtual, el THOR-AV 5F es un nuevo dispositivo de prueba antropométrica (DPA) avanzado, basado en el diseño THOR-5F. Es el único DPA femenino

del percentil 5 desarrollado para adaptarse a las nuevas posturas de asiento que se observarán en futuros vehículos con sistemas de conducción automatizada (SCA).

El modelo THOR-AV 5F FE se desarrolló en paralelo con el diseño del maniquí físico para evaluar y mejorar la viabilidad y el rendimiento del diseño antes de la fabricación del prototipo. Se mejoraron algunas partes del THOR-AV 5F para adaptarse a las posturas de respaldo reclinado.

El modelo THOR-AV 5F FE se ofrece con tres ángulos de respaldo: 25, 45 y 60 grados, lo que permite al usuario colocar fácilmente el maniquí en el entorno de su vehículo.

2.5. Desarrollos específicos para personas vulnerables.

Además de la población de prueba principal, representada por los maniquíes del percentil 50 (promedio) masculino y del percentil 5 (promedio) femenino, los ingenieros de vehículos buscan cada vez más comprender el impacto de los choques y los riesgos de lesiones para otros grupos demográficos. La fisiología y las vulnerabilidades particulares de los adultos con sobrepeso, de mayor estatura o de edad avanzada difieren de la población principal de maneras que los colocan en un riesgo especial de lesiones.

Desarrollos Humanetics para adultos vulnerables (Fuente: www.humaneticsgroup.com).

Según datos de la NHTSA, la entidad oficial que recopila información sobre todos los accidentes en EE. UU., casi todos los demás grupos demográficos tienen mayor riesgo de sufrir lesiones en un accidente en comparación con el percentil 50 o "hombre promedio", el principal referente de seguridad utilizado en las pruebas de seguridad vehicular, tanto las reguladas por el gobierno federal como las voluntarias:

- Las mujeres (51 % de la población conductora) tienen un 73 % más de probabilidades que los hombres de sufrir lesiones graves en colisiones frontales.

- Las personas obesas (40 % de la población) tienen un 79 % más de probabilidades de sufrir lesiones que el hombre promedio.
- Las personas mayores (20 % de la población conductora) tienen un 76 % más de probabilidades que el hombre promedio de sufrir lesiones.

Humanetics desarrolla maniquíes que representan la biofidelidad de estos ocupantes únicos, importantes y diversos, para que los ingenieros de vehículos puedan mejorar las características de seguridad y protegerlos mejor.

2.6. Maniquí grande y obeso.

En 1980, la tasa promedio de obesidad adulta en Estados Unidos era del 15 %. Hoy en día, la obesidad ha aumentado considerablemente, afectando a casi el 40% de la población adulta. El maniquí obeso ATD fue diseñado y desarrollado por Humanetics en fechas recientes y se basa en las medidas de una persona de 124 kg (273 libras) con un índice de masa corporal (IMC) de 35.

Características principales:

- El maniquí obeso se basa en la estructura esquelética de un maniquí masculino THOR del 50 percentil.
- Se le añaden tejidos y masa muscular al torso superior e inferior, así como a la parte superior de las piernas, para representar a una persona con un IMC de 35.

2.7. Modelo de mujer anciana.

En 2015, había más de 40 millones de conductores con licencia mayores de 65 años en Estados Unidos (estadísticas del Departamento de Transporte de EE. UU.). Esto representa el 18,4%, es decir, casi uno de cada cinco conductores en las carreteras estadounidenses. Cada año, en promedio, más de 5700 adultos mayores fallecen y más de 225 000 son atendidos en urgencias por lesiones sufridas en accidentes de tráfico.

El maniquí antropomórfico Elderly ATD fue diseñado por Humanetics y refleja la antropometría de una conductora menuda de 70 años, basándose en mediciones precisas de las lesiones sufridas en accidentes automovilísticos por este grupo de ocupantes, en particular con respecto a la densidad ósea y los órganos internos humanos como el hígado y el bazo.

Características principales:

- Columna vertebral flexible, caja torácica móvil y hombros flotantes.

- Uso de «sacos de órganos» que contienen «órganos» móviles y flexibles que reaccionan a las tensiones a las que se ven sometidos durante impactos a alta velocidad.
- Capa de grasa corporal representativa del torso para imitar la estructura ósea del cuerpo.
- Modelado 3D avanzado y con técnicas de fabricación aditiva de vanguardia.
- Materiales aditivos utilizados para una replicación más precisa de la carne, los huesos y los órganos internos humanos.

3. El futuro: Human Body Models (HBM).

Son modelos humanos de EF o de Multibodies que representan el cuerpo humano tal cual es (huesos, carne, órganos, tendones, cerebro, músculos…). Se han realizado submodelos de Elementos Finitos (FEM) de todos los órganos corporales que revisten importancia a la hora de evaluar las consecuencias de impacto (frontal, lateral, vuelco, peatones…) en la integridad de sus ocupantes, o de los otros usuarios de la vía, como son los peatones, los ciclistas, los conductores de patines motorizados, etc.

Estos submodelos se han validado, correlando sus resultados de ensayo con los análisis de multitud de investigadores sobre humanos voluntarios, ensayos con animales o cadáveres (ensayos con post-mortem, PMHS).

Posteriormente, y gracias a los enormes avances actuales en tecnología de computación, estos sub-modelos FEM se pueden interconectar entre sí, llegando a representar un cuerpo humano completo, lleno de “sensores” virtuales que miden con gran fidelidad el daño sufrido por sus órganos ante las distintas fuerzas y aceleraciones que sufren en el curso de un impacto vial.

Hay versiones de ocupante y de peatones (AF05, AF50, AM50, AM95). Sentado normal o reclinados. Pero no todos tienen la misma precisión y nivel de correlación frente a los ensayos de validación.

En este capítulo haremos un recorrido detallado entre los desarrollos actuales más avanzados de la industria, y que han sido promovidos como veremos por grandes consorcios que aúnan los esfuerzos de investigadores, universidades, OEM, TIER1 (en algún caso), y Centros de Desarrollo muy especializados. Cada modelo se ha ajustado a una serie de ensayos, la mayoría comunes, pero no siempre los mismos.

3.1 THUMS de TOYOTA Corp.

3.2 GHBMC, Consorcio de GM, Honda, Hyundai, Nissan, Renault y Stellantis.

3.3 SAFER

3.4 PIPER

3.5 HBM Connect

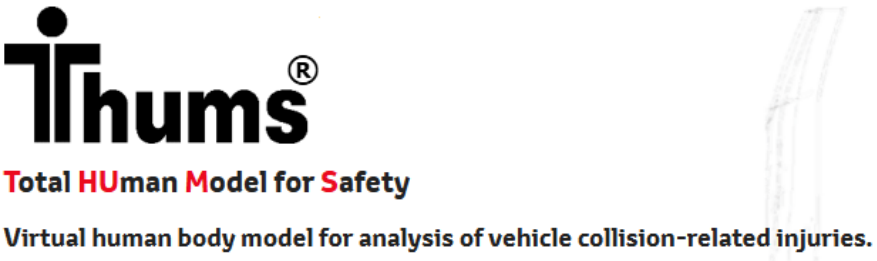
3.6 AC-HBM (acorde a la población china)

En 2020, Toyota decide liberar el THUMS (el modelo más detallado, junto al GHMC, del momento), lo que acelera el desarrollo y la utilización de estos modelos, más allá de las Universidades y Centros de Investigación

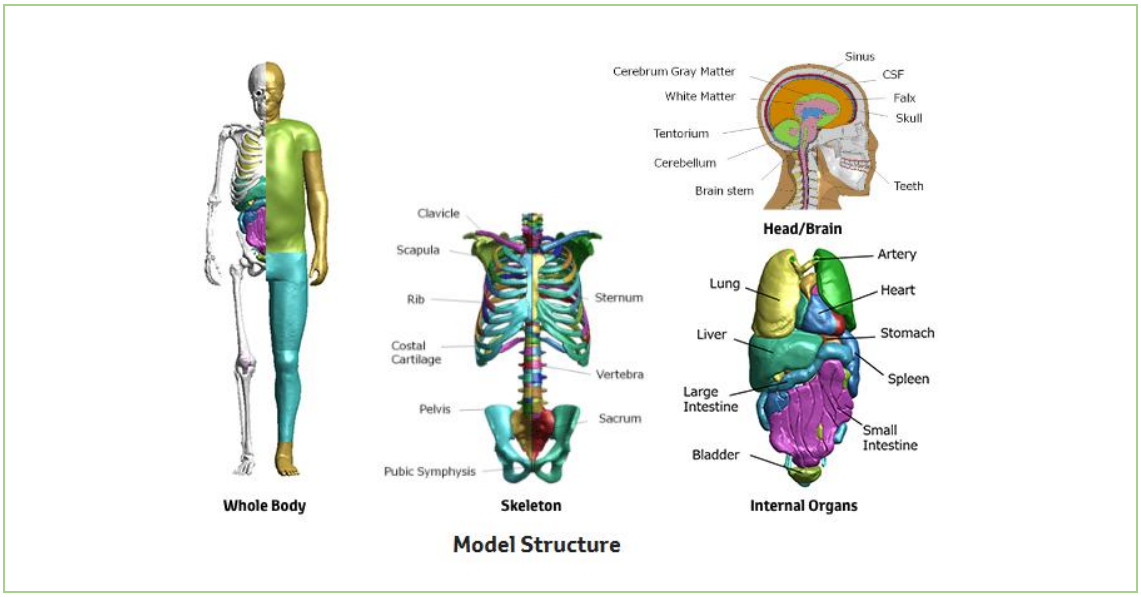
Además, hay herramientas que permiten mover estos modelos humanos en tiempos reducidos y aumentar la masa corporal del modelo para hacerlo escalable. Es decir, partiendo del modelo de una mujer mediana, se puede modificar el modelo de manera relativamente sencilla para hacerla más obesa, más alta o baja, o incluso se pueden ajustar las cartas del material para variar las propiedades de los huesos en función de la edad (representando los perniciosos efectos de la osteoporosis, por ejemplo).

3.1. THUMS.

El Modelo Humano Total para la Seguridad (THUMS por sus siglas en inglés) es un modelo de elementos finitos del cuerpo humano desarrollado conjuntamente por Toyota Motor Corporation y Toyota Central R&D Labs., Inc. THUMS es capaz de simular lesiones corporales humanas, como fracturas óseas y daños cerebrales y en órganos internos, en colisiones vehiculares. En comparación con los maniquíes físicos comúnmente utilizados en las pruebas de colisión vehicular, THUMS permite analizar las lesiones relacionadas con la colisión con mayor detalle, ya que representa con precisión la forma y la resistencia del cuerpo humano.



THUMS ha evolucionado continuamente para incorporar una gama de modelos con diferentes géneros, edades y complexiones físicas, que incluyen estructuras esqueléticas, cerebro, órganos internos y músculos.



Modelo estructural del THUMS (Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

3.1.1. Qué es THUMS. Los orígenes.

A partir de la década de 1980, los fabricantes de automóviles comenzaron a explorar el potencial de los ordenadores para simular colisiones de vehículos. Si bien se habían utilizado maniquíes físicos durante décadas, las simulaciones virtuales ofrecieron nuevas oportunidades para reproducir y analizar con precisión cómo se deforma la carrocería de un vehículo al absorber la energía de una colisión.

En la década de 1990, Toyota Motor Corporation (Toyota) y los Laboratorios Centrales de I+D de Toyota comenzaron a colaborar para extender esta tecnología de simulación a los ocupantes humanos de un vehículo, desarrollando un modelo virtual que pudiera utilizarse para simular y calcular los daños al cuerpo humano en caso de colisión. En el año 2000, lanzaron el Modelo Humano Total para la Seguridad (THUMS), el primer software de modelado virtual del cuerpo humano del mundo capaz de simular el cuerpo completo. Hoy, esa primera generación se ha ampliado hasta convertirse en uno de los modelos virtuales más avanzados del mundo, distinguido por su gran precisión al representar no solo las estructuras del cuerpo, incluyendo huesos, órganos, músculos y más, sino también su resistencia ante la fuerza y el impacto. Además, ha ampliado sus capacidades para incluir modelos virtuales de todas las edades y géneros, garantizando que la diversidad humana se integre en la seguridad automotriz desde el inicio del proceso de ingeniería. Hoy, al igual que en el año 2000, THUMS no es un simple software. Representa una revolución en las pruebas de seguridad vehicular, impulsando un enfoque centrado en el ser humano, diseñado para lograr ciudades, comunidades e infraestructuras más sostenibles mediante la protección de la salud y el bienestar de las personas.

3.1.2. El proceso de desarrollo.

Se asume comúnmente que la tecnología de simulación de colisiones comenzó en la década de 1950 para apoyar la investigación de la aviación militar en Estados Unidos. Se extendió a la industria automotriz a medida que los fabricantes de automóviles buscaban formas menos costosas y repetibles de probar los diseños de vehículos durante todo el proceso de desarrollo.

En la década de 1990, los fabricantes de automóviles también buscaban maneras de ir más allá de los maniquíes físicos tradicionales para pruebas de choque. Los fabricantes de automóviles japoneses, incluyendo Toyota, comenzaron a enviar ingenieros a la Universidad Estatal de Wayne en Detroit, Michigan, para estudiar biomecánica e investigar las lesiones en el cuerpo humano.

Yuichi Kitagawa, quien hoy dirige el desarrollo de THUMS en Toyota, fue uno de ellos. Recuerda que:

> *"Realizamos investigaciones utilizando cadáveres donados para determinar cuánta carga puede soportar el cuerpo humano".*

Comprender el cuerpo humano es crucial para desarrollar el modelo virtual del cuerpo humano y, para desarrollar un automóvil verdaderamente seguro, la investigación que reproduce un cuerpo humano frágil es fundamental". Este tipo de estudio se salía completamente de lo común para los ingenieros automotrices de la época, pero como añadió Kitagawa: «Aunque costó un tiempo acostumbrarse, creo que era necesario para comprender el cuerpo humano». Con esta investigación, los ingenieros de Toyota comenzaron a diseñar manualmente mallas tridimensionales que reproducirían las formas del cuerpo humano y a programar las propiedades mecánicas de sus componentes, incluyendo huesos y órganos internos, creando cartas de materiales específicas de cada órgano. Al finalizar, no solo habían creado el primer modelo virtual del cuerpo humano que ofrecía una reproducción precisa de todo el cuerpo, sino que también habían desarrollado una herramienta de simulación que superaba con creces las posibilidades de las pruebas de colisión de vehículos.

Debido a que los maniquíes físicos están diseñados para soportar múltiples pruebas, su capacidad para representar un cuerpo humano con precisión es limitada. Al ser virtuales, los modelos THUMS pueden evaluar con mucha mayor precisión las posibles lesiones con mayor detalle. Además, THUMS ofrece la ventaja de la repetibilidad en sus pruebas, ya que puede realizar miles de análisis diferentes de una colisión modificando ligeramente las condiciones de la simulación, algo que simplemente no es posible en una prueba de choque real.

3.1.3. Aplicación de THUMS.

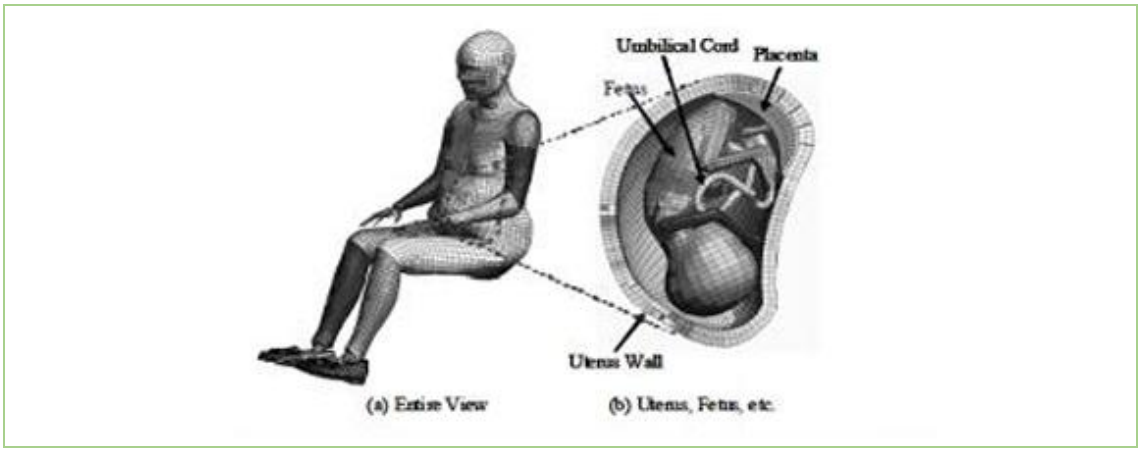
Toyota lanzó THUMS Versión ONE en el año 2000 y desde entonces ha desarrollado seis versiones más que evolucionan y amplían el alcance del modelo. Esto incluye la incorporación de diferentes factores, como el género, la edad, las diferencias físicas, el cerebro, los órganos internos y los músculos.

Modelo THUMS ONE lanzado en el año 2000 (Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

A lo largo de los años, esta tecnología ha contribuido repetidamente al desarrollo de sistemas mejorados para proteger la seguridad de los ocupantes. Uno de sus primeros usos fue ayudar a reducir las lesiones asociadas con el latigazo cervical, que se produce cuando la cabeza de una persona se mueve rápidamente hacia atrás y luego hacia adelante, generalmente tras una colisión por alcance. Si bien las lesiones por latigazo cervical se reportan con frecuencia después de estos incidentes, la gravedad de la lesión no está directamente relacionada con la magnitud de la colisión ni con los daños al vehículo. Tras lograr THUMS reproducir con éxito las mismas condiciones observadas en los estudios con humanos, el sistema se utilizó para simular repetidamente la posición y el movimiento de la cabeza, lo que contribuyó al desarrollo de un nuevo prototipo de reposacabezas que ahora está instalado en una gama de vehículos Toyota en todo el mundo.

Más tarde, a medida que THUMS se amplió para incluir modelos de diferentes tipos de cuerpo, el sistema se utilizó para estudiar si era seguro que las mujeres embarazadas usaran cinturones de seguridad. En ese momento, algunos en la industria cuestionaban si las mujeres embarazadas debían usarlos, preocupados de que el cinturón pudiera dañar al feto en caso de accidente. Para responder a esta pregunta, Kitagawa desarrolló un modelo THUMS de una mujer embarazada, visitando un hospital de obstetricia y ginecología, hablando con médicos y leyendo numerosos documentos técnicos sobre mujeres embarazadas y fetos. Recuerda haberse sentido incómodo esperando solo en la sala de espera del hospital de obstetricia y ginecología. Con la ayuda del Laboratorio Central de Toyota, Toyota pudo desarrollar un nuevo modelo que incluía el útero, el feto, la placenta, el cordón umbilical y el líquido amniótico. Con él, la

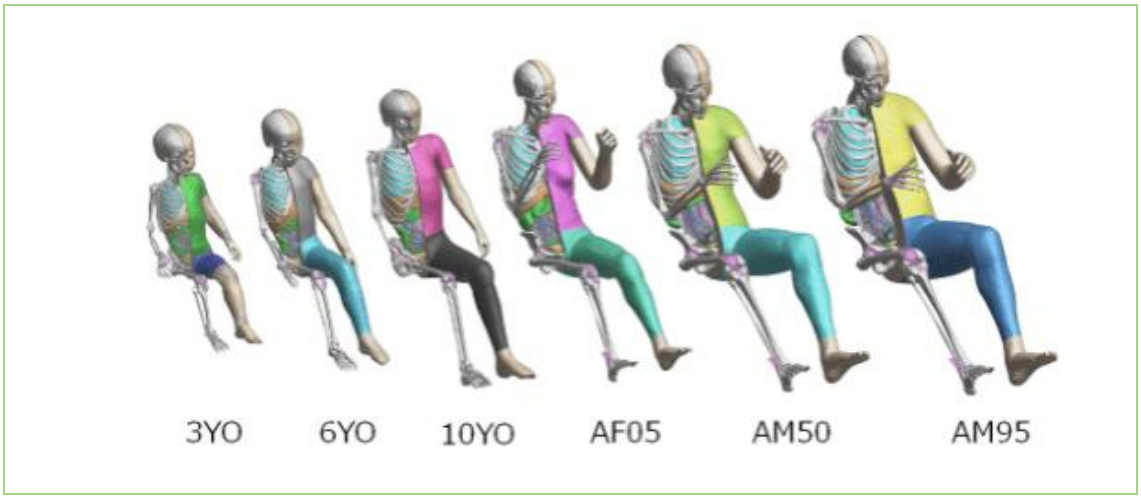
compañía simuló dos colisiones frontales, una con una pasajera embarazada usando el cinturón de seguridad y otra con una pasajera embarazada sin cinturón de seguridad. Las pruebas demostraron que una pasajera sin cinturón de seguridad sufriría lesiones graves tras ser proyectada violentamente hacia la parte delantera del vehículo. En cambio, el uso del cinturón de seguridad bajo la pelvis protegía a la madre con un impacto mínimo en el útero y la placenta. Toyota presentó esta investigación en una conferencia académica del sector automotriz, lo que propició la revisión de las normas de tráfico y una amplia aceptación de que las mujeres embarazadas deben usar el cinturón de seguridad.



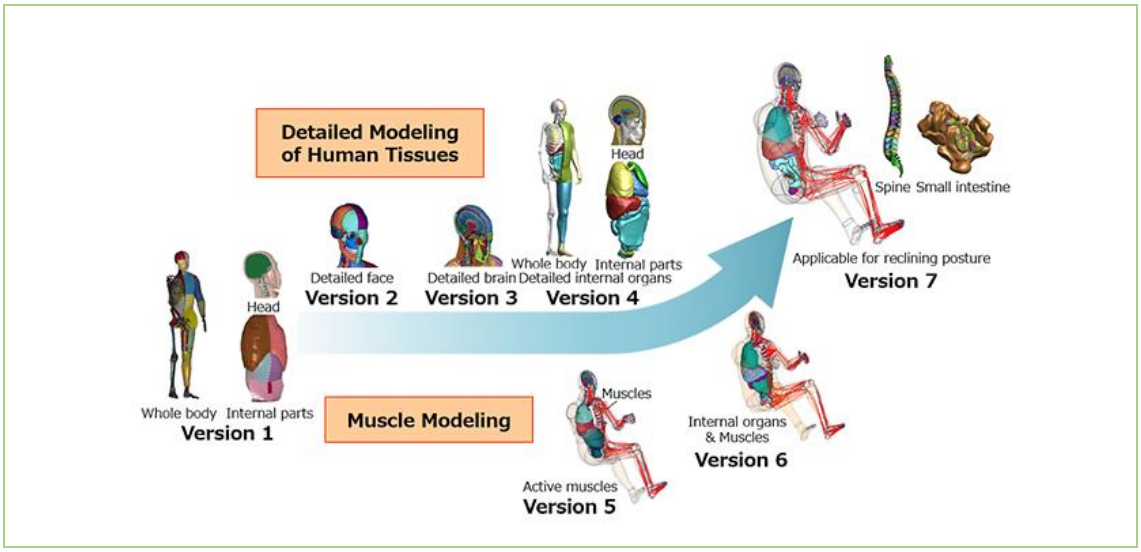
Modelo de mujer embarazada y su feto.

3.1.4. Buscando una sociedad de movilidad segura.

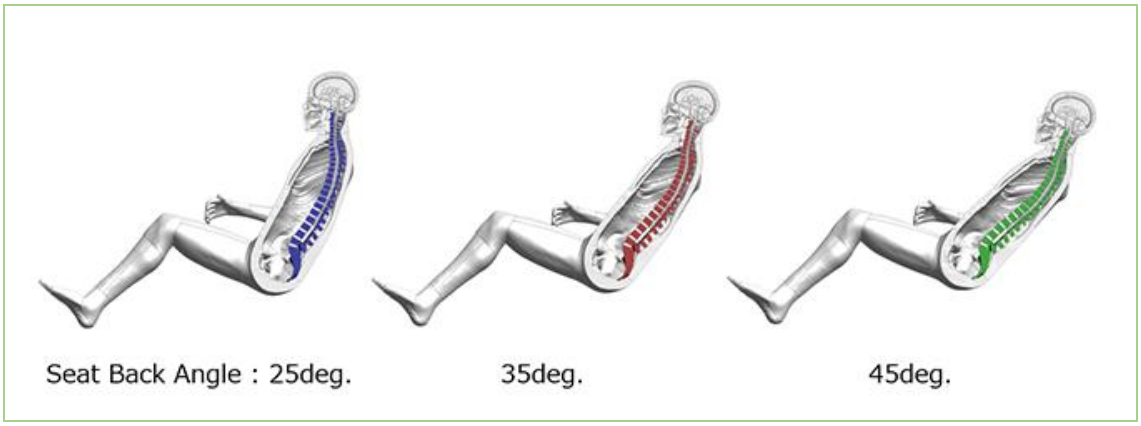
THUMS se creó para ayudar a Toyota a impulsar el desarrollo de sistemas mejorados de seguridad pasiva para vehículos y, en última instancia, avanzar hacia una sociedad móvil segura e inclusiva. Actualmente, el sistema se utiliza en la investigación sobre seguridad vehicular por más de 100 fabricantes de vehículos, proveedores, universidades e instituciones de investigación, entre otros. De cara al futuro, el sistema también ofrece grandes posibilidades para evaluar la seguridad vehicular en nuevas categorías de movilidad, incluidos los vehículos altamente automatizados que pueden tener configuraciones de asientos diferentes a las de los automóviles y camiones tradicionales. Para apoyar esta investigación, Toyota ha puesto el software THUMS a disposición del público de forma gratuita a partir de enero de 2021. Al reducir las barreras de acceso a la tecnología, la empresa espera facilitar un uso aún más generalizado, así como el aprendizaje y la investigación compartidos que impulsen el desarrollo del sistema a niveles aún mayores de precisión. Este enfoque se basa en los valores de Toyota definidos por Sakichi Toyoda, quien instó a los empleados a «ser siempre fieles a sus deberes, contribuyendo así a la empresa y al bien común». THUMS es un elemento clave en la búsqueda de Toyota de una sociedad sostenible que promueva la salud y el bienestar para todos. Esto incluye la visión de una sociedad de movilidad segura con cero accidentes de tráfico y víctimas mortales.



Variaciones por morfología y edad (Fuente: www.toyota.co.jp/thums)



Línea evolutiva de los modelos THUMS (Fuente: www.toyota.co.jp/thums)



Posturas reclinadas, versión 7 (Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

A continuación, detallamos las distintas versiones de modelos THUMS desarrolladas hasta la fecha, según tipología y posición en el vehículo:

Version 4 Series

Body Type	Version	Posture
3YO	V4	Occupant
	V4	Pedestrian
6YO	V4	Occupant
	V4	Pedestrian
10YO	V4	Occupant
	V4	Pedestrian
AF05	V4.1	Occupant
	V4.1	Pedestrian
AM50	V4.1	Occupant
	V4.1	Pedestrian
AM95	V4.1	Occupant
	V4.1	Pedestrian

Version 5 Series

Body Type	Version	Posture
AF05	V5.03	Occupant
AM50	V5.03	Occupant
AM95	V5.03	Occupant

Version 6 Series

Body Type	Version	Posture
AF05	V6.1	Occupant
AM50	V6.1	Occupant
AM95	V6.1	Occupant

Version 7 Series

Body Type	Version	Posture
AF05	V7.1	Occupant
AF50	V7.1	Occupant
AM50	V7.1	Occupant
AM95	V7.1	Occupant

(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

Adicionalmente, Toyota ha desarrollado versiones específicas, como las definidas para posiciones reclinadas y las validadas para los boletines específicos de ensayos requeridos por EuroNCAP:

Version 7 Series (Reclined Occupant)

Body Type	Version	Seat Back Angle
AF05	V7	25deg.
	V7	35deg.
	V7	45deg.
AM50	V7	25deg.
	V7	35deg.
	V7	45deg.
AM95	V7	25deg.
	V7	35deg.
	V7	45deg.

for Euro NCAP Technical Bulletin CP550

Body Type	Version	Posture
AM50	V4.1	Occupant NEW
AM50	V7	Occupant NEW

for Euro NCAP Technical Bulletin CP540 (TB024 V4.0)

Body Type	Version	Posture
6YO	V4	Pedestrian
AF05	V4.02	Pedestrian
AM50	V4.02	Pedestrian
AM95	V4.02	Pedestrian

(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

A continuación, otros modelos de morfología menos común, destinados de momento a investigación científica y un ejemplo de modelo con activación muscular, implementada en las versiones 5, 6 y 7:

Others

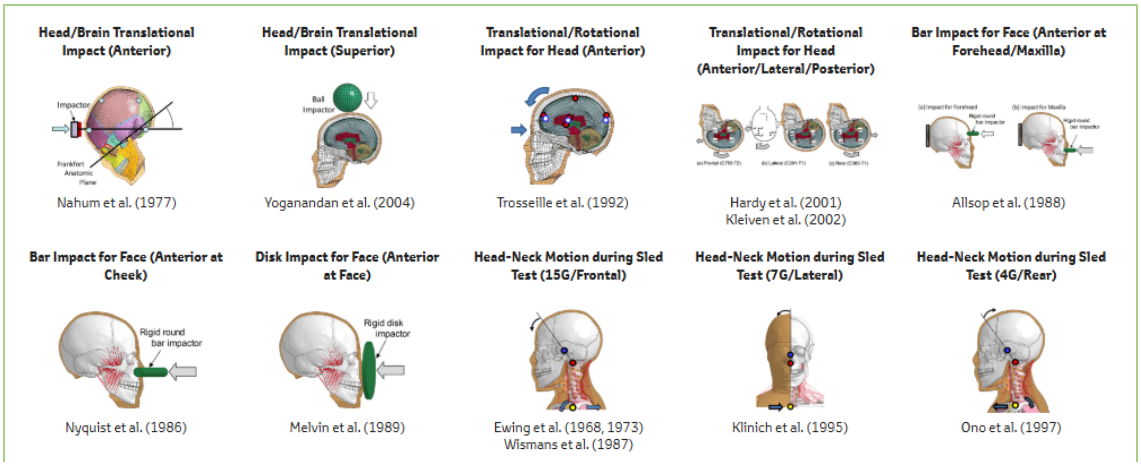
Model Type	Body Type	Base Version
Elderly (70YO)	AF50	V4.02
	AM50	V4.1
Obese	BMI35	V4.0
Pregnant	AF05	V1.0
Whiplash	AF50	V4.0
	AM50	V4.0

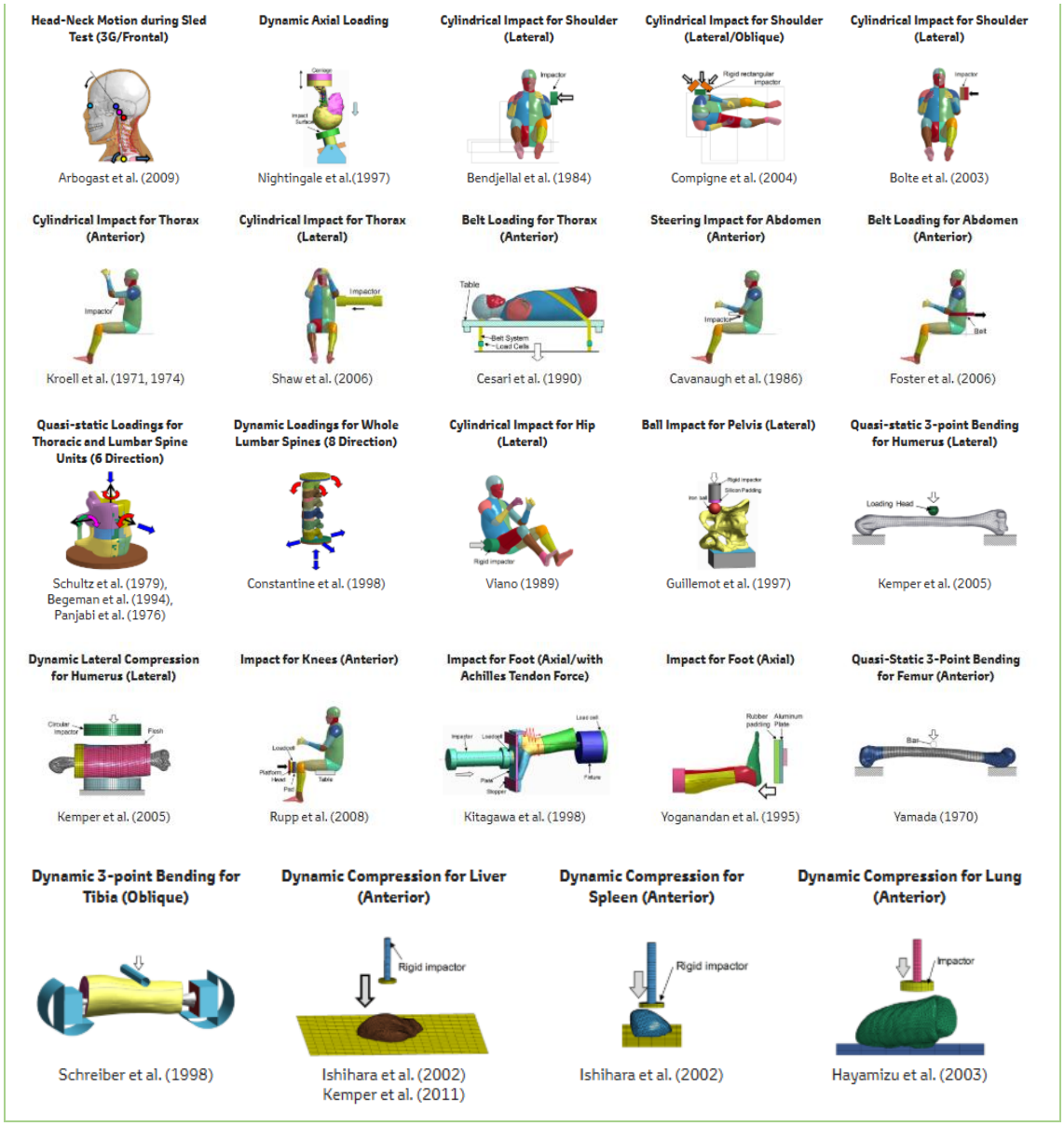
(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

3.1.5. Validaciones por componente.

Las validaciones separadas de los distintos subsistemas que integran un modelo THUMS son la base de su biofidelidad, y por tanto de la representatividad que tienen sus resultados de ensayo.

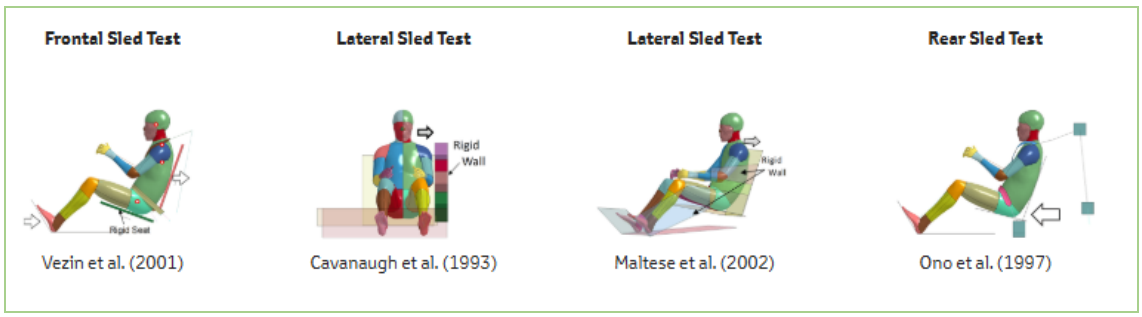
Cada órgano está validado por multitud de ensayos de investigadores y corregidos por pares, lo que da la solidez académica necesaria para poder suministrar modelos de ensayo fiables a la industria. A continuación, mostramos la panoplia completa de desarrollo publicada por THUMS:





(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

A nivel de cuerpo completo, se añaden los siguientes estudios específicos, incorporados en las versiones 6.1:



(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

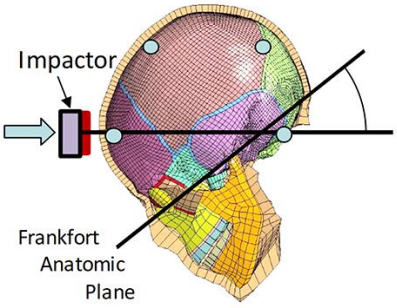
Tomemos a continuación varios ejemplos ilustrativos para entender mejor el contenido y la naturaleza de estos desarrollos de sub-sistema:

Ejemplo 1: Biomecánica de la fractura frontal del cráneo.

El objetivo principal del presente estudio fue investigar si un nivel de fallo energético se aplicaría a la mecánica de fractura de cráneo en cabezas humanas post mortem no embalsamadas, bajo condiciones de carga frontal dinámica. Se utilizó un sistema de doble péndulo para realizar pruebas de impacto frontal en especímenes de ocho sujetos humanos post mortem no embalsamados. Los especímenes se aislaron a la altura del cóndilo occipital y se obtuvieron imágenes de tomografía computarizada previas a la prueba. Los especímenes se fijaron rígidamente a un péndulo de aluminio en posición invertida, obteniendo un grado de libertad que permitía el movimiento en el plano de impacto. Un péndulo de acero aplicó el impacto y estaba equipado con un impactor cilíndrico de aluminio de superficie plana, que distribuía la carga a un sensor de fuerza. El desplazamiento relativo entre los dos péndulos se midió mediante un sensor láser y se utilizó como medida de la deformación del espécimen en el plano de impacto. Se crearon dos condiciones de velocidad de impacto: baja (3,60 ± 0,24 m/s) o alta (5,18 ± 0,04 m/s). Se utilizaron técnicas de tomografía computarizada y disección para detectar patologías. Si no se detectaba fractura, se realizaban pruebas repetidas en la misma muestra con mayor energía de impacto hasta que se produjera la fractura. Finalmente, todas las muestras se fracturaron. Se utilizaron variables de fuerza máxima, desplazamiento y energía para describir la biomecánica. Estos datos preliminares sugieren una correlación positiva entre la velocidad de impacto y la energía de fractura.

Specimen nº 17 mostrando múltiples fracturas después de un impacto a alta velocidad.

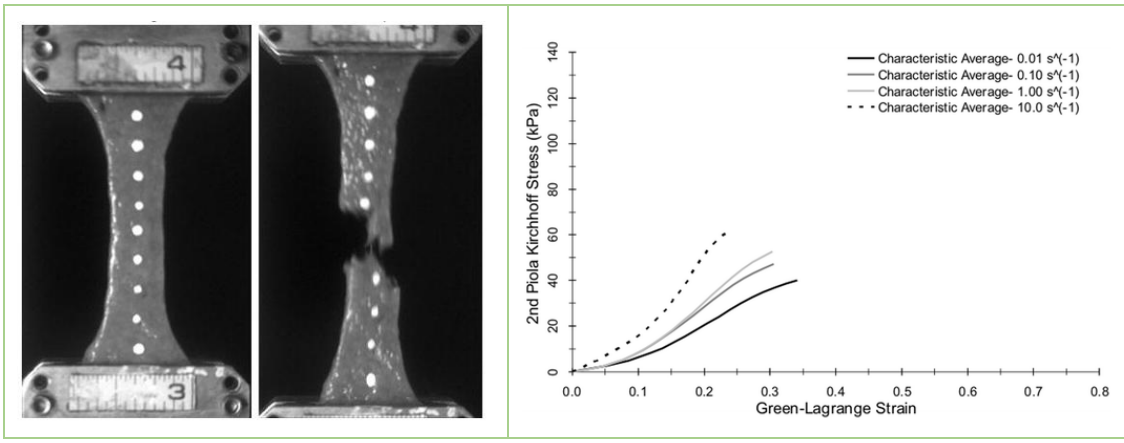
Vista del modelo FEM del ensayo, con detalle del mallado de los huesos craneales, maxilares, y revestimiento carnal de la cara:



Ejemplo 2: Daños en el abdomen.

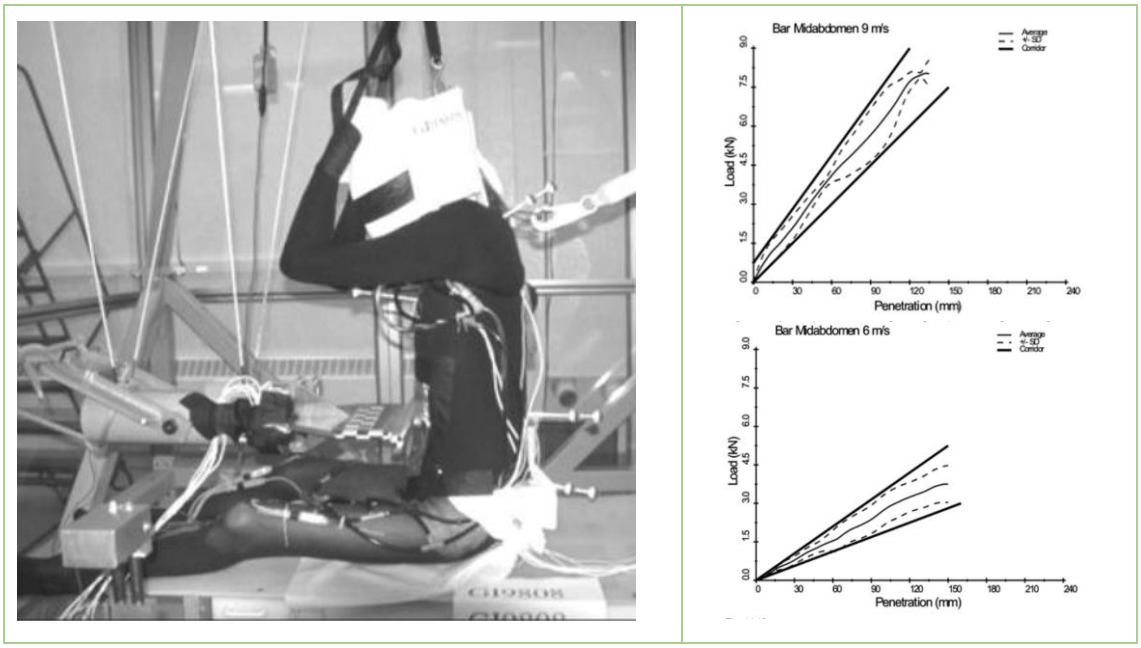
Existen multitud de ensayos biomecánicos y análisis de accidentes desde los años ’70 hasta nuestros días, principalmente basados en bases de datos de accidentes en EEUU. Entre otros podemos citar a Klinich et al. (2010), quienes utilizaron las bases de datos NASS-CDS (1998–2008) y Crash Injury Research and Engineering Network (CIREN) para evaluar las lesiones abdominales en choques frontales, del lado opuesto y del lado cercano para una población de ocupantes en la que el 85 % llevaba puesto el cinturón de seguridad y el 68 % viajaba en vehículos equipados con airbag. El análisis hizo hincapié en la caracterización de las lesiones para los ocupantes que utilizan las tecnologías de seguridad actuales.

Para todos los modos de choque, los ocupantes con cinturón de seguridad tuvieron una reducción significativa en el riesgo de lesiones de órganos abdominales AIS 2+ y AIS 3+ (valores de daño clasificados por los Institutos de Seguridad) en comparación con los ocupantes sin cinturón de seguridad. No se encontró diferencia en la incidencia de lesiones en choques frontales con y sin despliegue del airbag. Los pasajeros delanteros derechos en impactos del lado cercano tuvieron el mayor riesgo de sufrir lesiones de órganos abdominales AIS 2+. El porcentaje de ocupantes que sufrieron lesiones de órganos abdominales AIS 2+, así como el porcentaje de ocupantes con fractura de costilla, aumentó con el aumento de la gravedad del choque para todos los modos de choque. Controlando la gravedad del choque, los autores encontraron que la probabilidad de sufrir lesiones AIS 2+ y AIS 3+ en los órganos abdominales sólidos (hígado, bazo, riñones) aumentó considerablemente con la presencia de fracturas de costillas AIS 2+. No se encontró asociación entre la incidencia de lesiones en los órganos abdominales y la edad del ocupante.



Ejemplo de ensayo a tracción de tejido del hígado, curvas de caracterización

En la imagen siguiente podemos ver el aparato de impacto de barra rígida de espalda libre y la configuración utilizada por Hardy et al. (2001) para investigar la respuesta del abdomen de PMHS [80] (reimpreso con permiso de la Asociación Stapp), en estudio post-mortem:

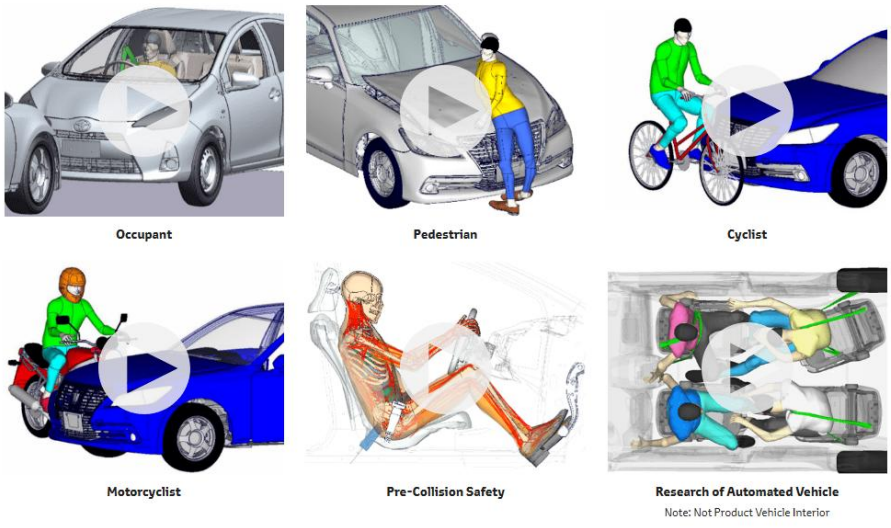


Impacto en zona abdominal sobre espécimen post-mortem. Resultados de ensayo

3.1.6. Aplicaciones de los modelos THUMS en el desarrollo de los sistemas de seguridad del automóvil.

El rango de aplicación real de los modelos THUMS se extiende mucho más allá de la normativa de impacto frontal, lateral, o de peatones, que se aplican hoy en día en la reglamentación NCAP para la certificación de nuevos vehículos.

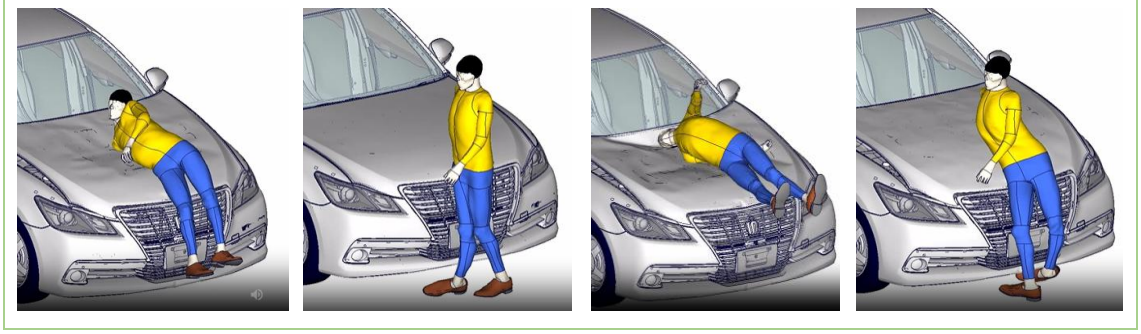
Estos son los escenarios de accidente actuales sobre los que podemos encontrar y utilizar modelos THUMS adaptados, con alta biofidelidad:



(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

Ejemplo 1: Impacto de peatón.

Los modelos THUMS son mucho más biofieles que sus antecesores ATD's (Crash Test Dummies), como puede apreciarse visualmente (y por supuesto a través de los numerosos canales de información de daño que proporciona el modelo) en la siguiente secuencia de ensayo:

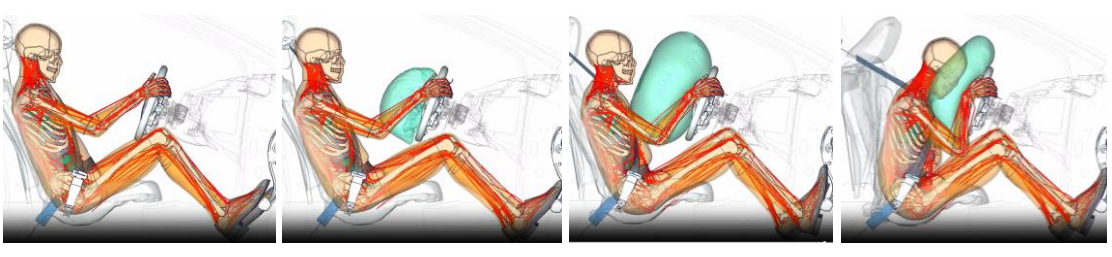


(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

Claramente se observa una mucho mayor biofidelidad de la mecánica de impacto en los diferentes segmentos corporales. Desde el primer impacto en rodillas, tibia y fémur de la primera imagen, pasando a impacto directo de cadera sobre el borde frontal superior del vehículo (zona especialmente rígida en la construcción de la mayoría de vehículos, por diversas razones), impacto en torso y costillas con alteración de la curvatura de la columna debido a la gran inercia que genera la cinemática del choque en la tercera imagen, y acabando con los temidos impactos de cabeza (acompañados de hiperflexión de cervicales) contra el marco inferior del parabrisas/inicio del capó delantero, dependiendo del tamaño relativo del vehículo y el peatón.

Ejemplo 2: Ensayo frontal.

Igualmente, podemos observar el trabajo de los submodelos de huesos, músculos, cerebro, abdomen, pulmones, corazón, tendones etc. en la siguiente secuencia de ensayo frontal, con activación de pretensores y disparo de airbag:



(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

En la posición inicial previa al impacto se observa una posición relajada del ocupante, con tensión normal del tramo ventral del cinturón de seguridad contra los órganos internos. Apoyo normal del pie derecho en pedal de freno como marca la

normativa de impacto frontal. Inicio de tensión principalmente en músculos de cuello y brazos ante la inminencia del impacto.

En la segunda imagen se observa el Pretensor ventral de cinturón activado, iniciando la carga correspondiente sobre abdomen y pelvis para evitar el efecto submarining con el asiento. Precarga de los huesos de la pelvis sobre el asiento. Despliegue inicial del saco airbag. Precarga del cinturón sobre esternón y costillas en la deceleración de los primeros 15-35 milisegundos del impacto.

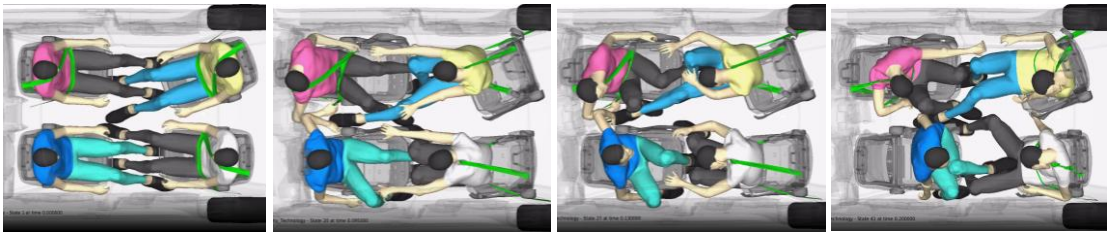
En la tercera, el saco airbag totalmente desplegado y en posición, con inicio de contacto contra el pecho del ocupante. Aumento de las cargas de reacción en pelvis, tibia, fémur, esternón, costillas, y abdomen, por aumento del pulso de deceleración, contra el cinturón de seguridad, airbag, asiento, y panel de instrumentos principalmente. Contacto de rodillas en la plancha de a bordo.

Y por último, se puede observar la máxima penetración de cabeza en el saco airbag, quedándose a escasos centímetros del arco superior del volante, acompañada de gran tensión de los músculos del cuello, hipertensión cervical, y desplazamiento lesivo del cerebro dentro del espacio craneal. Máxima presión en huesos de cadera, pecho y piernas por reacción contra cinturón, asiento, plancha, y el propio airbag.

La mayor biofidelidad de los modelos THUMS permite un conocimiento mucho más preciso del grado de daño a nivel local de cada órgano del cuerpo, permitiendo actuaciones de diseño en todos los componentes del sistema de retención que permitan disminuir esos niveles de daño.

Ejemplo 3: Vehículo autónomo.

Como vemos a continuación, THUMS permite igualmente el análisis detallado de respuesta y daño sufrido por los ocupantes en distintas disposiciones interiores que permiten los nuevos vehículos, en muchos escenarios de conducción incluyendo la conducción autónoma:



(Fuente: www.toyota.co.jp/thums)

En la secuencia se puede observar una configuración de cuatro ocupantes sentados en distintas posiciones respecto de la dirección de marcha. Los dos de la derecha están en el sentido de la marcha, con distintos ángulos de asiento, mientras que los dos de la izquierda están de espaldas al avance, uno de ellos sin cinturón.

En los primeros instantes de un choque frontal, los pasajeros de la izquierda son soportados por los respaldos y apoyacabezas de sus respectivos asientos. Los pasajeros de la derecha son retenidos por sus cinturones de seguridad con distinto grado de eficacia, ya que el pasajero superior derecho ya está muy desplazado respecto a la posición de óptimo funcionamiento del cinturón, que comienza a afectar negativamente su cuello y costillas, fuera del centro del esternón.

Justo después del momento álgido del impacto, se inicia la fase de rebote. Los pasajeros de la derecha habrán sufrido ya, probablemente, sus daños más severos, obviamente peor el pasajero con el asiento girado al que el cinturón no ha podido retener adecuadamente.

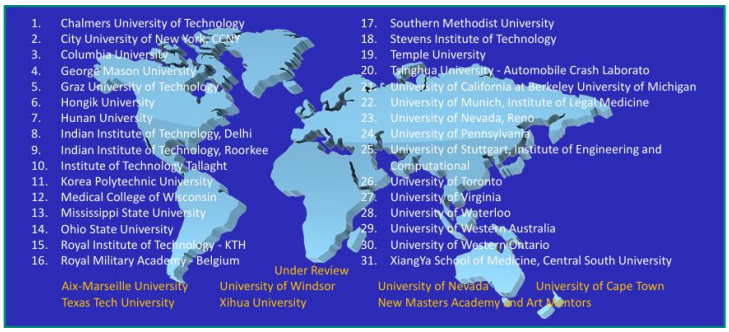
En el momento final del rebote, el pasajero de arriba a la izquierda se desplaza fuera de la posición óptima de la retención, si bien con una deceleración ya mucho menor. El pasajero sin cinturón no es retenido, e inicia un peligroso lanzamiento hacia su compañero con posibles impactos severos en cabeza y cuello.

3.2. GHBMC.

El Consorcio Global de Modelos del Cuerpo Humano (GHBMC) se creó en abril de 2006 con el objetivo de consolidar las actividades mundiales de investigación y desarrollo en modelado del cuerpo humano en un único esfuerzo global para impulsar la tecnología de seguridad en caso de colisión. La misión del GHBMC es desarrollar y mantener modelos de elementos finitos del cuerpo humano de alta fidelidad para simulaciones de colisiones automovilísticas.

GHBMC
Global Human Body Models Consortium

Actualmente, el GHBMC está integrado por: General Motors Holdings LLC, Honda R&D Co., Hyundai Motor Co., Nissan Motor Corp. Ltd., Renault S.A. y Stellantis N.V. La NHTSA (Administración Nacional de Seguridad del Tráfico en Carreteras) es el patrocinador, y Autoliv Inc., Ford Motor Co. y Faurecia SE participan contribuyendo al desarrollo técnico.



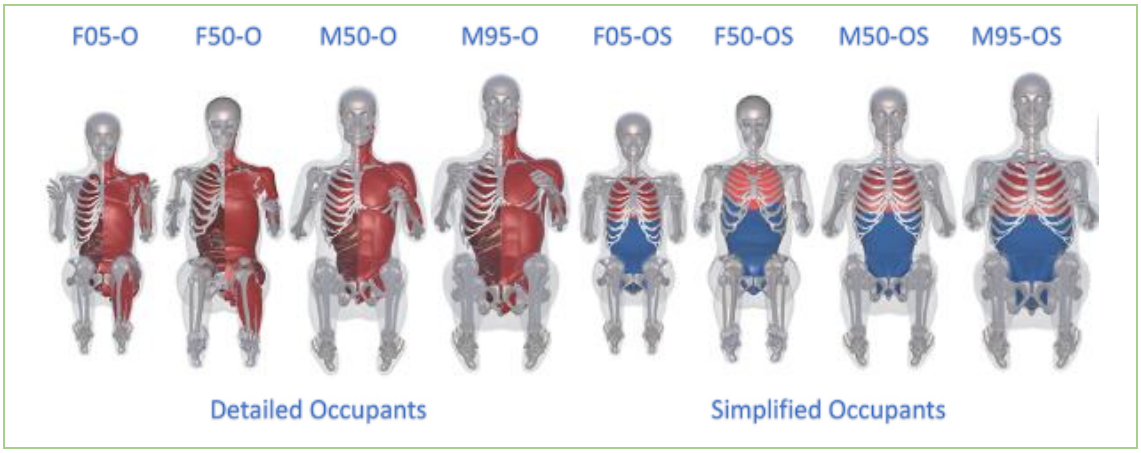
(Fuente: www.ghbmc.com)

El GHBMC ha desarrollado una familia de modelos humanos virtuales que incluye ocupantes sentados, tanto hombres como mujeres, de diferentes tamaños, y peatones, incluyendo un niño de seis años. Los modelos y el software CAD desarrollados por el GHBMC están disponibles para su licenciamiento, y se ofrece una licencia académica gratuita para instituciones académicas cualificadas.

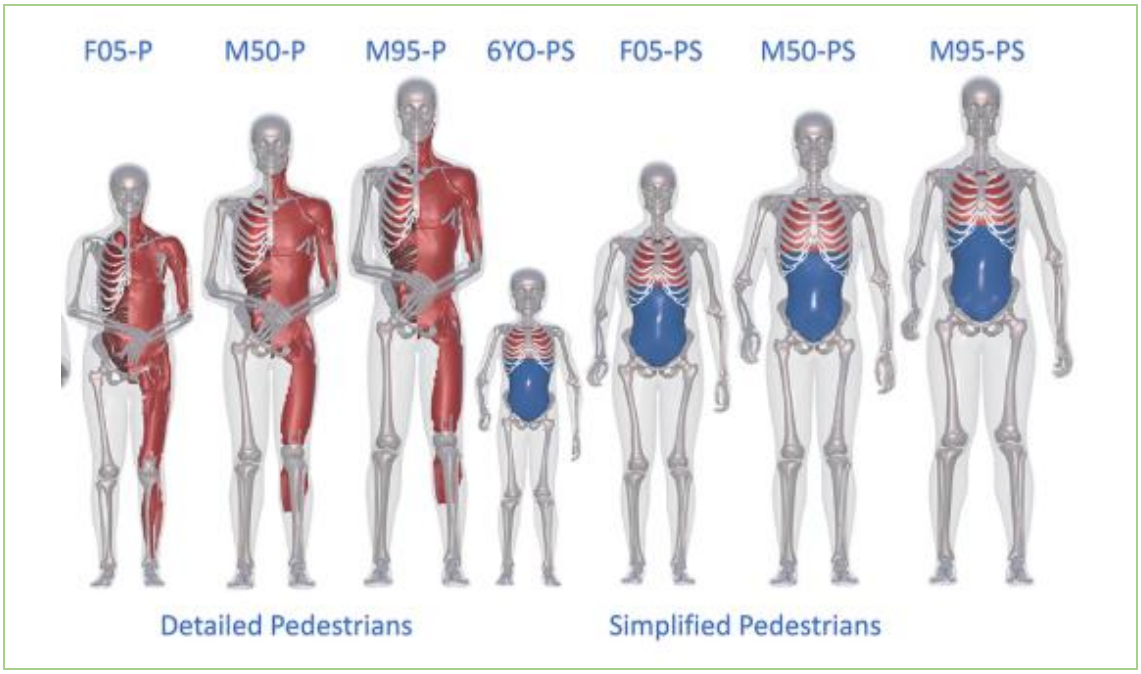
(Fuente: www.ghbmc.com)

3.2.1. Estado del proyecto.

Desarrollados en base a una extensísima lista de estudios biomecánicos de diversas entidades colaboradoras del proyecto, que colaboran para la definición de la caracterización de los diferentes órganos corporales (al modo del THUMS) ante impacto externo, su integración en un modelo completo biofiel de cuerpo entero, y su validación final, permite ofrecer un producto consolidado al mundo académico e investigador, así como al resto de actores del sector del automóvil. Actualmente, en Fase-II, están disponibles los siguientes modelos:



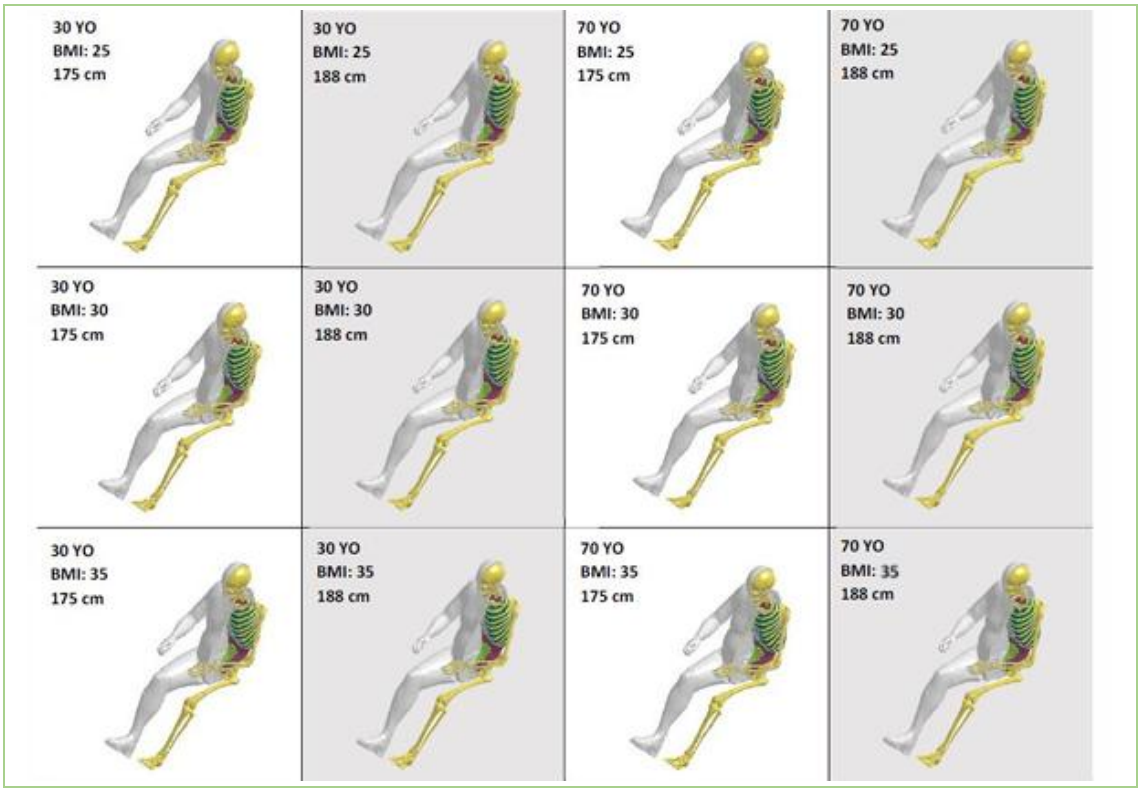
(Fuente: www.ghbmc.com)



(Fuente: www.ghbmc.com)

Además, GHBMC ha desarrollado los modelos no habituales siguientes:

- Hombre de 65 años, percentil 50, con detalles. (65YO-O v1.4)
- Conjunto de modelos obesos especiales (12 modelos v4.4), según la siguiente tabla:



(Fuente: www.ghbmc.com)

Según sus propias declaraciones publicadas, estas serían las tareas en curso, por región corporal, durante la Fase-III:

• Integrar las actualizaciones de la columna lumbar y los órganos huecos. Integrar estrategias regionales de relleno de huecos.

• Incorporar propiedades transversalmente isotrópicas en la sustancia blanca del cerebro. Nueva validación.

• Integrar la fractura esternal. Integrar la mecánica mejorada de la articulación del hombro.

• Integrar la médula espinal. Geometría relacionada con el cuello para modelos envejecidos.

• Integrar las actualizaciones de la aorta basadas en el trabajo sobre contusión pulmonar.

• Integrar las extremidades inferiores y el cartílago articular actualizados.

• Integrar propiedades mecánicas mejoradas de los tejidos blandos.

• Integrar los cambios relacionados con la geometría de los órganos envejecidos.

• Cambios relacionados con la cabeza y el cerebro para modelos envejecidos.

• Actualizar el modelo de material del ligamento de la rodilla F05.

Imágenes de distintos elementos corporales virtuales (tendones, huesos, órganos, …) desarrollados por el consorcio GHBMC (Fuente: www.ghbmc.com)

A lo que hay que añadir el desarrollo de nuevos modelos corporales:

- Selección del método de modelado muscular y recopilación de datos de voluntarios.
- Modelos de ocupantes activos simplificados (F05-OS+M, M50-OS+M, M95-OS+M).
- Modelos de ocupantes activos detallados (F05-O+M, M50-O+M, M95-O+M).
- Modelo de peatón activo simplificado (pendiente de estudio).

- Modelos de ocupantes de edad avanzada detallados (F05-O+3 edades, M50-O+3 edades, M95-O+3 edades).
- Modelos de peatones de edad avanzada detallados (F05-P+3 edades, M95-P+3 edades).
- Modelos humanos similares a los de maniquíes de entrenamiento (M50/ATD-O, F05/ATD-O).
- Modelo de peatón de edad avanzada simplificado (pendiente de estudio).

3.3. SAFER.

El Centro SAFER de Seguridad Vial y de Tráfico en la Universidad Chalmers es una plataforma colaborativa, con fuerte presencia e influencia del Tier1 de Seguridad pasiva AUTOLIV, conjuntamente con VOLVO, para la investigación y el intercambio de conocimientos, donde los socios, la academia y la industria adquieren y comparten conocimientos para contribuir significativamente a un entorno de transporte por carretera más seguro para todos.

SAFER
VEHICLE AND TRAFFIC SAFETY CENTRE AT CHALMERS

El entorno SAFER impulsa ideas de investigación a través de sus diversas actividades de creación de redes, que suelen derivar en proyectos de investigación financiados a nivel nacional, bilateral o europeo, que aportan conocimiento a la comunidad. SAFER es el centro de referencia en Suecia para estar al día sobre diversos aspectos de la seguridad en el transporte por carretera, incluida la investigación, y constituye un excelente espacio para establecer contactos, con la participación de reconocidos expertos e investigadores en seguridad vial.

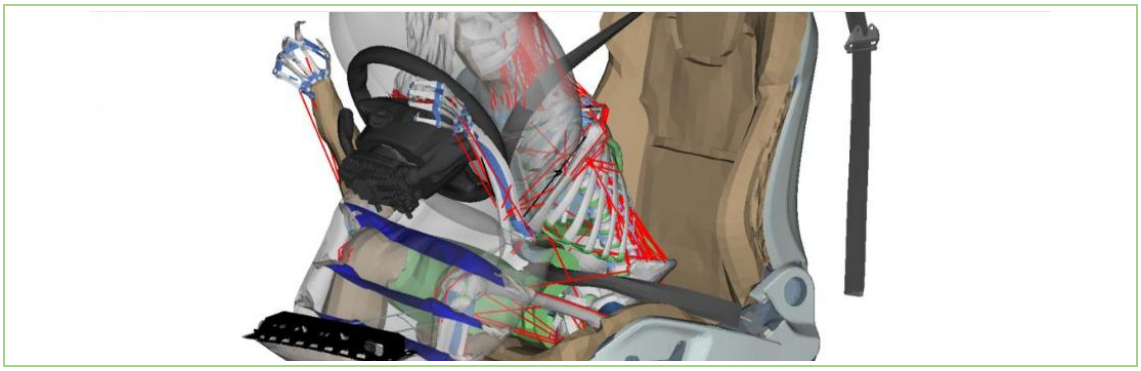
En este contexto, SAFER no se centra solamente en el desarrollo y validación de Human Body Models (HBM) como los proyectos precedentes, sino que se encuadra en un marco de colaboración y actuación más amplio.

Mapa de socios del consorcio SAFER, en Suecia (Fuente: www.saferresearch.com)

La investigación se lleva a cabo en tres áreas de impacto: cuerpo y mente humanos, principios de seguridad y evaluación del desempeño en seguridad:

- Acceso, a través de proyectos, a los recursos de investigación interconectados de SAFER: el campo de pruebas AstaZero, el laboratorio de investigación Revere para seguridad activa y conducción autónoma, la plataforma de datos de conducción naturalista SAFER y su catálogo, el modelo del cuerpo humano (HBM) SAFER, simuladores de conducción, la pista de pruebas Stora Holm y el espacio de investigación abierto SAFER.
- Más de 400 proyectos de seguridad vial y vehicular completados y más de 1000 publicaciones desde el inicio de SAFER en 2006.
- Alrededor de 600 investigadores activos.
- Un espacio para la co-creación y la transferencia de conocimiento con una superficie de trabajo de 300 m² que incluye puestos de trabajo, pequeñas salas de reuniones, instalaciones para conferencias y áreas de proyectos.
- Ubicado en el Parque Científico Lindholmen en Gotemburgo, el centro neurálgico de la movilidad del futuro en Suecia y un parque científico de renombre internacional para las nuevas tecnologías y la comunicación, con 350 empresas e instituciones académicas.
- Alojado por la Universidad Tecnológica de Chalmers.

Dentro del modelado del cuerpo humano (HBM), SAFER proporciona una plataforma de competencias para sus socios, así como un punto de contacto natural para la cooperación externa. El HBM de SAFER es un sustituto humano virtual que puede utilizarse para predecir el resultado de las lesiones en cualquier situación de impacto y dirección de carga, pudiendo transformarse para replicar una gran proporción de la población, de pie o sentada, con cinemática similar a la humana en eventos de colisión, así como en maniobras previas a la colisión. La investigación del HBM de SAFER combina varios proyectos, todos ellos desarrollando el modelo existente hacia el objetivo general de rendimiento.



Impacto frontal de conductor simulado por SAFER (Fuente: www.saferresearch.com)

3.3.1. Estado de avance del proyecto.

Su estado actual de avance se centra en importantes aportaciones científicas hacia la mejora de los HBM en general, contribuyendo con relevantes investigaciones de los socios y entidades científicas que colaboran en el programa, los cuales aportan sub-modelos FEM de órganos y segmentos corporales más biofieles, y de mayor diversidad.

Podemos destacar algunos de los ejemplos más relevantes:

Ejemplo 1: Modelado de la musculatura del cuello en colisiones por alcance.

El objetivo principal de esta investigación es incorporar los efectos activos y pasivos de la musculatura del cuello en un modelo de cuerpo humano (MCH) femenino de elementos finitos (MEF). La aplicación de interés son los trastornos asociados al latigazo cervical (TAC), que pueden producirse en un impacto por alcance a baja velocidad.

Autor: I Putu Alit Putra

Paper: https://research.chalmers.se/publication/532975

Ejemplo 2: Variabilidad cinemática del pasajero en diferentes maniobras vehiculares: corredores de respuesta biomecánica basados en análisis de componentes principales.

Este estudio explora la influencia de las características del ocupante y el tipo de cinturón de seguridad en la cinemática del ocupante durante maniobras evasivas y proporciona modelos para la construcción de corredores de respuesta. Los datos provienen de maniobras evasivas realizadas por voluntarios masculinos y femeninos.

Autores: Emma Larsson, Ghazaleh Ghaffari, Johan Iraeus, Johan Davidsson

Paper: https://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc22/pdf-files/22100.pdf

Ejemplo 3: Influencia de la variabilidad de la forma de la caja torácica individual en el riesgo de fractura de costillas.

Los modelos del cuerpo humano (HBM) ofrecen la posibilidad de predecir el riesgo de lesiones en poblaciones amplias. Sin embargo, la adaptación de la geometría base de los HBM a diferentes formas corporales se suele realizar mediante modelos estadísticos basados en la edad, el sexo, la altura y el peso, que generalmente corresponden a menos de la mitad de la variabilidad poblacional.

Autores: Karl-Johan Larsson, Johan Iraeus, Bengt Pipkorn, Sven Holcombe.

Paper: https://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc22/pdf-files/2294.pdf

Otros Ejemplos:

Un total de 92 publicaciones como estas, bajo el epígrafe HBM, han sido publicadas hasta la fecha y pueden ser consultadas y descargadas en este link:

Papers:https://www.saferresearch.com/publications?keys=human%20body%20models&field_research_area_target_id=All&field_publication_type_target_id=All&field_publication_year_value=All

3.3.2. SAFER HBM en AUTOLIV.

Como parte del consorcio SAFER, y siendo AUTOLIV uno de los principales Tier1 en protección de ocupantes del mundo (conjuntamente con ZF Lifetec y TAKATA), los nuevos HBM desarrollados por el consorcio se encuentran disponibles en la Suite de servicios de AUTOLIV.

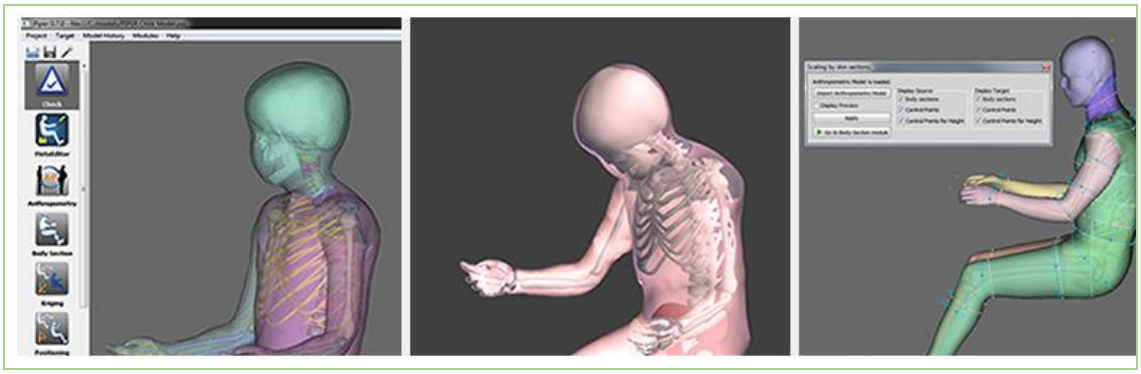
En sus propias palabras:

"SAFER HBM es un modelo del cuerpo humano reconocido mundialmente, desarrollado para mejorar la seguridad vial en el mundo real. Originalmente creado gracias a la colaboración entre la Universidad Tecnológica de Chalmers, Autoliv y Volvo Cars, SAFER HBM continúa evolucionando mediante una investigación rigurosa e innovación. Todos los datos de validación estarán disponibles públicamente para garantizar la transparencia y la confianza. SAFER HBM se ofrece como un componente integrado de la suite de seguridad HBM de Autoliv e incluye licencia completa y soporte técnico especializado de Autoliv. Nuestro socio de confianza, el Centro de Investigación Fraunhofer-Chalmers, se encarga de su desarrollo continuo, garantizando una mejora constante y un rendimiento de vanguardia"

3.4. PIPER.

En seguridad pasiva, los modelos avanzados del cuerpo humano para la predicción de lesiones, basados en el método de elementos finitos (MEF), tienen el potencial de representar la variabilidad poblacional y proporcionar predicciones de lesiones más precisas que las alternativas que utilizan criterios de lesión globales. Dentro de estos modelos destaca la propuesta Piper, enfocada a la protección infantil.

Sin embargo, estos modelos avanzados del cuerpo humano están infrautilizados en la I+D industrial. Esto se debe, entre otras razones, a las dificultades para posicionar los modelos —que normalmente solo están disponibles en una postura— en entornos vehiculares reales y a la falta de familias de modelos que representen la variabilidad poblacional.



Imágenes de desarrollo del modelo PIPER. (Fuente: www.piper-eu.piper-project.org)

El objetivo principal del proyecto PIPER es desarrollar nuevas herramientas para posicionar y personalizar estos modelos avanzados del cuerpo humano. Al facilitar la generación de modelos del cuerpo humano específicos para cada población y sujeto, y su uso en entornos de producción, estas herramientas permitirán nuevas aplicaciones en la I+D industrial para el diseño de sistemas de retención, así como nuevas aplicaciones de investigación.

Este proyecto está financiado por la Comisión Europea en el marco del Séptimo Programa Marco (FP7). Está coordinado por la Universidad de Lyon y reúne a diez socios de cinco países durante tres años y medio a partir del 1 de noviembre de 2013. El presupuesto total del proyecto asciende a 3,8 millones de euros, de los cuales 2,9 millones provienen de una financiación de la CE.

Imágenes de desarrollo del modelo PIPER. (Fuente: www.piper-eu.piper-project.org)

Ligado a esta iniciativa, aparece Piper-project.org como un proyecto de código abierto que sigue la línea de piper-project.eu. Los entregables de código abierto comenzaron a publicarse en el taller final el 25 de abril de 2017 en París, y están accesibles en su página web:

http://www.piper-project.org/framework

El software PIPER se puede utilizar para ayudar a escalar y posicionar modelos del cuerpo humano para impacto. Se ha probado con varios modelos durante la fase de desarrollo (incluidos algunos de las familias GHBMC y THUMS, y por supuesto el modelo infantil PIPER). El modelo infantil PIPER es un modelo de ocupante, escalable a través de un módulo específico dentro de la aplicación PIPER y su respuesta se verificó exhaustivamente con muchos conjuntos de datos experimentales de la literatura.

3.4.1. Modelo escalable del cuerpo humano PIPER (niños).

Los modelos de elementos finitos del cuerpo humano infantil tienen el potencial de proporcionar información valiosa sobre la respuesta pediátrica a los impactos. Sin embargo, los modelos infantiles son mucho menos comunes y menos avanzados que los de adultos. Dentro del proyecto PIPER, se desarrolló un nuevo modelo infantil (modelo PIPER Infantil) con el objetivo de ser escalable de forma continua entre los 1,5 y los 6 años de edad, utilizando el código de elementos finitos Ls-Dyna3D.

El modelo es escalable de forma continua mediante datos derivados de Gebod para antropometría e interpolación Kriging. Las propiedades del material también pueden escalarse (experimental). El escalado se realiza fácilmente con el marco de trabajo PIPER. La respuesta del modelo se comparó con la mayoría de las fuentes existentes sobre la respuesta biomecánica infantil a los impactos.

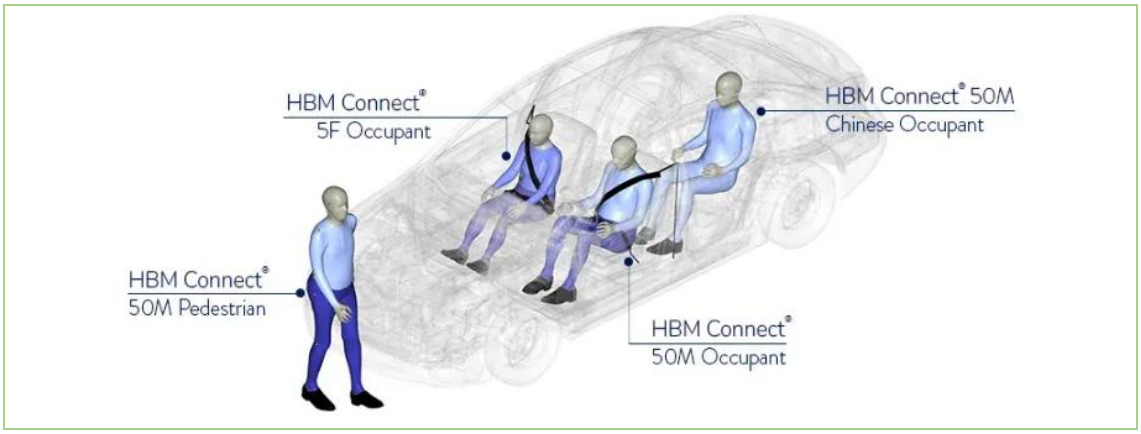
Modelo PIPER de población infantil, escalable (Fuente: www.piper-eu.piper-project.org)

Tanto el modelo como la verificación de la respuesta se publican bajo licencias de código abierto (Modelo: GPLv3 + cláusulas de responsabilidad y ciencia abierta; configuraciones de respuesta: Creative Commons CC-BY-4.0). Y entre las contribuciones adicionales de terceros se incluyen la conversión a un modelo de peatón en Ls-Dyna (PDB), su traducción a Pamcrash (versión de peatón, PDB) y su traducción a Radioss (modelo de ocupante, Altair).

3.5. HBM Connect.

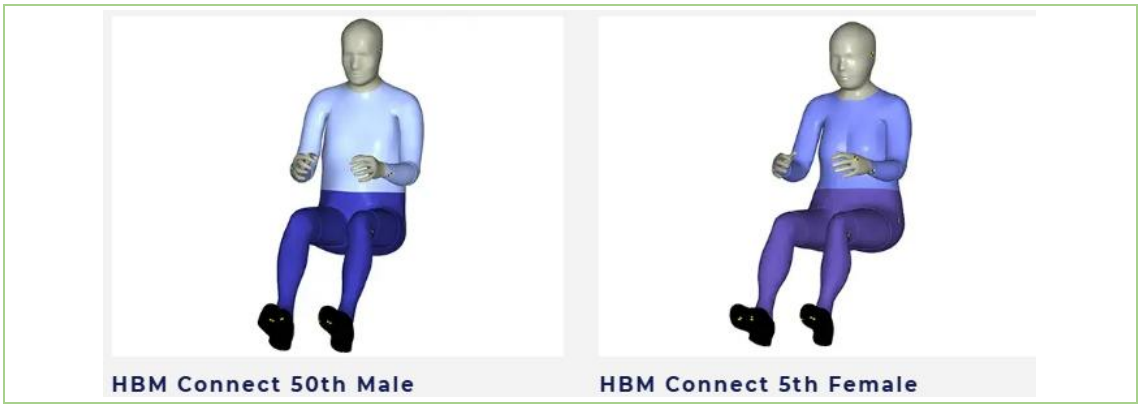
Humanetics, los desarrolladores y propietarios de los actuales DPA (ATD en inglés, los conocidos popularmente como Dummies), han entrado también en la necesaria obligación de desarrollar modelos humanos virtuales que representen una mayor variedad de la población humana, con mucha mayor biofidelidad para poder avanzar lesiones de mayor rango y trascendencia sanitaria, y poder seguir posicionándose comercialmente con productos comparables a sus nuevos competidores, como hemos visto en los capítulos anteriores.

HBM Connect®, la próxima evolución en el modelado del cuerpo humano, ofrece una estabilidad, facilidad de uso y respuesta biomédica sin precedentes, esenciales para perfeccionar y optimizar los sistemas de seguridad. Diseñados a partir de datos cruciales y una amplia experiencia en el desarrollo de maniquíes de prueba de aptitud (ATD) físicos y virtuales, junto con datos exhaustivos sobre lesiones, estos modelos proporcionan a los ingenieros de desarrollo de productos un análisis eficiente y consistente en las evaluaciones de seguridad. Desde el perfeccionamiento de los diseños de seguridad de vehículos hasta la optimización de la ergonomía, HBM Connect® se erige como la herramienta más fiable y eficiente del sector, impulsando la innovación, garantizando la seguridad y facilitando el cumplimiento normativo.



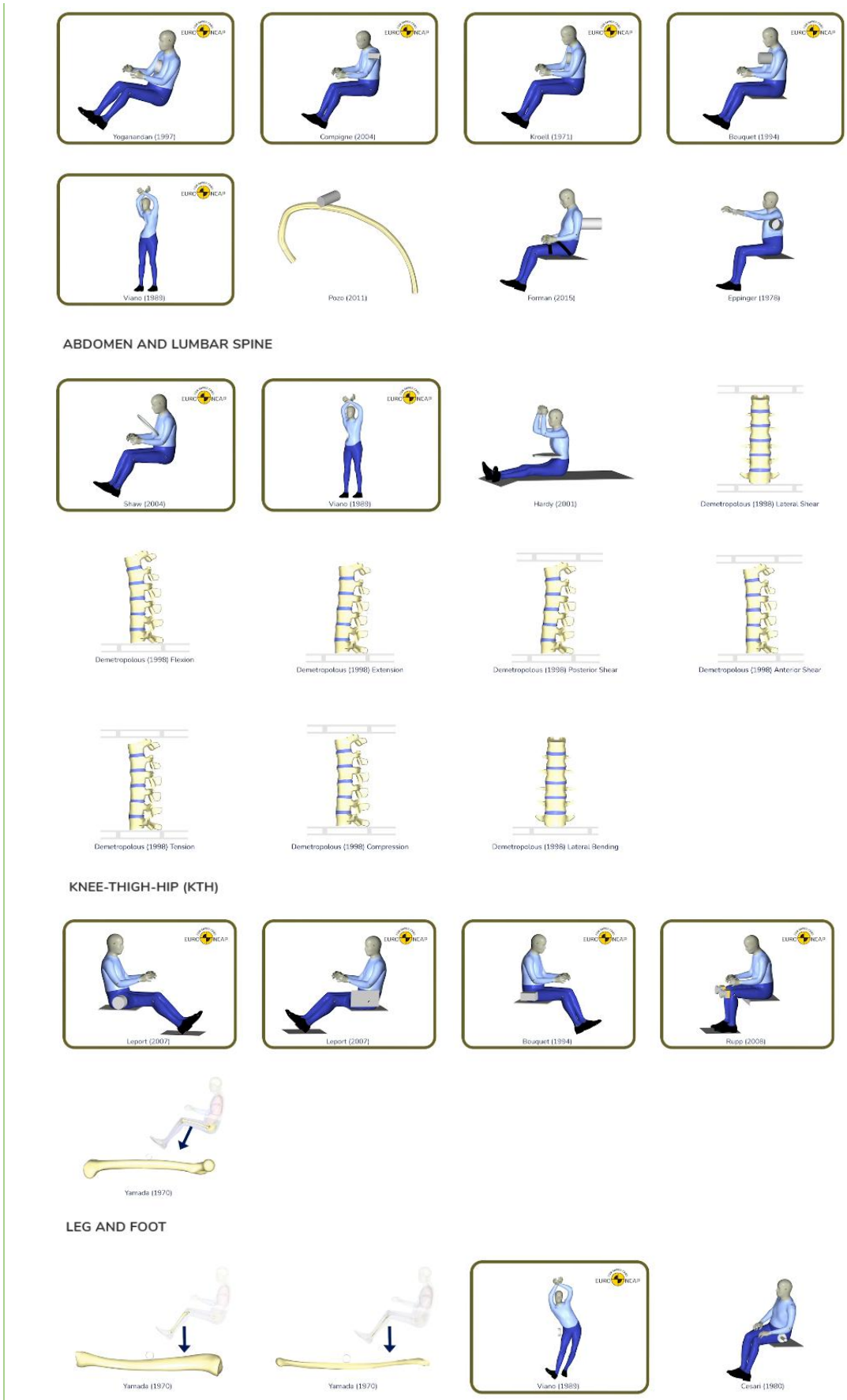
Visión global de los modelos de HBM Connect, y sus aplicaciones en vehículo. Nótese el desarrollo específico de un adulto medio 50M de morfología china. www.humaneticsgroup.com/products/virtual-models/hbm-connect)

De igual modo que los consorcios anteriores, HUMANETICS se ha servido de multitud de ensayos científicos particularizados en segmentos humanos, corroborados como siempre con ensayos de voluntarios o post-mortem, para lanzar al mercado dos modelos HBM propios:



(Fuente: www.humaneticsgroup.com/products/virtual-models/hbm-connect)

El modelo Male 50th corresponde al modelo más desarrollado, permitiendo evaluaciones Euro NCAP más precisas y más ajustadas a un rango poblacional masculino más amplio, ya que es el que más características locales añade, estando el modelo femenino en un paso considerablemente más retrasado de desarrollo.



Ensayos HBM Connect 50th Male (Fuente: www.humaneticsgroup.com/products/virtual-models/hbm-connect)

Configuraciones de ensayo modelo complete de HBM Connect 50th Male
(Fuente: www.humaneticsgroup.com/products/virtual-models/hbm-connect)

3.6. HBM población China.

Las diferencias antropométricas entre la población europea/americana y la china son notables y tienen una influencia significativa en la cinemática peatonal y la respuesta a las lesiones en accidentes de tráfico. El presente grupo de estudios tiene como objetivo desarrollar y validar un modelo de cuerpo humano de elementos finitos (MEF) que represente la antropometría del hombre adulto chino del percentil 50 para el análisis de la seguridad peatonal y el desarrollo de dispositivos de prueba antropomórficos (DPA) chinos. En primer lugar, se desarrolló un modelo de cuerpo humano peatonal, denominado C-HBM (Modelo de Cuerpo Humano Chino), basado en datos de imágenes médicas de un voluntario seleccionado según las características antropométricas y anatómicas del hombre adulto chino del percentil 50. Posteriormente, se validó la biofidelidad del modelo C-HBM comparándolo con datos de pruebas de impacto en cadáveres publicados en la literatura, tanto a nivel segmentario como de cuerpo completo. Finalmente, el modelo C-HBM validado se empleó para predecir las lesiones de peatones chinos en accidentes de tráfico reales. Los resultados indican que el modelo de peatón C-HBM tiene una buena capacidad para predecir la respuesta mecánica del cuerpo humano en pruebas con cadáveres y lesiones en las piernas y el tórax en accidentes de tráfico en población china.

El análisis cinemático muestra que el modelo de peatón C-HBM presenta menor deslizamiento sobre la superficie del capó, menor desplazamiento horizontal y mayor desplazamiento pélvico vertical que los cadáveres y el modelo de peatón con antropometría occidental, debido a las diferencias antropométricas en las extremidades inferiores. El modelo de peatón C-HBM desarrollado actualmente proporciona una herramienta básica para el diseño y la evaluación de la seguridad vehicular en el mercado chino, así como para el desarrollo de maniquíes de prueba de accidentes (ATD) chinos.

3.6.1. Desarrollo del modelo chino del cuerpo humano masculino del percentil 50.

El equipo de investigación, liderado por el profesor Lan en la Universidad Tecnológica del Sur de China, ha dedicado más de una década al proyecto del Modelo del Cuerpo Humano Chino (CHUBM), desarrollando el modelo de elementos finitos (MEF) del cuerpo humano chino y analizando la biomecánica de las lesiones en accidentes de tráfico bajo las características de los accidentes chinos, que describen el tipo de accidente más común, el tipo de vehículo, las características humanas y el entorno vial.

El CHUBM ha aumentado en complejidad y biofidelidad con cada mejora sucesiva (tres versiones del modelo en total). Este estudio describe el desarrollo y la validación del último MEF detallado del hombre chino del percentil 50 (M50) para su uso en la investigación de la biomecánica de las lesiones en accidentes de tráfico como parte del proyecto CHUBM. Se han realizado cerca de 15 simulaciones con el modelo; aquí se presentará un pequeño subconjunto de ellas.

Mas recientemente modelos como AC-HUMs desarrollado por China Automotive Engeneering Research Institute (CAERI) y el modelo TUST-IBMs desarrollado por la Universidad de Tianjin están dando un paso más allá en el modelo de la población china. En particular el modelo AC-HUMs aparece en el roadmap para Virtual Testing de C-IASI para análisis frontal y evaluaciones far-side.

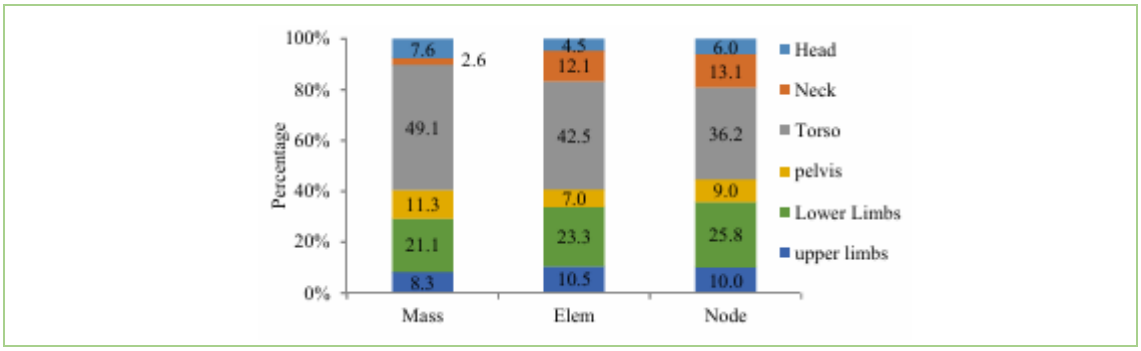
3.6.2. CHUBM. Desarrollo del modelo de elementos finitos (MEF).

El modelo de cuerpo completo (MCC) se construyó a partir de datos de tomografía computarizada (TC) de alta resolución de un sujeto humano chino 50M. Se empleó un enfoque de modelado regional en el que los modelos de cabeza, cuello, tórax, abdomen, pelvis y extremidad inferior se desarrollaron de forma independiente y se integraron en un único MCC con el mismo sistema de coordenadas global.

Las nubes de puntos con características anatómicas se extrajeron mediante la herramienta de convención de imágenes 3D MIMICS™, y posteriormente se suavizaron y refinaron en Geomagic Studio™. Las superficies se crearon introduciendo los datos poligonales en el generador de mallas ANSYS™. Las características geométricas con desconexiones no naturales en las superficies generadas (como curvas o proyecciones) se corrigieron tomando como referencia dibujos anatómicos y similares.

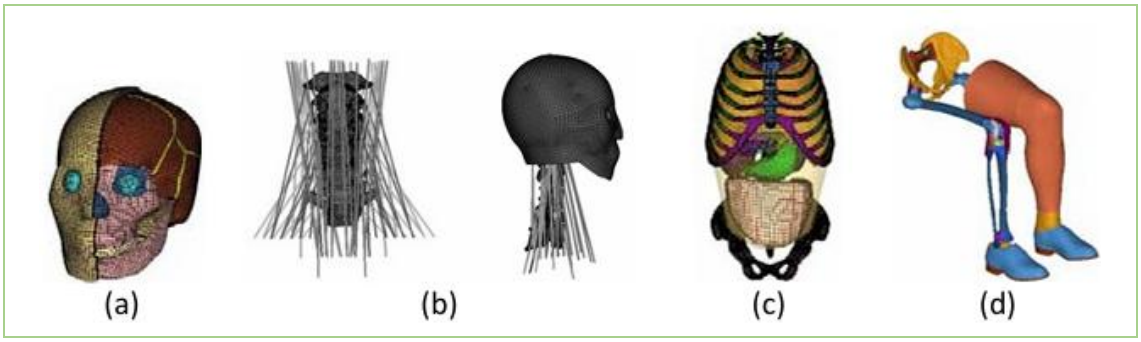
Mediante la segmentación por bloques, se crearon mallas volumétricas densas a partir de las superficies. Se utilizó Hypermesh™ para el refinamiento del modelo, la

definición de materiales, la aplicación de cargas y condiciones de contorno. El método de modelado se aplicó a cada parte del cuerpo y tejido. Este modelo contenía aproximadamente 565.364 elementos y 542.628 nodos. Las estadísticas descriptivas del HBM se muestran en la figura siguiente.



Contribución de la masa, los elementos y los nodos del modelo (Fuente: Du et al., 2016)

Los modelos de cabeza y cuello se desarrollaron inicialmente en estudios previos. La última versión del modelo de cabeza se modificó refinando la calidad de la malla y añadiendo estructuras como el seno esfenoidal y la sutura, como se muestra en la figura siguiente.



Modelos de regiones corporales: (a) modelo de cabeza; (b) modelo de cuello; (c) modelo de torso; (d) modelo de extremidades inferiores (Fuente: Du et al., 2016)

Los ligamentos y fibras del modelo de cuello se conectaron al modelo de cabeza mediante conexiones nodales (figura (b)). En el modelo de torso, las vértebras se conectaron a través de discos, ligamentos y articulaciones facetarias mediante nodos compartidos. Las interacciones de los órganos internos y los vasos también se simularon con interfaces de contacto. La columna lumbar se integró al sacro mediante un cuerpo rígido. En la región del plexo (pelvis y extremidad inferior), se construyeron las principales estructuras de la pelvis, incluyendo el sacro, el hueso ilíaco, el coxis, el ala del ilion y la rama púbica. En la extremidad inferior, también se desarrollaron los ligamentos de la rodilla, incluyendo el LCM, el LCL, el LCP, el LCA, los meniscos y el tendón rotuliano. De esta manera, se modeló explícitamente un gran número de estructuras anatómicas distintas, en lugar de homogeneizar la anatomía del cuerpo.

3.6.3. CHUBM. Modelado de materiales.

Las estructuras óseas del modelo humano se modelaron con características de material elastoplástico, mientras que para las partes sólidas de los órganos se asumió un material incompresible. Los tejidos blandos, como los músculos, el contenido interno, el cerebro, el cerebelo y el tronco encefálico, se modelaron como elementos sólidos con material viscoelástico lineal. La aorta, la vena cava y la membrana pleural se modelaron como elementos de lámina con material elástico, como se muestra en la tabla a continuación:

TABLE I
ELEMENT TYPE AND MATERIAL CHARACTERISTICS OF MAIN PARTS AND TISSUES

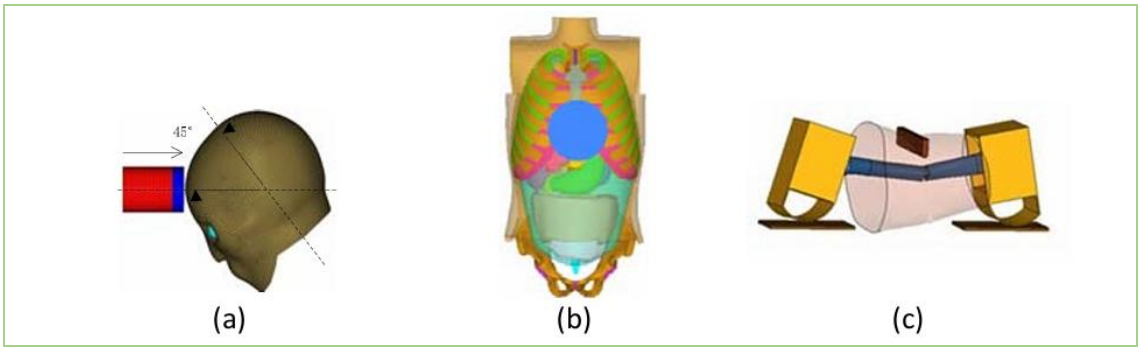
Tissues	Part	Element Type	Material Model	Density kg/mm³	Young's Modulus(GPa)	Poison Ratio	Yield Stress (GPa)	Failure Strain
Spongy bone for vertebrae	Torso	Solid	Elastic-plastic	1.00E-06	1.00E+00	0.30	8.30E-03	-
Cortical bone for vertebrae	Torso	Solid	Elastic-plastic	2.75E-06	1.10E+01	0.20	2.50E-01	2.00E-02
Intervertebral disc	Torso	Solid	Elastic-plastic	1.20E-06	2.53E-01	0.40	1.40E-03	-
Spongy bone		Solid	Elastic-plastic	1.00E-06	4.00E-02	0.45	6.50E-03	2.00E-02
Cortical bone for ribs&sternum	Torso	Solid	Elastic-plastic	2.00E-06	1.15E+01	0.30	2.50E-01	3.00E-02
Spongy bone for pelvis	Pelvis	Solid	Elastic-plastic	1.00E-06	2.50E-02	0.30	1.00E-03	-
Cortical bone for pelvis	Pelvis	Solid	Elastic-plastic	2.00E-06	1.73E+01	0.30	1.00E-01	3.00E-02
Cortical bone for tibia	Lower limbs	Solid	Elastic-plastic	2.00E-06	1.31 E+01	0.30	1.21 E-01	1.5 E-02
Cortical bone for femur	Lower limbs	Solid	Elastic-plastic	2.00E-06	1.55 E+01	0.30	1.22 E-01	1.0 E-02
Cortical bone for fibula	Lower limbs	Solid	Elastic-plastic	2.00E-06	1.78 E+01	0.30	1.00 E-01	1.0 E-02
Cortical bone for patella	Lower limbs	Solid	Elastic-plastic	2.00E-06	1.55 E+01	0.30	1.10 E-01	-
Cerebrospinal fluid	Head	Solid	Elastic-fluid	1.04E-06	7.30E+00	0.45		
Blood	Torso	Solid	Elastic-fluid	1.00E-06	2.20E+00	0.45		
						G_0(MPa)	G_∞(MPa)	Damping Coefficient
Cerebrum	Head	Solid	Visco-elastic	1.14E-06	2.19E+00	1.00E-05	2.50E-05	8.00E-01
Cerebellum	Head	Solid	Visco-elastic	1.14E-06	2.19E+00	1.25E-05	2.50E-05	8.00E-01
Brainstem	Head	Solid	Visco-elastic	1.14E-06	2.19E+00	2.25E-05	4.50E-05	8.00E-01
Heart	Torso	Solid	Visco-elastic	1.00E-06	2.60E-03	4.40E-04	1.50E-04	2.50E-01
Lungs	Torso	Solid	Visco-elastic	6.00E-07	2.20E-04	2.00E-05	7.50E-05	2.50E-01
Liver, Spleen, Kidney	Torso	Solid	Visco-elastic	1.10E-06	2.80E-03	2.30E-04	4.40E-05	6.35E-01
Stomach	Torso	Solid	Visco-elastic	1.15E-06	1.45E-04	1.50E-05	5.00E-06	6.35E-01
Intercostal muscles	Torso	Solid	Visco-elastic	1.10E-06	2.10E-03	3.50E-04	8.20E-05	-
Rib cartilage	Torso	Solid	Elastic	1.60E-06	1.20E+00	0.20	-	-
Joint cartilage		Solid	Elastic	1.20E-06	9.70E-01	0.40	-	-
Ligament		Spring	Elastic	-	3.30E-02	-	-	-
Skin		Shell	Elastic	1.00E-06	3.15E-02	0.45	-	-
Cerebral dura mater	Head	Shell	Elastic	1.14E-06	3.15E-01	0.45	-	-
Cerebral pia mater	Head	Shell	Elastic	1.14E-06	1.15E-01	0.45	-	-
Cerebral falx	Head	Shell	Elastic	1.14E-06	3.15E-01	0.45	-	-
Diaphragm	Torso	Shell	Elastic	1.00E-06	6.55E-02	0.40	-	-
Aorta	Torso	Shell	Elastic	1.20E-06	5.00E-03	0.40	-	-
Vena cava	Torso	Shell	Elastic	1.00E-06	2.00E-02	0.40	-	-
Oesophagus	Torso	Shell	Elastic	1.00E-06	5.00E-03	0.40	-	-

(Fuente: Du et al., 2016)

3.6.4. CHUBM. Validación del modelo con datos de PMHS.

Se simularon pruebas de sujetos humanos post mortem (PMHS) en cabeza, tórax y extremidades inferiores para validar las respuestas de los modelos comparando sus predicciones con datos experimentales. La validación del modelo de cabeza se realizó

con las condiciones de contorno del experimento de Nahum et al. Los resultados de la simulación se compararon con los datos experimentales en términos de la curva de historial de fuerza de impacto, la curva de historial de aceleración del centro de gravedad de la cabeza (HGC) y las curvas de presión en la frente y la fosa occipital posterior. El modelo de torso se validó según los experimentos de Kroell et al., y se impactó a una velocidad frontal de 6,7 m/s. Se obtuvieron fuerzas y deflexiones para determinar la validez del modelo de tórax. Se eligió la prueba de flexión dinámica para validar el modelo de muslo en términos de respuesta fuerza-desplazamiento.



Condiciones de contorno de las validaciones: (a) modelo de cabeza; (b) modelo de torso; (c) modelo de muslo (Fuente: Du et al., 2016)

Se presentó el desarrollo y los detalles del M50 CHUBM. Además, se investigaron tres casos de validación que resaltan por separado la cinemática y la cinética del modelo. Los resultados de la validación del modelo mostraron una concordancia relativamente buena en estos casos. Fue útil considerar el mecanismo de las lesiones sufridas mediante el análisis de los resultados de las simulaciones de validación del modelo. Si bien el uso de datos cadavéricos para validar un modelo de cuerpo humano es el estándar actual en el campo, existen limitaciones asociadas con el uso de estos datos. Los cadáveres poseen características morfológicas y materiales que los diferencian de los seres humanos vivos que cualquier HBM pretende representar. Los estudios futuros se centrarán más en la mejora de la biofidelidad y el análisis de las características materiales.

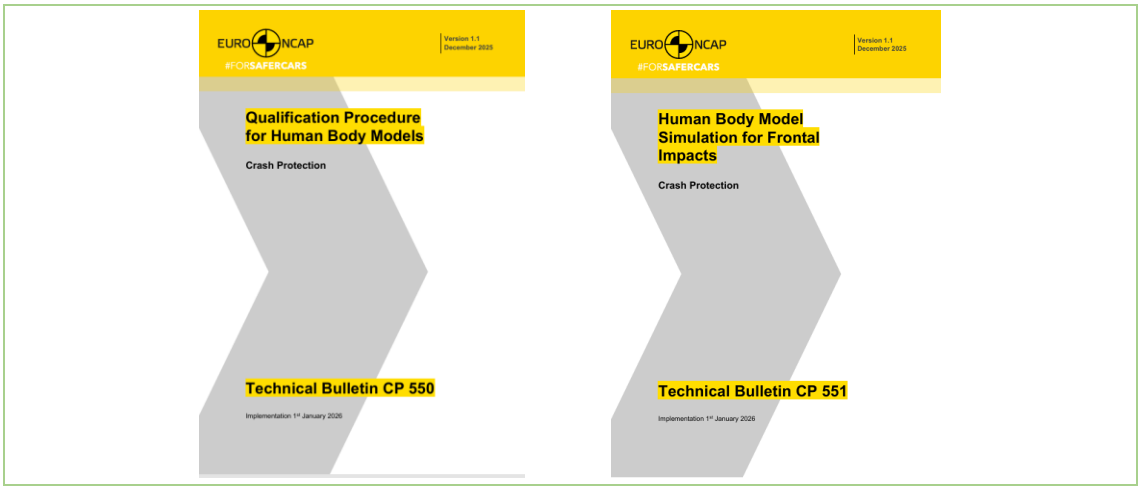
4. Inclusión de los modelos HBM en los protocolos EuroNCAP.

En el roadmap de EuroNCAP (2026-2030) se incide en la utilización de los HBM para los Virtual Testing del futuro, donde paulatinamente se espera que los ensayos físicos vayan cediendo espacio a validaciones virtuales de coche completo. Esto permitirá una evaluación más completa de la seguridad brindada a los ocupantes en una mucho mayor diversidad de escenarios de colisión, distintas configuraciones de posición de los pasajeros, y representando a mayores segmentos de población mundial.

A finales del año pasado Euro NCAP creo dos documentos oficiales en esta línea:

- **CP-550**: determina los ensayos PMHS y que nivel de correlación deben tener los modelos HBM para que sean aceptado por EuroNCAP. Además de determinar las salidas numéricas de esos modelos.
- **CP-551**: procedimiento para el uso de HBM en impacto frontal

No está claro cuando se incorporará definitivamente en los protocolos de rating, pero claramente se va avanzando en esa dirección.



Technical Bulletins CP-550 y CP-551 (Fuente: www.euroncap.com)

La aportación de Euro NCAP, así como sus variantes regionales en EE.UU, Japón, Korea, o China, será fundamental para seguir teniendo un estándar de calificación independiente y único para todos los diseños de vehículo que vendrán, evitando así la confusión que puede crear en los usuarios la aparición de informes de seguridad basados en criterios dispares, escenarios de impacto no normalizados, e incluso modelos humanos sin una perfecta correlación entre sí.

4.1. Sumario del Boletín Técnico CP 550.

4.1.1. Introducción.

Este Boletín respalda el Protocolo de Protección contra Colisiones – Impacto Frontal, proporcionando detalles sobre la cualificación requerida de los modelos del cuerpo humano. Dichos modelos pueden utilizarse para proporcionar los datos de simulación correspondientes y así obtener la puntuación máxima en los casos de carga virtuales.

En el futuro, los procedimientos de cualificación para antropometrías HBM adicionales se incorporarán al protocolo Euro NCAP y este documento se actualizará en consecuencia. Otra actualización futura detallará los requisitos para las entradas de simulación, asegurando así que las configuraciones de validación no se hayan modificado más allá de las adaptaciones específicas permitidas para incluir el HBM correspondiente.

Asimismo, se puede determinar si un HBM usado se modificó en comparación con una versión previamente cualificada del modelo.

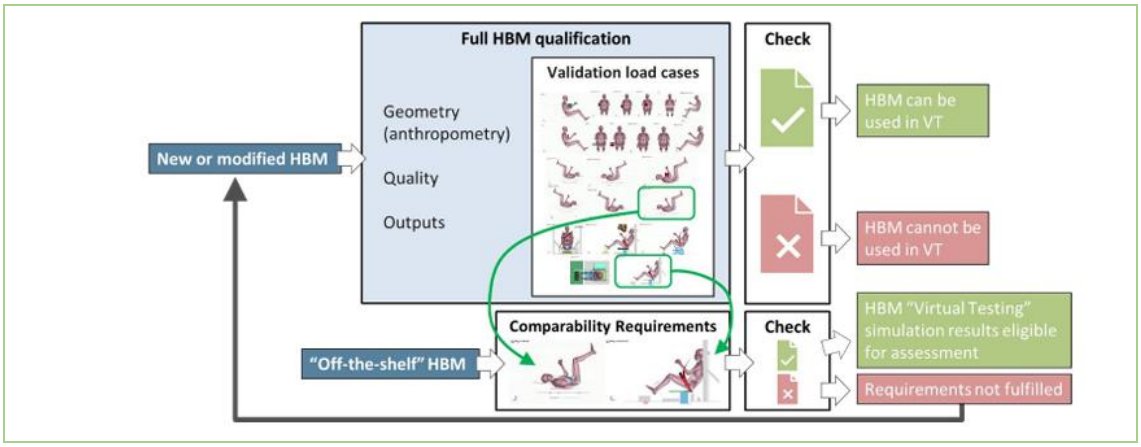
En el contexto de este Boletín, un modelo del cuerpo humano (HBM) se considera un modelo detallado si representa el cuerpo humano de acuerdo con la norma CP 540. Otros modelos humanos, como aquellos que carecen de esqueleto, no pueden ser calificados con el procedimiento aquí descrito.

En la implementación inicial, a partir del 1 de enero de 2026, los resultados de las simulaciones frontales que utilicen HBM calificados según este documento, se utilizarán únicamente para el monitoreo. Específicamente, no se evalúan riesgos de lesiones. Sin embargo, se prevé evaluar el riesgo de fractura de costillas mediante una evaluación basada en la deformación a partir de 2029.

4.1.2. Descripción general del procedimiento de cualificación.

El procedimiento incluye dos fases distintas: la «cualificación completa», que abarca todos los criterios, y la «demostración de comparabilidad», que evalúa un subconjunto de dichos criterios.

Para los HBM de reciente desarrollo, o aquellos que no cumplen los requisitos de comparabilidad de la sección 2.2.5, se requiere la cualificación completa. Para un HBM comercial previamente cualificado, la demostración de comparabilidad por sí sola es suficiente.



Cualificación HBM completa en EuroNCAP (Fuente: www.euroncap.com)

4.1.3. Cualificación completa.

Antes de que un HBM pueda utilizarse para ensayos virtuales en Euro NCAP, debe demostrarse que el modelo es suficientemente biofiel en todos los casos de carga de validación enumerados en la sección 2.2.4. Si se cumplen todos los criterios de la sección

2.2, Euro NCAP aprobará el HBM para su uso en ensayos virtuales y emitirá un certificado de calificación.

4.1.4. Demostración de comparabilidad.

Si un HBM ya ha sido aprobado para ensayos virtuales por Euro NCAP, se debe presentar el certificado de calificación de la sección 2.1.1 junto con la demostración de comparabilidad. Para esta etapa, solo deben cumplirse y demostrarse los casos de carga y los criterios de la sección 2.2.5. Si no se cumplen estos requisitos, deberá repetirse la calificación completa.

4.1.5. Antropometría.

Para garantizar que el HBM represente la antropometría promedio de un hombre adulto, se deben cumplir los siguientes criterios con una tolerancia del 5 % para cada uno:

- Masa corporal: 77,3 kg (±3,865 kg)
- Estatura: 175,3 cm (±8,765 cm)
- Índice de masa corporal (IMC): 25,15 $kg \cdot m^{-2}$ (±1,2575 $kg \cdot m^{-2}$)
- Relación altura sentada/estatura (SHS): 0,52 (±0,026)

La postura del HBM debe permanecer inalterada durante las simulaciones realizadas como parte de la demostración de comparabilidad y el Protocolo de Protección contra Impactos Frontales. Cualquier cambio en la postura, excepto los ajustes en las extremidades, requiere una cualificación completa del modelo.

4.1.6. Salidas de señal del HBM.

El Boletín enumera las 84 salidas requeridas que el HBM debe incluir. Todas las salidas deben estar presentes en los archivos de salida del solucionador correspondiente (p. ej., binout, ERFH5…).

Igualmente enumera salidas adicionales que se definen en los archivos maestros de ciertas configuraciones y que no necesitan definirse dentro del modelo HBM. Si uno de estos nodos se define en el HBM como un punto de referencia, asegúrese de eliminarlo de las salidas que se escriben en el archivo de la base de datos, ya que de lo contrario, algunos solucionadores de elementos finitos no se inicializarán. Una futura actualización de las configuraciones se centrará en evitar posibles definiciones duplicadas para los historiales nodales.

Short name in ID.def file	Body region	Detailed Location	Output type	Reference	Used also in virtual testing
Thorax_4IS	Thorax - Skin	Node on the skin at the mid-height of 4th intercostal space on the mid sagittal plane projected anterior	Node history (coordinate, displacement, velocity, acceleration)	Figure 5	
Thorax_4ISi	Thorax – sternum	Node on the anterior surface of the sternum at the height of 4th intercostal space on the mid sagittal plane	Node history (coordinate, displacement, velocity, acceleration)	Figure 5	
Thorax_BxS	Thorax – skin	Node ID on outer skin of thorax at the location where the belt crosses	Node history (coordinate, displacement,	Table top load case manuals	

Ejemplo de salidas requeridas por Euro NCAP para los HBM. TB CP-550 (Fuente: www.euroncap.com)

4.1.7. Casos de carga de comparabilidad.

Para verificar que el HBM utilizado en las simulaciones de robustez frontal se comporta como el HBM original y que no ha sido modificado, deben realizarse las evaluaciones que se enumeran en el Boletín.

Las puntuaciones de la métrica objetiva deben estar dentro de la tolerancia definida para demostrar que los resultados coinciden con los resultados de referencia. Específicamente, las puntuaciones deben estar dentro de ±0,1, en comparación con el valor de referencia documentado en el informe de la cualificación completa.

	Configuration	Evaluation	x_min	x_max	Min. Ellipse Score	Min. DALW Score
Bouquet et al., 1994 – Hub Impact, v1.1.1						
	Pelvis Low Speed	Force – Time	0	36ms (end of test data)	-	-
	Pelvis High Speed	Force – Time	0	36ms (end of test data)	0.18	0.45
	Sternum Low Speed	Force – Time	0	57ms (end of test data)	-	0.50

Ejemplo de casos de carga de validación. TB CP-550 (Fuente: www.euroncap.com)

El HBM debe utilizarse en el sistema de unidades en el que fue cualificado. Si este no coincide con el sistema de unidades del entorno de simulación frontal, el entorno deberá escalarse en consecuencia.

Se recomienda a los usuarios utilizar la misma configuración del archivo maestro que la utilizada en la cualificación completa (para lograr una posición inicial, un ajuste de la correa, etc., consistentes). El paso de tiempo y las cartas de control utilizadas en estas simulaciones deberán ser idénticos a los que se utilizarán en las simulaciones HBM frontales descritas en el Boletín Técnico CP 551. Además, las simulaciones de los casos de carga de comparabilidad deben cumplir los siguientes criterios con respecto a la masa añadida (si se utiliza el escalado de masa):

- La masa máxima añadida debido al escalado de masa al modelo total es inferior al 5 % de la masa total del modelo durante todas las simulaciones.
- La masa máxima añadida debido al escalado de masa al HBM es inferior al 5 % de la masa total del HBM durante todas las simulaciones. Solo se permiten las siguientes modificaciones al HBM con respecto a la calificación completa, siempre que las puntuaciones de la métrica objetiva se mantengan dentro de la tolerancia definida para los casos de carga de comparabilidad:
    - Ajustes en la configuración de contacto interno
    - Ajustes de malla pequeña
    - Renumeración
    - Modificaciones en la configuración de control consistentes con las utilizadas en las simulaciones frontales del vehículo según CP 551

No se permiten otros cambios al HBM sin la confirmación de la secretaría de Euro NCAP. A Marzo de 2026 los modelos HBM con certificación Euro NCAP según CP 550 son:

- GHBMC M50-O v6.1 (Validado para VPS)
- GHBMC M50-O v6.2.1 (Validado para LS-Dyna)
- GHBMC M50-OS v2.3 (Validado para LS-Dyna)
- GHBMC M50-OS v2.4 (Validado para LS-Dyna)
- Hans M50 v1.60 (Validado para LS-Dyna)
- Hans M50 v1.80 (Validado para LS-Dyna)
- HBM-Connect 50M v2.5 (Validado para LS-Dyna)
- SAFER HBM V11.2.0 50M (Validado para LS-Dyna)
- SAFER HBM V12.0.0 50M (Validado para LS-Dyna)
- THUMS AM50 v4.1 (Validado para LS-Dyna)
- THUMS AM50 v7.0 (Validado para LS-Dyna)
- VIVA+ v2.0.1 50M (Validado para LS-Dyna)

5. Agradecimientos.

Este trabajo ha sido posible gracias a la ayuda y guía del investigador de CIDAUT Julio Abajo, buen amigo con el que he compartido muchas colaboraciones en el pasado, muy especialmente en la creación y desarrollo de MOVEO.

BIOPIC

Julio Abajo es Ingeniero Mecánico por la Universidad de Valladolid (2000). Es Investigador Principal de la línea de investigación de Conducción Autónoma en el Departamento de Seguridad Vehicular del CIDAUT y cuenta con más de veinticinco años de experiencia en proyectos de investigación y desarrollo a nivel nacional e internacional. La mayoría de estos proyectos están relacionados con aplicaciones de seguridad para la industria automotriz. El Sr. Abajo fue Director General de MOVEO SAFETY S.L. durante 10 años (2009-2019), empresa dedicada al diseño, desarrollo y fabricación de productos de seguridad para ciclistas y motociclistas. Ha gestionado y colaborado en proyectos relacionados con la mitigación de lesiones, el diseño de componentes y el desarrollo y evaluación de sistemas de seguridad pasiva. Es coautor de 4 patentes relacionadas con productos de seguridad y cuenta con varias publicaciones en revistas especializadas del sector, como Safety Science y Traffic Injury Prevention.

https://orcid.org/0000-0001-8850-4104