Revista Internacional de Investigación e Innovación Tecnológica

Página principal: www.riiit.com.mx

Análisis de la funcionalidad de un banco de pruebas experimental para el cálculo de probabilidad de lesión en cabeza por impacto súbito

Functionality analysis of an experimental testbed for calculating head injury probability due to sudden impact

Cuautle-Estrada, A., Torres-San Miguel, C.R., Urriolagoitia-Calderón, G.M.

Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Unidad Profesional Adolfo López Mateos Zacatenco, C.P. 07738, Ciudad de México.
alex.cuautle@hotmail.com; ctorress@ipn.mx; urrio332@hotmail.com

Innovación tecnológica: Desarrollo de un banco simplificado de pruebas experimentales práctico y funcional para medición de lesiones craneoencefálicas.

Área de aplicación industrial: Desarrollo de investigación sobre lesiones ante accidentes vehiculares aplicados en la optimización de piezas para la industria automotriz.

Recibido: 26 junio 2019
Aceptado: 08 noviembre 2021

Abstract

The present research focuses on a functional analysis of an experimental testbed designed to simulate a sudden impact on an artificial human head. This testbed has been developed as an alternative test to measuring kinematic parameters using videogrammetry, which allows predicting the probabilities of injury or death depending on the magnitude of the applied load. The novelty of this testbed focuses on the power generation capacity by using the gravity force in combination with elastic bands to reach an impact speed according to a regulation established by the FMVSS (Federal Motor Vehicle Safety Standards) frontal impact tests. The Head Injury Criteria HIC and the AIS (Abbreviated Injury Scale) were used to measure the kinematic values obtained through videogrammetry and calculated by software like Kinovea® and Wolfram Mathematica®. The result shows the probability of having an injury due to the energy dissipated during the impact and the injury severity index on a human head.

Keywords: Biomechanics, Passive safety, Frontal impact, Testbed, Craneoencefalic injury, HIC.

Resumen

La presente investigación se centra en un análisis de funcionalidad de un banco de pruebas experimental diseñado para simular un impacto súbito en una cabeza humana artificial. Este banco de pruebas se ha desarrollado como una alternativa de ensayo experimental para poder medir parámetros cinemáticos por medio de videogrametría, lo que permite predecir las probabilidades de lesiones o muerte dependiendo de la magnitud de la carga aplicada. La novedad de este banco de pruebas se enfoca en la capacidad de generación de energía haciendo uso de la fuerza de gravedad en combinación con bandas elásticas para poder alcanzar una velocidad de impacto en función de una normativa establecida por la FMVSS (*Federal Motor Vehicle Safety Standards)* para pruebas de impacto frontal. El criterio de lesión usado en este mecanismo fue el *Head Injury Criteria HIC* (índice de lesión encefálica) y el *AIS (Abbreviated Injury Scale)* ya que ofrecen una posibilidad de medición gracias a los valores cinemáticos obtenidos por medio de la videogrametría y calculada por medio de programas de cómputo como *Kinovea*® y Wolfram *Mathemathica*®. Como resultado se obtuvo la probabilidad de presentar alguna lesión a partir de la energía disipada durante el impacto, así como la predicción de la severidad de lesión en la cabeza.

Palabras clave: Biomecánica, Seguridad pasiva, Impacto Frontal, Banco de Pruebas, Lesión Craneoencefálica, *HIC*.

1. Introducción

Los golpes en la cabeza son una de las lesiones más peligrosas que puede tener el cuerpo humano ya que puede comprometer la integridad de la persona que lo sufre. Las principales causas de lesiones en la cabeza son provocadas por accidentes automovilísticos y golpes provocados en los deportes. Por ello, es de esperarse que en la mayoría de las actividades donde se corre peligro de lesión en la cabeza se enfatice el uso de un casco que pueda proteger la integridad de la cabeza [1]. Hablando de accidentes en México, los accidentes de tránsito son la segunda causa de muerte en niños y en jóvenes de 15 a 29 años [2]. Donde los traumatismos craneoencefálicos son la principal causa de muerte [3]. Por otro lado, las lesiones en la cabeza durante las actividades deportivas pueden ocurrir en múltiples formas, como caídas accidentales, golpes o impactos contra otros jugadores u objetos, donde se puede observar que los deportes de contacto directo como los deportes de lucha son las más propensos a generar este tipo de lesiones.

Para el estudio de las lesiones craneoencefálicas son necesarios conocer dos factores de medición importantes, primero conocer las tolerancias humanas debido a impactos en la cabeza y segundo, comprender cual es el mecanismo de generación de una lesión. En el análisis de lesiones craneofaciales, existe un término conocido como cinemática del traumatismo, donde se estudian las fuerzas mecánicas que producen deformaciones y las respuestas fisiológicas que causan una lesión o un cambio funcional en el organismo del paciente traumatizado [4]. Los traumatismos se generan por un intercambio de energía, en el caso de un choque automovilístico o un golpe en algún deporte de contacto, se presenta un intercambio de energía cinética. Para poder cuantificar este fenómeno físico se requieren pruebas dinámicas que emplean acelerómetros de alta precisión. El método usado en el estudio de las lesiones traumáticas es por medio de pruebas empíricas ya sea de impacto con un objeto sobre una cabeza artificial mientras que en el área de los accidentes viales las pruebas de choque realizadas por organizaciones como la *NCAP (New Car Assessment Program)* o la *NHTSA*

(*National Highway Traffic Safety Administration*), utilizan maniquíes de prueba (*dummy* o *ATD Anthropometric Test Device*), los cuales están equipados con sensores, acelerómetros y celdas de carga conectados a un sistema de adquisición de datos, los cuales miden todos los parámetros cinemáticos presentes en el fenómeno de la colisión [5]. Este método de medición de fuerzas ofrece buena exactitud en la adquisición de información, sin embargo, el costo de este equipo es alto (alrededor de 100 mil dólares para el costo de cada maniquí) sin contar con el costo proveniente de la pérdida total o parcial del vehículo a colisionar.

El ensayo funcional más sencillo de impacto, desde el punto de vista mecánico, es el péndulo *Charpy*. Con este, es posible realizar pruebas de impacto para conocer el comportamiento de los materiales. El método de trabajo de este mecanismo es sencillo y tiene como parámetros la masa y la longitud de un ariete, así como una altura estipulada para establecer la velocidad de impacto. La base de medición de este sistema se enfoca en la diferencia de energías presentes antes y después del impacto en una probeta, donde se puede obtener una medición del desplazamiento y de la deformación del material [6]. Una forma similar a este ensayo de impacto de materiales es utilizada en la calibración de los *dummies* de pruebas antes de las pruebas de choque, estas son implementadas en las pruebas de impacto de tórax y de impacto lateral en la cadera para corroborar el correcto funcionamiento de los sensores y las celdas de carga del *dummy* [7][8]. Esta prueba de validación se realiza con un ariete de 14 kg, provocando un impacto de 4000 N, suficiente para romper una costilla. Lo mismo ocurre en pruebas de alcance, donde el ariete golpea la parte trasera del *dummy* con 3800 N a una velocidad de 4.44 m/s. También se han desarrollado diversos bancos de pruebas para impacto de bajo costo como el que desarrolló la Universidad de Qatar el cual mide el índice de lesión de cabeza con la ayuda de un acelerómetro, sin embargo, la limitante de este banco está en las velocidades de impacto, ya que son menores a 10 m/s debido a que trata de simular un golpe provocado por un objeto lanzado por la fuerza de un ser humano [9]. Otros bancos de pruebas que existen actualmente en el mercado son los utilizados para probar la funcionalidad de cascos para motociclistas. Estos bancos simulan un golpe en la cabeza de forma vertical contra un yunque a una velocidad de 7.7 m/s [10]. De este modo, se mide la fuerza de impacto y las fuerzas *g* generadas. Estas pruebas son descritas ampliamente en la norma oficial mexicana *NOM-206-SCFI/SSA2-2018* referente a cascos de seguridad [11].

Los grandes laboratorios donde se llevan a cabo las pruebas de choque como *GLOBAL NCAP, EURO NCAP, LATÍN NCAP,* utilizan una serie de rieles guías en los cuales se aceleran, de forma lineal, los vehículos a colisionar contra una barrera indeformable [12]. Otros mecanismos relacionados con pruebas de choque se han desarrollado con ayuda de pistones hidráulicos y frenos neumáticos [13]. La medición de lesión encefálica que se usa hoy en día en pruebas de choque y que fue implementada por la *NHTSA* en 1971 es el *HIC (Head Injury Criterion),* el cual, tiene como objetivo medir el valor de la fuerza que puede tolerar la cabeza humana antes de presentar una fractura o una lesión craneoencefálica [14]. Esta herramienta de medición está gobernada por la relación de desaceleraciones en un rango de tiempo, donde las fuerzas "*g"* son más contundentes. Sin embargo, para poder realizar este cálculo de forma experimental, se requiere emplear funciones trigonométricas con la finalidad de obtener un intervalo del área bajo la curva, la cual, estará gobernada por la disipación de la energía durante el impacto [15]. Con el valor *HIC* y la carga disipada durante el impacto, es posible estimar las probabilidades de

supervivencia de la persona afectada, además, con la ayuda del Índice de Severidad de Lesiones *AIS (Abbreviated Injury Scale)* se puede predecir la severidad de la lesión.

El objetivo de este trabajo fue realizar un análisis de la funcionalidad de un banco de probabilidades de presentar una lesión en la cabeza de una persona debido a un impacto súbito. Para ello, se utilizó como referencia la escala *HIC* y *AIS* para generar una correlación de probabilidades de sufrir lesiones y estimar la severidad de las lesiones en función de la energía disipada durante el impacto. Con base a las fuerzas "*g"* que se presentan en un accidente vehicular, se estipularon los parámetros cinemáticos estándar que establece bajo la norma *FMVSS 208* (*Federal Motor Vehicle Safety Standards)* de la *NTHSA (National Highway Traffic Safety Administration)* para choques frontales. La principal contribución e innovación de este banco de pruebas, es el uso combinado de la fuerza de gravedad y la fuerza elástica, así como la metodología usada para la medición de los parámetros cinemáticos por medio de videogrametría.

2. Diseño mecánico del banco de pruebas simplificado

El trauma craneoencefálico ocasionado por un impacto está estrechamente relacionado con la energía cinética. Este tipo de traumatismo es el resultado de una exposición del organismo (cabeza) a una fuente de energía de forma brusca [16]. En la vida cotidiana es común encontrar este tipo de fenómeno en un accidente automovilístico donde el automóvil, el usuario y sus órganos internos se mueven a una misma velocidad hasta colisionar con algún objeto que desacelera el sistema de forma abrupta. La *"segunda ley de Newton"* gobierna perfectamente este fenómeno, ya que la energía disipada en el impacto depende de la masa del sistema y de la velocidad a la que este colisiona. Mientras que "*la tercera ley de Newton"* explica como un objeto en movimiento transmitirá su energía a otro objeto a medida que se va perdiendo velocidad. Esta transferencia de energía es la que provoca las lesiones al usuario y viene expresada por la ecuación de la energía cinética (Ec. 1).

$$Ec = \frac{1}{2}mv^2 \quad \textbf{(Ec. 1)}$$

Donde; Ec es la energía cinética del sistema, m representa la masa del sistema y v la velocidad. La Ecuación 1 permite calcular la energía que se encuentra ligada al cuerpo en movimiento [17]. De este modo, se aprecia como la velocidad aumenta la producción de energía cinética más que la propia masa del ocupante. De tal forma que a mayor velocidad se presenta una severidad de daño mayor [18].

Con base en las consideraciones teóricas anteriormente mencionadas, una medición adecuada para escalar las posibles lesiones craneoencefálicas es hacer uso del *HIC*. Este criterio refleja el cambio de aceleración que sufre la cabeza del pasajero instantes después de la colisión. El cálculo se lleva a cabo seleccionando los límites máximos de integración del área bajo la curva de aceleración. La *NHTSA* y *AAMA* (*American Association of Medical Assistants*) han establecido un intervalo de tiempo de 15 milisegundos posteriores al impacto. Este intervalo favorece la reducción del error de cálculo del *HIC*, además, este valor proporciona una medición de probabilidad de lesión de forma más rigurosa (ver Ecuación 2) [19] y [20].

$$HIC = \left\{(t2 - t1)\left[\frac{1}{t2-t1}\int_1^2 a(t)\,dt\right]^{2.5}\right\} \quad \textbf{(Ec. 2)}$$

Donde *HIC* es el *Head Injury Criteria* (criterio de lesión encefálica, *CLE* siglas en español), *t2* y *t1* son los puntos del intervalo tomados de la curva de desaceleración, *a* es la aceleración, y *t* es el intervalo total del tiempo

tomado de la curva. Las pruebas de impacto de la *NCAP* están estandarizadas para su validación ante cualquier colisión. Este organismo establece que la velocidad adecuada para realizar una prueba de impacto frontal es de 13.4 m/s [21].

Para poder determinar un valor *HIC* se requiere obtener una medición de la velocidad y aceleración del cuerpo en movimiento al momento del impacto, por ello, las características dimensionales del banco de pruebas son cruciales para poder establecer una forma de generar tales parámetros cinemáticos.

Por tanto, se propuso un banco de pruebas de forma vertical donde se posiciona una plataforma móvil en el centro donde se instala una plataforma de lanzamiento, teniendo libre movimiento sobre el eje "*Z*". En la parte inferior se ha colocado una barrea de impacto donde se espera impactar una probeta. Se estipuló una altura del banco de pruebas de dos metros (2 m), lo cual, será la distancia disponible para el libre desplazamiento de la plataforma de lanzamiento. Esta dimensión fue crucial para el diseño del banco de pruebas, porque obliga a idear una forma de generar la energía necesaria para mover un objeto desde el reposo hasta alcanzar una velocidad de 13.4 m/s en solo 2 m de distancia. Para resolver este problema, se planteó usar la fuerza de la gravedad a favor, posicionando el modelo de una cabeza de prueba en la parte superior del mecanismo y usar la caída libre. La fuerza de gravedad favorece en la disminución de trabajo mecánico necesario para acelerar la cabeza a la velocidad de impacto. Por otro lado, la distancia no es la suficiente para la obtención de la velocidad final requerida mediante caída libre, por lo que fue necesario instalar un sistema de bandas elásticas que ayuda a acelerar la cabeza, de esta forma, sumando ambos efectos (gravedad y las bandas elásticas), se puedo generar la velocidad final propuesta de 13.4 m/s.

La estructura principal del banco de pruebas se construyó con perfil de aluminio para que sea resistente y ligero para una mayor facilidad de transporte e instalación en cualquier espacio deseado. Este mecanismo considera una estructura prismática con un soporte rectangular en la base para un mejor apoyo debido a las vibraciones y cargas dinámicas que debe soportar durante los impactos (ver Figura 1).

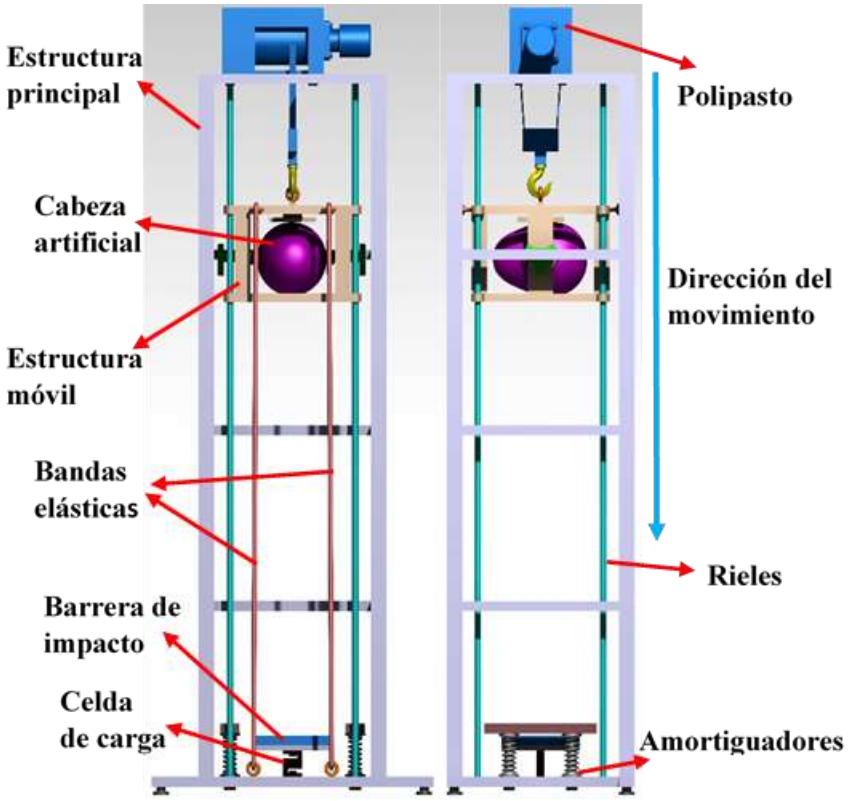


Figura 1. Figura esquemática del banco de pruebas.

En este esquema se puede observar los principales componentes con los que cuenta el banco de pruebas, se observa la plataforma móvil de lanzamiento en la parte central guiada por medio de unos rieles guía, donde se instala la probeta de prueba o cabeza artificial, mientras que una serie de bandas elásticas conectan la estructura principal con la plataforma de lanzamiento. Para el control del desplazamiento de la estructura móvil se instaló un polipasto en la parte superior de la estructura principal para poder posicionar a la altura deseada dicha estructura ya que la energía concentrada por las bandas elásticas y la masa de la plataforma móvil son altos. La Figura 2 muestra a detalle la estructura móvil usada como plataforma de lanzamiento.

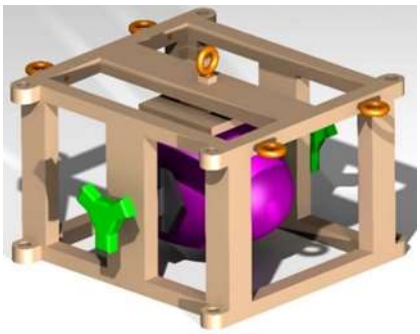


Figura 2. Estructura móvil de impacto.

En la parte inferior central, se instala un soporte metálico que funge como el punto de instalación de la barrera indeformable donde ocurrirá el impacto. Asimismo, en este soporte se ensambla una celda de carga junto con la barrera de impacto, la posición seleccionada es la ideal para tener la fuerza de impacto de manera normal a la celda de carga y permite tomar de manera práctica las mediciones necesarias (ver Figura 3).

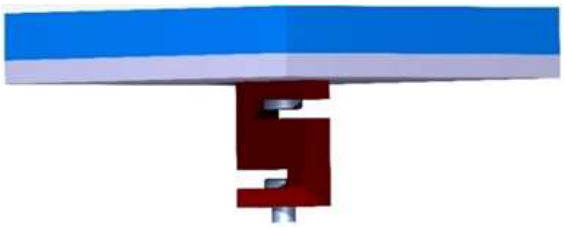


Figura 3. Figura esquemática del ensamble de la barrera de impacto con la celda de carga.

A los costados y posicionado entre los rieles guía, se colocan cuatro muelles que soportarán el impacto de la estructura interna móvil. Cuatro barrenos en la parte inferior de la estructura principal y cuatro barrenos en la parte superior de la estructura móvil sirven para la sujeción de cuatro bandas elásticas. Finalmente, una cámara de video se posiciona en la parte frontal del banco de pruebas a una distancia tal que la cámara usada pueda encuadrar la totalidad del área de desplazamiento de la estructura móvil (ver Figura 4).

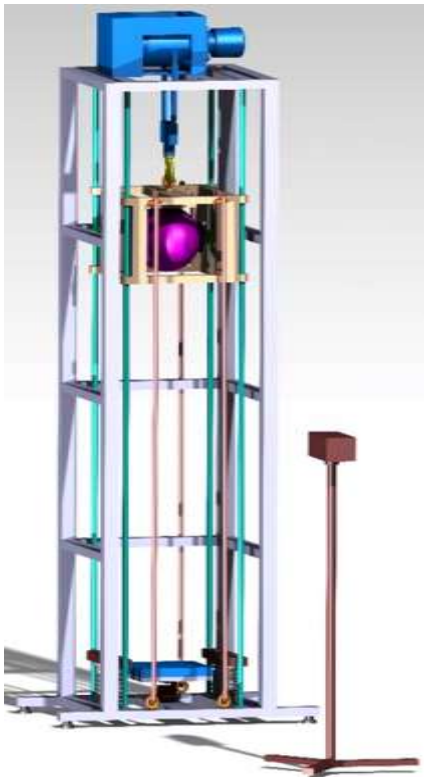


Figura 4. Banco de pruebas con una cámara de video.

Para la construcción de la estructura del banco de pruebas se utilizaron barras de aleación de aluminio 2024 - T3511 de 30 x 25 mm para conseguir la rigidez necesaria y al mismo tiempo reducir el peso significativamente. Toda la estructura del mecanismo se construyó con uniones atornilladas, mientras que la estructura móvil de impacto se unió con soldadura, en la sección de anexos se pueden observar las dimensiones de la estructura principal y la estructura móvil.

En cuanto a los componentes utilizados en la medición de los parámetros cinemáticos (velocidad y aceleración) se usó una cámara *GoPro Hero 3*, para poder grabar los ensayos experimentales con buena calidad. Esta cámara cuenta con un sensor de 11 megapíxeles, capaz de grabar videos en 4K a 12 *IPS* (imágenes por segundo) o 1080p a 60 *IPS* [22] (ver Figura 5). Sin embargo, la configuración usada en la *GoPro* en las pruebas experimentales fue de 720p a 120 *IPS*, ya que esta configuración representa una velocidad ideal para la medición de objetos en movimiento.



Figura 5. Cámara *GoPro Hero 3* [23] usada en las pruebas experimentales.

Para la medición de la carga de impacto, se utilizó una celda de carga de 500 lb ≈ 227 kg de capacidad, con un voltaje de salida nominal de 3.425 mV/V, una tolerancia de 25 lb - 3K: +25 / -10%, una exactitud de clase NTEP III y un factor de error de 0.02 (ver Figura 6). Se utilizó una celda de carga tipo *S* ya que, al ser de construcción robusta, puede soportar múltiples impactos súbitos sin presentar daños. Esta celda fue conectada a una tarjeta

Arduino *UNO*, para poder registrar la carga obtenida durante el impacto.



Figura 6. Celda de carga tipo *S* (Izquierda) [24], Arduino *UNO* (Derecha).

Se uso gel balístico como material de impacto como probeta de prueba para la simulación de una colisión entre un tejido blando y la superficie rígida (Ver Figura 7).

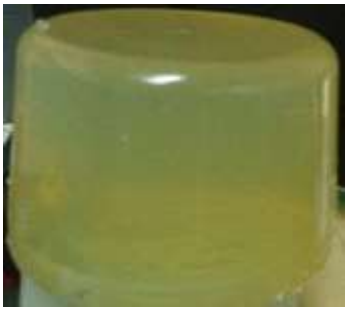


Figura 7. Gel balístico usado en la prueba de impacto.

Es importante aclarar que, el uso de gel balístico como probeta de prueba fue exclusivamente para simular un objeto con la cantidad de masa representativa de una cabeza humana con el fin de evaluar la funcionalidad del banco de pruebas. De esta forma, aunque el gel balístico no expresa las características biomecánicas particulares de una cabeza humana, solo se estima una masa específica que sirva como variable de cálculo para obtener una fuerza de impacto, una velocidad y una aceleración.

3. Dinámica de impacto del banco de pruebas

La generación de la energía de impacto del mecanismo está gobernada por dos factores, la fuerza de gravedad (energía de posición) y la energía potencial elástica. Esta combinación de factores se usó en la generación de energía suficiente para acelerar el mecanismo de impacto a una velocidad estipulado por una normativa para pruebas de choque.

Diversos conceptos físicos como la segunda ley de Newton, el movimiento rectilíneo uniformemente acelerado, la ecuación de la energía potencial y la ley de Hooke para resortes ideales fueron usadas en la fase de diseño para el cálculo de la posición ideal de lanzamiento de la cabeza artificial. Estas ecuaciones proporcionan los valores cinemáticos necesarios para calcular la velocidad final de diseño que se requiere para desarrollar las pruebas bajo la normativa *FMVSS 208*. La Tabla 1 muestra las variables consideradas para el diseño de la estructura del mecanismo.

Tabla 1. Variables del banco de pruebas.

Variable	Valor
g gravedad	9.81 m/s
h altura	2 m
m masa	4.5 kg

El valor total de la masa se obtiene sumando los valores de la masa de la cabeza artificial (1 kg) y la masa de la estructura móvil (3.5 kg). La suma de estas masas, corresponden al ensamblaje de la plataforma de lanzamiento. Para el desarrollo de esta investigación, la suma de masas de los componentes del equipo no corresponde al peso de una cabeza humana adulta. Sin embargo, este valor es muy cercano al peso de la cabeza de un niño de alrededor de 3 años. El porcentaje del peso de la cabeza de un niño de 3 años, con respecto a su cuerpo, es de 25% [21]. Por lo que, el peso promedio de los niños de 3 años se encuentra entre los 14 kg a 16 kg. En este sentido, el peso de la cabeza del niño estaría en una aproximación de entre 3.5 kg a 4.5 kg.

En el apartado de generación de la velocidad ideal de impacto conforme a la normativa, se usó la caída libre para ayudar a acelerar la probeta de prueba. Este postulado explica que la aceleración de los cuerpos en caída libre es debido a la fuerza de gravitación de la tierra, por lo que, dependiendo de la altura de la caída, la velocidad final de impacto con el suelo será diferente. No obstante, a una altura de tan solo 2 m, la velocidad de impacto no supera los 6 m/s.

Adicional a la velocidad obtenida por caída libre, se agregan bandas elásticas que ofrecerán la energía restante para generar la velocidad de 13.4 m/s. La *ley de Hooke* es usada para calcular la longitud ideal del estiramiento de las bandas elásticas por medio del trabajo mecánico, y la energía potencial. Si la longitud total del banco de pruebas es de 2 metros de altura se debe calcular un estiramiento de las bandas elásticas que no supere dicha longitud, de esta forma, si la longitud de las bandas elásticas sin estirar es de 0.87 m la tolerancia de estiramiento máximo en el banco es de 1.13 metros, para contrarrestar esta limitante se agregan las bandas elásticas necesarias para generar la tensión suficiente. Con este dato, y el cálculo del trabajo mecánico se puede obtener el estiramiento total necesario para generar la velocidad de diseño. Una vez establecidas las variables y las ecuaciones necesarias, se obtiene los siguientes resultados de cálculo (ver Tabla 2).

Tabla 2. Cálculo analítico de las variables de diseño.

Concepto	Ecuación	Resultado
Velocidad en caída libre	$vf^2 = vi^2 + 2aX$	$vf = 6.26\ m/s$
Trabajo mecánico total	$UT = U_{v\ deseada} - U_{v\ gravedad}$	$UT = 187.92\ J$
Constante de rigidez elástica	$K = \frac{F}{\Delta X}$	$K = 588.6\ N/m$
Estiramiento de las bandas elásticas	$U = \frac{1}{2}K(\Delta X)^2$	$\Delta X = 0.87\ m$
Longitud total de estiramiento de bandas elásticas	$Lt = L\ incial\ (0.8m) + L\ elástica(0.87\ m)$	$Lt = 1.67\ m$
Energía cinética	$\varepsilon c = \frac{1}{2}mv^2$	$\varepsilon c = 404.01\ J$

La longitud total de estiramiento de las bandas elásticas es el dato más importante, ya que de este valor depende que la velocidad final deseada se alcance. Con estos parámetros se efectúan ahora los ensayos de impacto en el banco de pruebas.

4. Ensayo experimental

La validación de este banco de pruebas es mediante la realización de pruebas experimentales y su medición por medio de videogrametría. Para llevar a cabo estos ensayos, el procedimiento y parámetros importantes a tomar en cuenta para considerar una prueba como satisfactoria se muestran a continuación.

- Las pruebas se harán posicionando la estructura de lanzamiento y la distancia especificada por lo cálculos analíticos de 1.67 m de altura y se harán más de una vez para comprobar la repetibilidad de resultados.
- La iluminación en el banco de prueba al desarrollar la evaluación debe ser nítida y de buena calidad, ya que los

datos que se obtendrán provienen de una cámara de video y se realizará mediante una grabación de por lo menos 120 *IPS* (Cantidad recomendada para una medición video-métrica más fácil).

- La lubricación adecuada de los rieles es fundamental en todo momento para evitar que la fricción ejerza una resistencia indeseada.
- El peso de la estructura móvil, más el peso de la cabeza artificial debe ser el mismo en cada prueba a realizar.

Para el procesamiento videométrico, fue empleado el programa de cómputo de Código abierto *KINOVEA*®, el cual es capaz de ofrecer seguimiento de la trayectoria de cualquier objeto en movimiento [25]. Los parámetros cinemáticos que este software es capaz de calcular son la velocidad lineal, velocidad angular, posición en el tiempo del objeto a medir, aceleraciones, desplazamientos, ángulos de posición de los objetos, velocidad angular, aceleración angular y fuerza centrípeta, además de que es posible adaptar la frecuencia de medición a las imágenes por segundo de la cámara de video que se use, donde lo recomendable para mediciones de objetos en movimiento es de 60 *IPS* mínimo. Para realizar las mediciones se establecen las dimensiones del banco de pruebas, la dinámica del mecanismo, además de la distancia de impacto de 1.67 m (ver Figura 8).

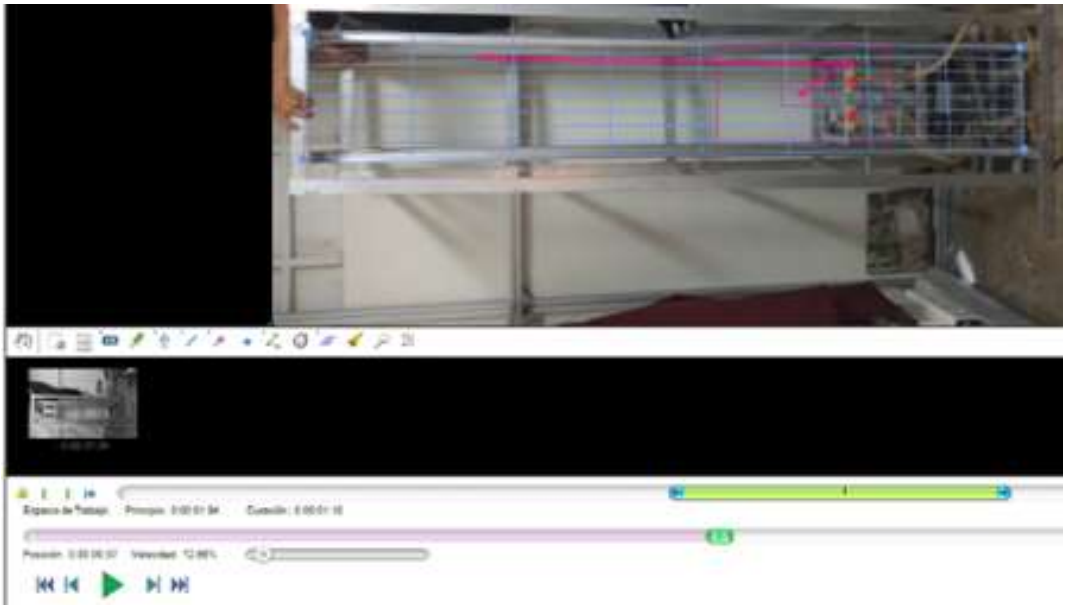
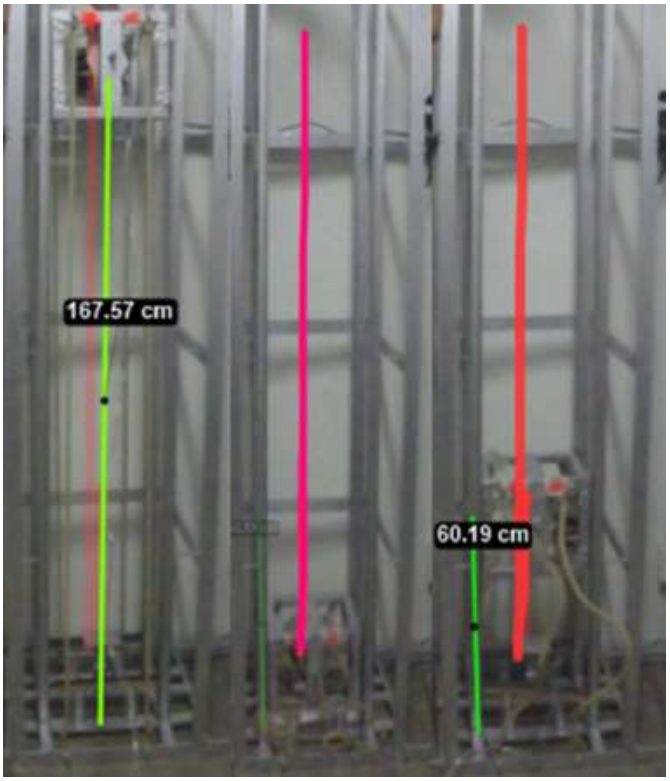


Figura 8. Parámetros aplicados al software *KINOVEA*®.

Una vez establecido las condiciones de frontera en el software, se especifica un punto en el objeto en movimiento donde se le asignará un seguimiento de la trayectoria a lo largo del video. La Figura 9 muestra la secuencia de la prueba experimental realizada donde se observa la posición de inicio, el instante del impacto y el rebote al final de la trayectoria.



a) **B)** **c)**

Figura 9. a) Inicio de la trayectoria, b) Impacto de la cabeza, c) Altura alcanzada en el primer rebote.

Una vez obtenidas las mediciones de las trayectorias del objeto en movimiento en el clip de video se pueden desplegar las gráficas de velocidad y aceleración.

La Figura 10 muestra la gráfica de velocidad final durante el impacto, resultando en un valor aproximado de 13.4 m/s como fue calculada en la parte del diseño del banco de pruebas.

5. Resultados

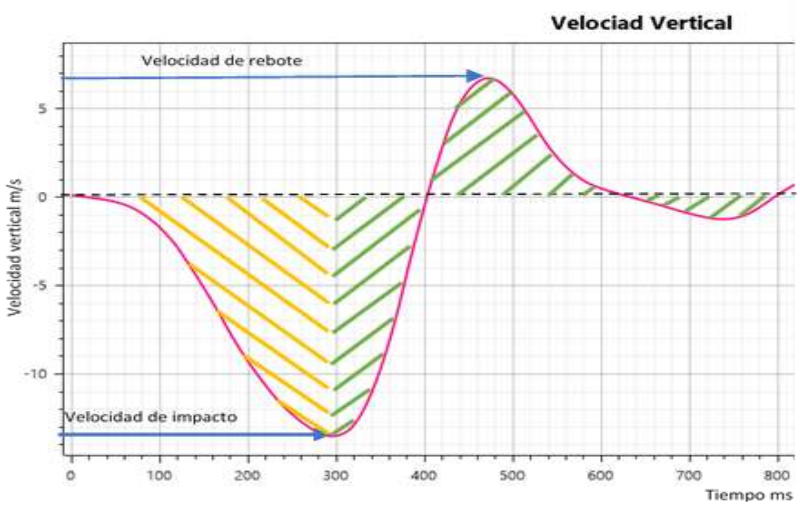


Figura 10. Gráfica de velocidad.

Se puede observar que el momento de máxima velocidad alcanzada se presenta un poco antes de los 300 milisegundos. Posteriormente, la desaceleración se presenta en un periodo de alrededor de 110 milisegundos, ocurriendo enseguida rebotes debido al fenómeno de la restitución. Se puede apreciar la diferencia de las áreas bajo la curva antes y después del impacto, subrayados en color amarillo y verde, observando cómo se disipa la energía, por lo que la suma de las áreas bajo la curva después del primer impacto corresponde al área bajo la curva antes de éste. Éste fenómeno corresponde a la *"Ley de la conservación de la energía"* [17]. Una vez validados los valores de velocidad de impacto del banco de pruebas, se obtiene la gráfica de aceleración mostrada en la Figura 11, la cual es usada para el cálculo del *HIC*.

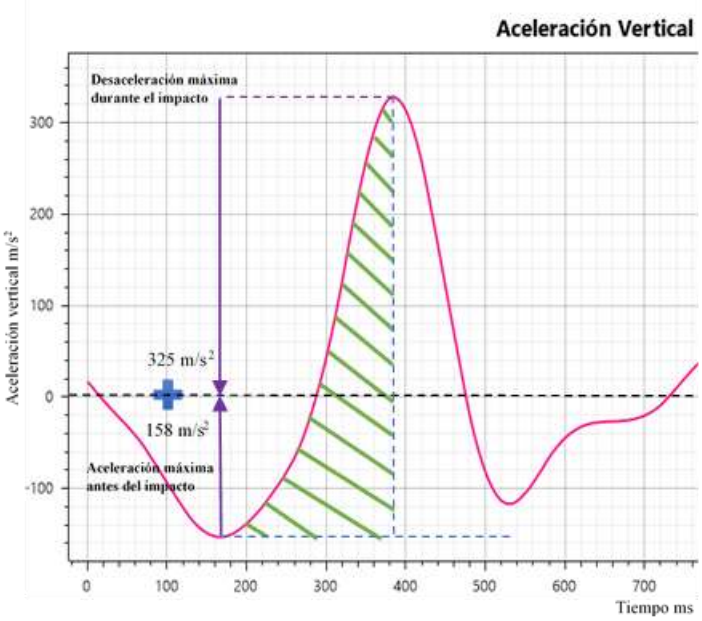


Figura 11. Gráfica de aceleración.

En la figura 11 se observa la aceleración máxima alcanzada antes del impacto la cual aparece con valores negativos y la aceleración máxima en el momento exacto del impacto. Sin embargo, la gráfica muestra la aceleración vertical, esto indica que la aceleración se mide a partir del cambio de dirección, en este caso, se considera como punto de partida de la desaceleración un periodo que comprende desde los 185 milisegundos hasta los 390 milisegundos, por tanto, midiendo desde este punto, la aceleración máxima captada en el impacto es de 483 m/s^2.

Para obtener el valor del *HIC*, es necesario interpretar los resultados de aceleración en función de fuerza "*g*". La Figura 12 muestra la interpolación de la gráfica de aceleración de fuerzas "*g*".

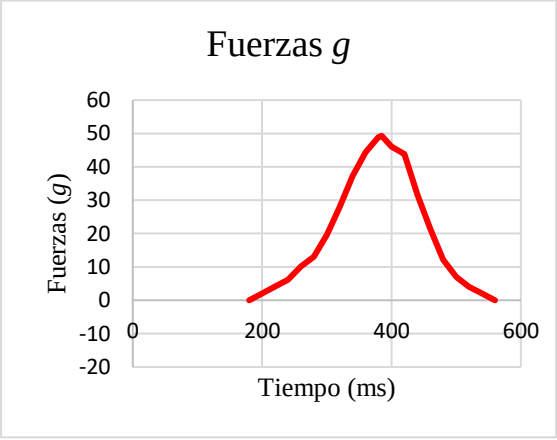


Figura 12. Gráfica de fuerzas *g*.

Con esta gráfica de fuerzas "*g"*, se puede obtener el valor del *HIC*, haciendo uso de la Ecuación 2. Sin embargo, para poder obtener una ecuación de esta curva, es necesario dimensionarla por medio de una función de una curva [26] (ver Ecuación 3).

$$f(x) = \frac{1}{x^2+1} \textbf{ (Ec. 3)}$$

Esta función es similar a una curva Gaussiana, donde el numerador de esta ecuación corresponde a la altura de la curva y el divisor corresponde a la amplitud de la curva. Haciendo uso de *Wolfram Mathematica 12* ®, se gráfica esta ecuación sustituyendo los valores del numerador y del divisor, colocando valores que aproximen una curva a los valores obtenidos en la gráfica 12. La función resultante es la siguiente.

$$a(t) = \frac{56500}{(x-320)^2+1150} \text{ int } (180{,}500)$$

Esta función, traza la curva aproximada mostrada en la Figura 13 cuyos valores se aproximan a la gráfica de fuerzas "*g"* (200 – 500 en el eje *x* y 50 en el eje *y).*

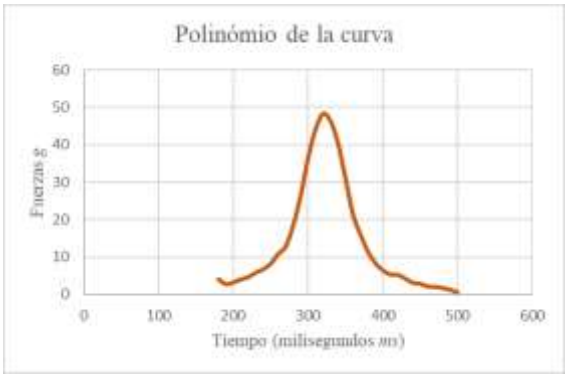


Figura 13. Gráfica de la función propuesta.

Una vez obtenida esta función, se puede resolver la ecuación del *HIC*. Para ello se simplifica la ecuación del *HIC* en dos pasos. El primer paso es obtener la velocidad media en un intervalo de tiempo cualquiera. Este intervalo no necesariamente se debe considerar al principio de la colisión, se puede tomar cualquier parte del intervalo de la curva. La teoría indica que el intervalo de tiempo puede ser desde 3 ms hasta 35 ms, ya que en este rango de intervalo se reduce el error de cálculo del *HIC* [14].

$$\frac{1}{t2-t1}\int_1^2 a(t)\,dt$$

Sustituyendo los valores del intervalo y la función de la curva, la ecuación queda como sigue.

$$\frac{1}{335-300}\int_{300}^{335}\frac{56500}{(x-320)^2+1150}dt = \frac{1473.6602}{35} = 42.1$$

Una vez obtenido este dato, el segundo paso es calcular el resto de la ecuación.

$$(t2-t1)x(\bar{a})^{2.5} = 35\ ms\ x\ (42.1)^{2.5}$$
$$HIC = 402.5$$

Cabe destacar que se debe buscar un intervalo de la curva en el cual, se encuentre el valor máximo del *HIC*. Por ello, es deseable hacer el cálculo considerando diferentes valores del intervalo. Para este caso, el valor máximo encontrado del *HIC* es de 402.5. Para poder comprender este dato, es importante comparar el resultado con un parámetro de medición usado por la *NTHSA* mostrado en la Tabla 3 [15], donde se muestran los índices máximos del *HIC* que los *dummies* de prueba pueden soportar sin que se tenga un lesión fatal.

Tabla 3. Límites del *HIC* en *dummies*.

Tipo de *Dummy*	**Limite *HIC***
Hombre talla grande	700
Hombre talla mediana	700
Mujer talla pequeña	700
Niño de 6 años	700
Niño de 3 años	570
Niño de 1 año	390

De acuerdo con esta tabla, el golpe recibido por el individuo no causará lesiones letales a personas adultas y niños mayores de 3 años, pero existe la probabilidad de que se presenten algunas fracturas, contusiones, pérdida de memoria o inflamación facial. Adicionalmente al resultado evaluado para el cálculo del *HIC*, se obtuvo del impacto registrado en la celda de carga. Esta celda de carga arrojó un valor de impacto de 81 kg ≈ 794.61 N de carga súbita sobre la cabeza artificial.

Por otra parte, considerando la parte energética de la mecánica de la fractura en el hueso, se puede suponer que la energía superficial presenta la mayor probabilidad de fracturar al hueso, así mismo, se observó que las probabilidades de una fractura del cráneo son altas. Sin embargo, cada persona tiene una fisiología ligeramente diferente por lo que las propiedades mecánicas de los huesos de cada persona pueden variar. Es posible hacer una segunda comparación sobre la severidad de una posible lesión haciendo uso de la escala *AIS* [27], como se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4. Índice de severidad de lesiones *AIS*.

Región corporal afectada	Severidad	Lesiones	Valor
Cabeza	Leve	Lesiones cerebrales leves con dolor de cabeza, vértigo, sin pérdida del conocimiento, lesiones cervicales leves, latigazo cervical, abrasión, contusión.	1
	Moderada	Conmoción cerebral con o sin fractura de cráneo, perdida de conciencia menor a 15 minutos, pequeñas grietas en la córnea, desprendimiento de retina, cara o nariz fracturada sin desplazamiento.	2
	Severidad sin amenaza de vida	Conmoción cerebral con o sin fractura de cráneo, perdida de conciencia mayor a 15 minutos sin daños neurológicos graves, fractura de cráneo sin pérdida de consciencia u otras.	3
		Posibles lesiones en el cráneo, pérdida de visión, fractura con desplazamiento óseo en el área de la cara con implicaciones antrales u orbitales, fractura cervical sin daño de la médula espinal.	
	Severidad con amenaza de vida	Fractura de cráneo expuesta con desplazamiento y lesiones neurológicas graves.	4
	Crítica,	Conmoción cerebral con o sin fractura de cráneo con pérdida de conciencia por más de 12 horas con hemorragia en el cráneo y / o lesiones neurológicas críticas.	5
	Letal, supervivencia incierta	Muerte, daño parcial o total del tronco encefálico o parte superior del cuello debido a presión o interrupción, fractura y / o desgarro de la parte superior de la cervical con lesiones en la médula espinal	6

Para determinar el valor *AIS* se utiliza la tabla de correlación entre el *AIS* y el *HIC* desarrollada a partir de diversos experimentos realizados con cadáveres [28]. La figura 14 muestra el valor en la escala *AIS* obtenida a partir del valor *HIC* calculado.

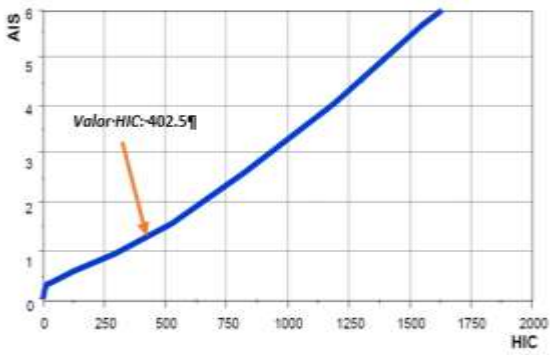


Figura 14. Gráfica de correlación *AIS* contra *HIC*.

Con base a la gráfica de correlación de severidad de las lesiones a partir del valor *HIC*, se puede definir que el índice *AIS* tiene un valor cercano al nivel 2, referente a una severidad moderada lo que constituye a una probable conmoción cerebral con o sin fractura de cráneo, perdida de conciencia menor a 15 minutos, pequeñas grietas en la córnea, desprendimiento de retina, cara o nariz fracturada sin desplazamientos. Para poner en perspectiva los resultados obtenidos en el cálculo del HIC se obtuvo las probabilidades de supervivencia con la gráfica *Prasad-Mertz* [29], (ver Figura 15).

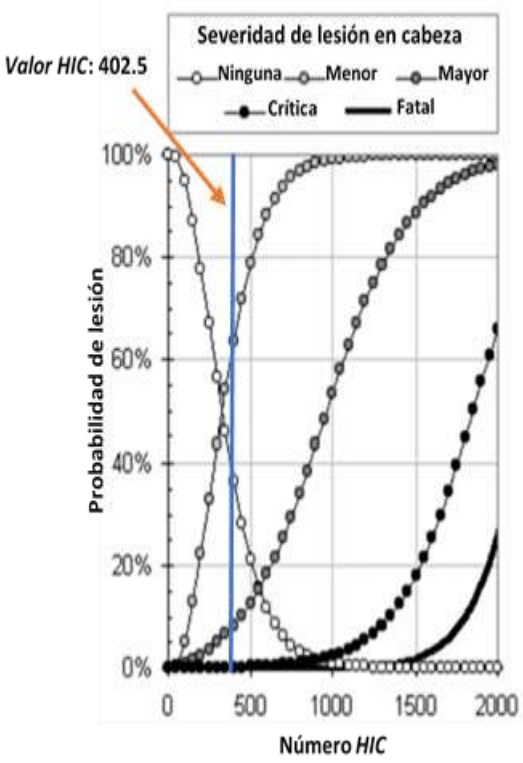


Figura 15. Gráfica *Prasad-Mertz.*

El gráfico desarrollado por Prasad y Mertz ofrece una perspectiva de las probabilidades de traumatismo craneoencefálico utilizando las puntuaciones del *HIC*. La Tabla 5 muestra una lectura detallada de los valores HIC en la figura anterior.

Tabla 5. Probabilidad de severidad de lesión Prasad y Mertz.

Valor HIC	402.5
Ninguna – Probabilidad de lesión	46%
Menor - Probabilidad de lesión	55%
Mayor - Probabilidad de lesión	7%
Crítica - Probabilidad de lesión	0%
Fatal - Probabilidad de lesión	0%

Esta gráfica corresponde a un valor similar al que se obtiene por medio de la escala *AIS* observando que la probabilidad de lesión calculada es moderada en ambas escalas, por lo que se puede corroborar que el objetivo planteado se cumplió satisfactoriamente.

6. Discusiones

El banco de pruebas mostrado en este trabajo tiene sus ventajas con respecto a otros bancos similares, la principal característica es que se puede controlar la velocidad de impacto modificando el estiramiento de las bandas elásticas, ya que, bancos de pruebas desarrollados para evaluar impactos en la cabeza o para evaluar la funcionalidad de casco utilizan la caída libre como único método de generación de energía, limitando la velocidad máxima alcanzada a 7.75 m/s que es la velocidad establecida por la normativa para evaluar la funcionalidad para cascos de motocicleta [11] como el banco de pruebas desarrollado por la Universidad de los Andes donde evalúan el criterio de lesión encefálica *HIC* en cascos de motocicleta [30]. Otros prototipos de banco de pruebas para la evaluación de lesiones en cabeza y cuello desarrollado por el Instituto Politécnico Nacional y la universidad de Roma utilizan distintos elementos y mecanismos para generar el impacto en la cabeza artificial, sin embargo, también se ve limitado en la cantidad de energía de impacto [31][32][33][34]. Por otro lado, el uso de videogrametría para la medición de los parámetros cinemáticos facilita la evaluación de daño por lesión en la cabeza evitando hacer

uso de sofisticados sistemas de medición con un alto costo además del gran tamaño de estos dispositivos [35].

No obstante, es importante analizar la validez y confiabilidad del banco de pruebas por lo que se desarrollaron una serie de ensayos para observar la repetibilidad y consistencia de las mediciones. En la Figura 16 se muestra un gráfico donde se puede comparar el comportamiento cinemático de la velocidad en cada experimento.

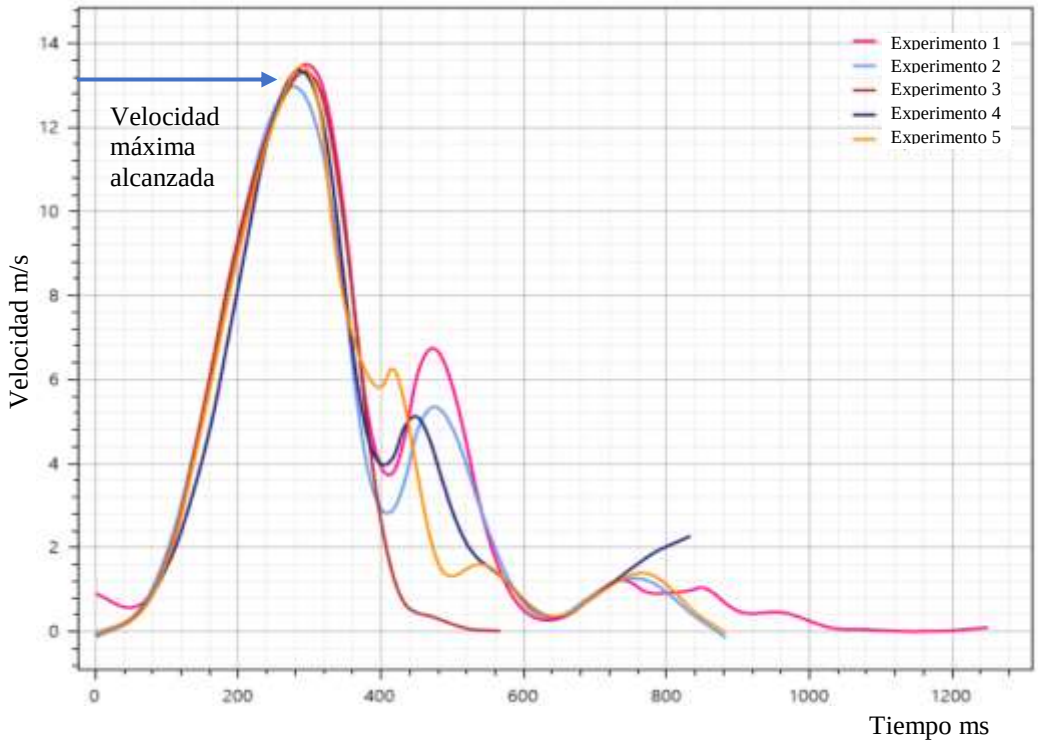


Figura 16. Repetibilidad de resultados en el banco de pruebas.

Se puede apreciar un acercamiento a la velocidad ideal de impacto en cada experimento, obteniendo una media de 13.31 m/s que son aceptables considerando la sencillez del prototipo del banco de pruebas. En la Tabla 6 se muestran los valores de error absoluto y error relativo.

Tabla 6. Media de velocidad máxima alcanzada y porcentaje de error del mecanismo.

Experimento	Valor	V real	13.4
1	13.55	**V aproximado**	13.31
2	13	**Error Absoluto**	0.09
3	13.25	**Error Relativo**	0.67 %
4	13.3		
5	13.45		
Promedio	13.31		

Evaluando la exactitud de medición y de aproximación de la velocidad de impacto ideal de este banco de pruebas, se corroboró un error relativo del 0.67%, lo que puede considerarse aceptable.

7. Conclusiones

El banco de pruebas desarrollado se fabricó con el propósito de evaluar de forma sencilla y económica las probabilidades de supervivencia debido a un impacto, de esta forma, este primer objetivo se logró cumpliendo ampliamente con las características de diseño establecidas en el estándar *FMVSS 208* en cuanto a la velocidad ideal de impacto. Se comprobó la simplicidad

y la versatilidad de uso, considerando parámetros cinemáticos mediante videogrametría, lo cual contribuyó a reducir en gran medida el costo de fabricación. Existen limitantes en la metodología de medición de este banco de pruebas, como la exactitud con la que se calcula el valor *HIC*, sin embargo, como mejora a este dispositivo para ensayos de impacto, se puede generar un modelo biomecánico funcional de una cabeza humana con acelerómetros, y materiales biocompatibles con los tejidos blandos, cráneo y la masa encefálica para tener un resultado más realista de las posibles lesiones presentes en cada impacto. Además, el uso de una cámara más sofisticada puede minimizar el error de medición con el instrumento utilizado en este trabajo.

La facilidad con la que se midieron las variables cinemáticas contribuyó con la novedad con que se planteó este banco de pruebas. Mientras que la generación de energía utilizando la fuerza de gravedad a favor y controlando la velocidad de impacto por medio de bandas elásticas ayudo a desarrollar un banco de pruebas sencillo y con dimensiones adecuadas para facilitar el encuadre adecuado de todo el banco con una videocámara.

8. Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo financiero para la realización de este trabajo al Gobierno de México por parte del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), el Instituto Politécnico Nacional (IPN). Los autores también agradecen el apoyo del proyecto 20220646 así como la subvención EDI, todo por SIP / IPN.

9. Referencias

[1] F. A. O. Fernandes and R. J. A. De Sousa, “Head injury predictors in sports trauma - A state-of-the-art review,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 229, no. 8, pp. 592–608, 2015, doi: 10.1177/0954411915592906.

[2] INEGI, “Población. Número de habitantes”. 2019.

[3] Hospiten, “Traumatismo craneoencefálico. Tercer causa de muerte en México”. 2017. https://hospiten.com/noticias/post/6072/traumatismo-craneoencefálico-tercer-causa-de-muerte-en-méxico (accessed Sep. 04, 2019).

[4] J. M. Ortega, “Cinemática y Epidemiología de los traumatismos”. 2016. http://sintesis.med.uchile.cl/index.php/en/profesionales/informacion-para-profesionales/medicina/condiciones-clinicas2/cirugia/traumatologia/2446-cinematica-y-epidemiologia-de-los-traumatismos (accessed Sep. 04, 2019).

[5] Humatenics, “Instrumentation | Humanetics ATD”. 2018. https://www.humaneticsatd.com/instrumentation (accessed May 27, 2019).

[6] T. Meshii, T. Yamaguchi, and Y. Higashino, “Applicability of the Modified Ritchie-Knott-Rice Failure Criterion to Examine the Feasibility of Miniaturized Charpy Type SE(B) Specimens”, *Adv. Mater. Sci. Eng.*, vol. 2016, 2016, doi: 10.1155/2016/3728035.

[7] I. A. Rafukka, B. B. Sahari, A. A. Nuraini, and A. Manohar, “A Modified Hybrid III 6-Year-Old Dummy Head Model for Lateral Impact Assessment”. *Int. J. Veh. Technol.*, vol. 2016, 2016, doi: 10.1155/2016/1768512.

[8] T. Xu, X. Sheng, T. Zhang, H. Liu, X.

Liang, and A. Ding, “Development and validation of dummies and human models used in crash test”. *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/3832850.

[9] A. Y. Alhaddad, J. J. Cabibihan, A. Hayek, and A. Bonarini, “A low-cost test rig for impact experiments on a dummy head”. *HardwareX*, vol. 6, p. e00068, 2019, doi: 10.1016/j.ohx.2019.e00068.

[10] RCT, “DOT, Snell, ECE….Quién es quien al certificar cascos? | RCP Blog”. 2015. https://blog.rebeldesconpanza.com/dot-snell-ece-quien-es-quien-al-certificar-cascos/ (accessed Sep. 05, 2019).

[11] “DOF - Diario Oficial de la Federación”. http://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5479920&fecha=17/04/2017 (accessed Dec. 05, 2019).

[12] I. L. Cruz-Jaramillo, C. R. Torres-San-Miguel, O. Cortes-Vásquez, and L. Martínez-Sáez, “Numerical low-back booster analysis on a 6-year-old infant during a frontal crash test”. *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/2359262.

[13] Goodyear, “Crash test: qué es y cómo se hace - Kilometrosquecuentan”. 2018. http://kilometrosquecuentan.com/crash-test-2/ (accessed May 27, 2019).

[14] R. Eppinger *et al.*, “Rev_Criteria”, *NTHSA*, no. November, 1999.

[15] B. McHenry, “Head injury criterion and the ATB”, *ATB Users’ Gr.*, no. February, pp. 1–8, 2004, [Online]. Available: http://www.mchenrysoftware.com/HIC and the ATB.pdf.

[16] O. Rois, “Cinemática del trauma”, in *Atención prehospitalaria Fundamentos*, 2004.

[17] Giancoli C. Douglas, *Física, Principios con aplicaciones*, 6ta edició. México: Pearson, 2006.

[18] Sociedad Argentina de Terapia Intensiva, “Cinemática del Trauma”, *Soc. Argentina Ter. Intensiva*, pp. 1–25, 2014.

[19] J. Hutchinson, M. J. Kaiser, and H. M. Lankarani, “The Head Injury Criterion (HIC) functiona”, *Appl. Math. Comput.*, vol. 96, no. 1, pp. 1–16, 1998, doi: 10.1016/S0096-3003(97)10106-0.

[20] H. Henn, “Crash Tests and the Head Injury Criterion”, vol. 17, no. 4, pp. 162–170, 1998.

[21] A. Kullgren, A. Lie, and C. Tingvall, “Comparison Between Euro NCAP Test Results and Real-World Crash Data”, *Traffic Inj. Prev.*, vol. 11, no. 6, pp. 587–593, 2010, doi: 10.1080/15389588.2010.508804.

[22] P. Santamaria, “GoPro Hero3+, la nueva versión de cámaras de acción de GoPro”, 2013. https://www.xatakafoto.com/camaras/gopro-hero3-la-nueva-version-de-camaras-de-accion-de-gopro (accessed Jun. 02, 2019).

[23] K. Puerto, “GoPro HERO 3”, 2012. https://www.xataka.com/fotografia-y-video/gopro-hero-3 (accessed Sep. 05, 2019).

[24] Sensortronics, “S-Beam Load Cell Model 60001”, 2005.

[25] S. Pooli, “KINOVEA- Software para realizar video análisis - International Endurance Work Group”, 2018.

https://g-se.com/kinovea-software-para-realizar-video-analisis-bp-q5a4e419037dfa (accessed Jun. 02, 2019).

[26] G. Rablau, “Calculus in Crash Safety Tests : The Head Injury Calculus in Crash Safety Tests : The Head Injury Criterion (HIC) Number”. p. 8, 2016.

[27] gerardo jose lllescas Fernandez, “Escalas E Indices De Sevridad En Trauma”, *Trauma*, vol. 6, no. 3, pp. 88–94, 2003, doi: 10.1590/1809-4422asoc0248r1v2042017.

[28] M. Zurich, ETH, Shojaati, “Correlation between injury risk and impact severity indez ASI”, *3rd Swiss Transp. Res. Conf.*, 2003.

[29] M. R. Shorten and J. a Himmelsbach, “Sports surfaces and the risk of traumatic brain injury”, *Sport. Surfaces*, no. June, pp. 49–69, 2003.

[30] R. F. Bastidas Santacruz, “Diseño y Construcción de un Banco de Pruebas de Impacto Para la Medición del Criterio de Lesión encefálica HIC en Cascos de Motocicleta”. 2014.

[31] J. L. Rueda Arregín, M. Ceccarelli, and C. R. Torres San Miguel, “Impact Device for Biomechanics of Human Head-Neck Injuries” Mathematical Problems in Engineering Volume 2021, Article ID 5592673, 8 pages https://doi.org/10.1155/2021/5592673

[32] J.L. Rueda Arreguín, M, Ceccarelli, C.R. Torres-Sanmiguel, Design and simulation of a PK testbed for head impact evaluation, Robotica 2021 https://doi.org/10.1017/S0263574721001089.

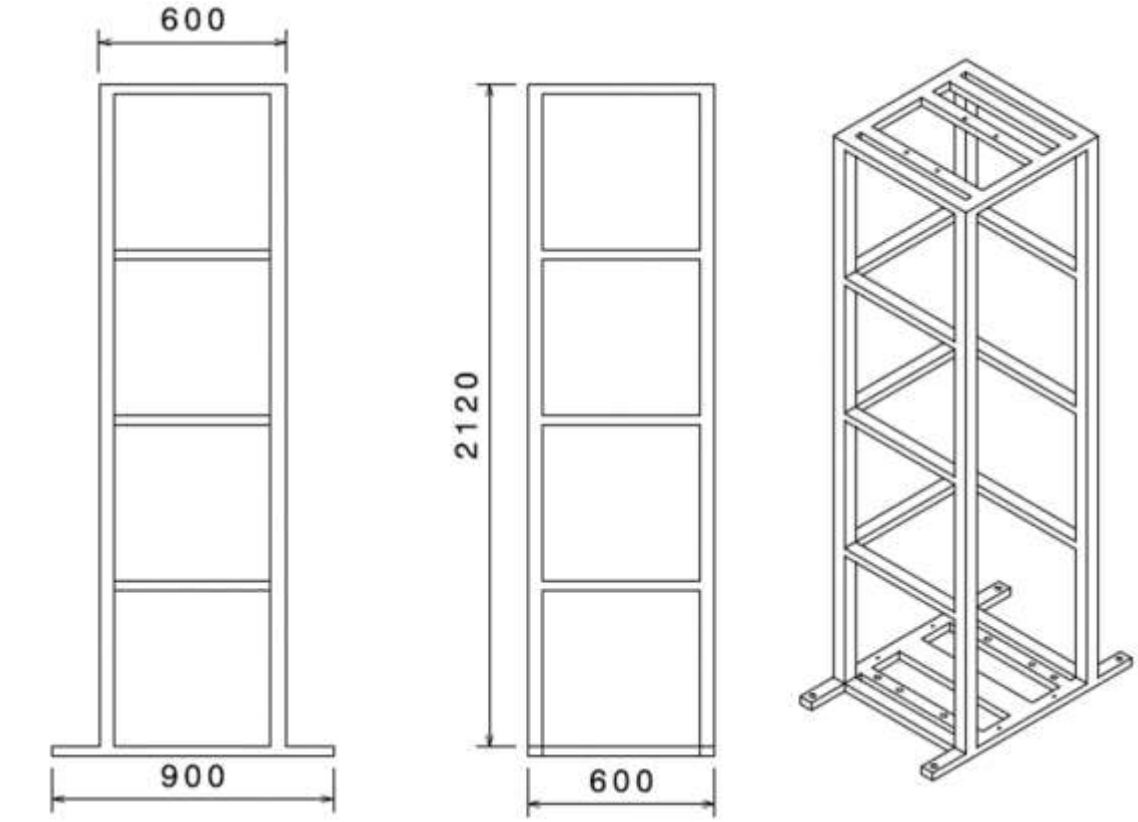
[33] J. L. Rueda Arreguín, M. Ceccarelli, C. R. Torres-SanMiguel, C. Morales Cruz, Lab experiences on impact biomechanics of human head, New Trends in Medical and Service Robotics: MESROB 2020, http://doi.org/10.1007/978-3-030-58104-6_26

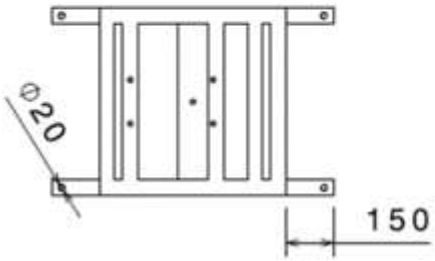
[34] J. L. Rueda Arreguín, M. Ceccarelli, C. R. Torres-SanMiguelDesign and Simulation of a Parallel-Mechanism Testbed for Head Impact, Advances in Service and Industrial Robotics pp 400-407 RAAD 2020, https://doi.org/10.1007/978-3-030-48989-2_43

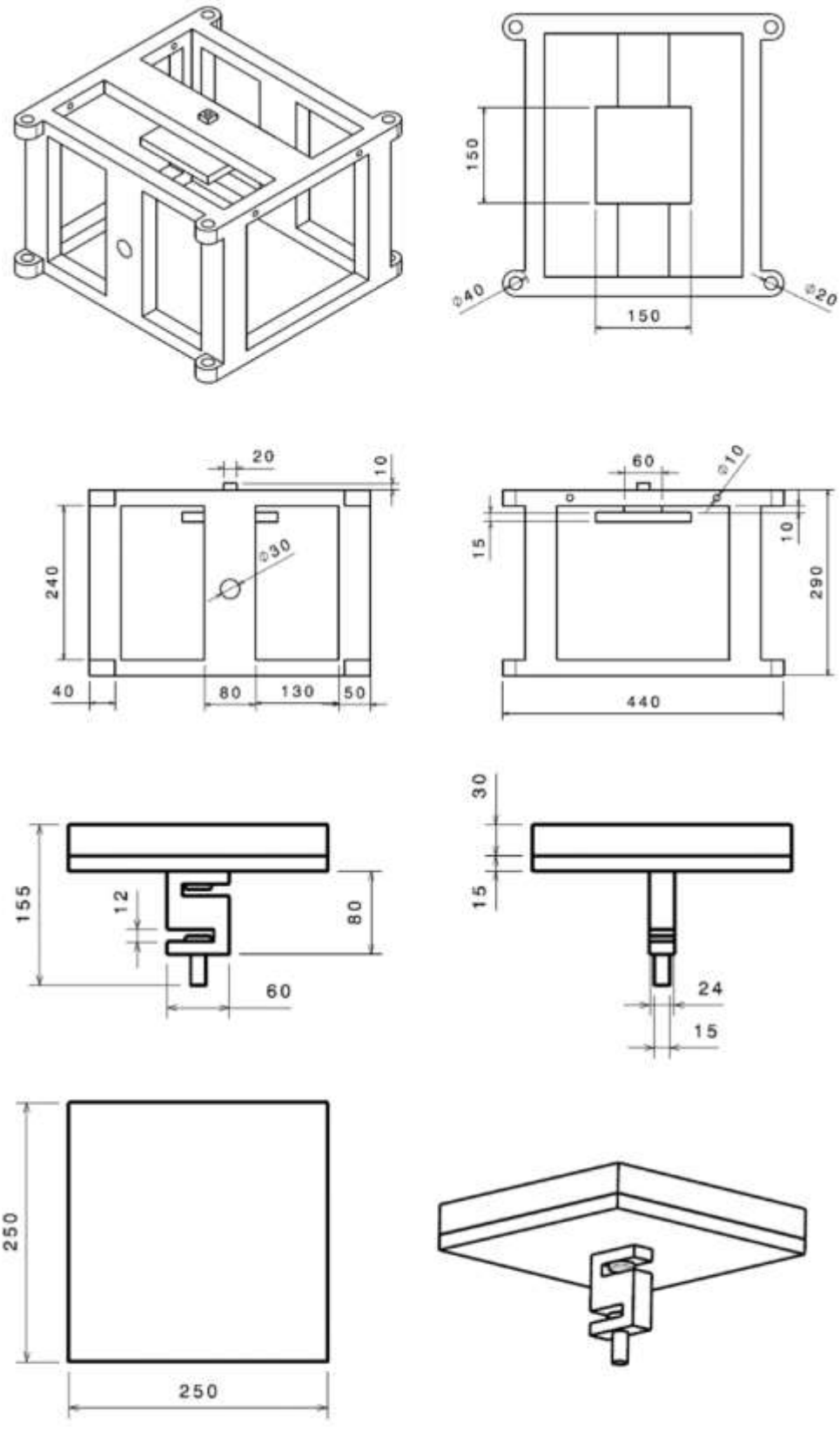
[35] M. Jaskiewicz, D. Frej, J. Matej, and R. Chaba, “Analysis of the Head of a Simulation Crash Test Dummy with”, Energies, vol. 14, no. 1476, 2021.

ANEXOS

Dimensiones de la estructura del banco de pruebas, estructura móvil y barrera de impacto. Las unidades están en mm.

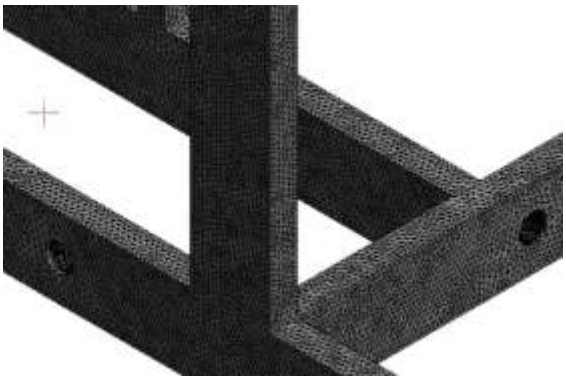


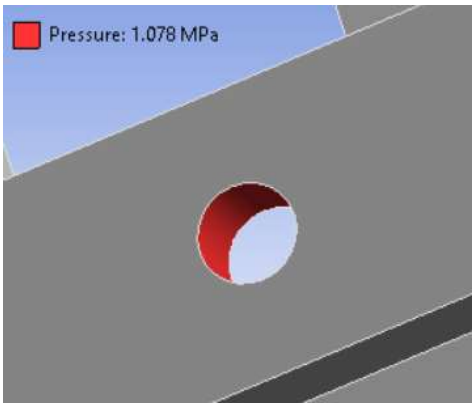


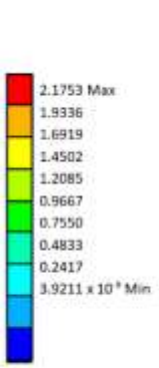


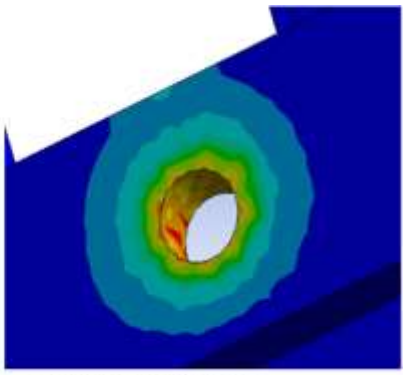
Análisis de elementos finitos de la estructura del banco de pruebas

- Área de los rodamientos: 136.5 mm^2
- Fp: 588.6 N
- Carga en cada rodamiento 147.15 N
- $P = 1\,078\,021.978\ Pa = 1.0780\ MPa$

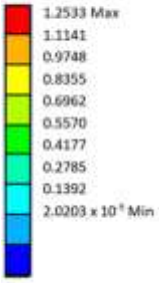


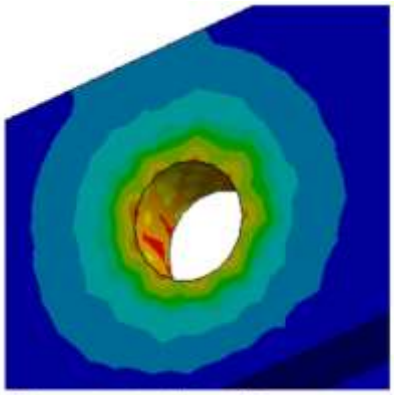




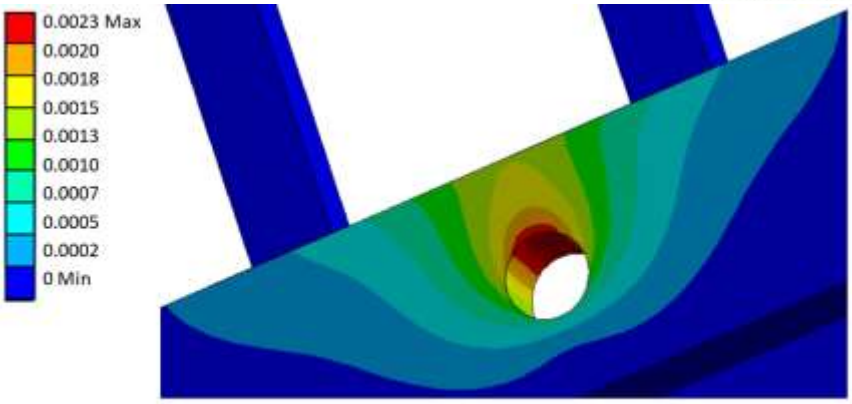


Esfuerzos de Von Mises en MPa





Esfuerzos cortantes máximos en MPa



Deformaciones obtenidas en mm