

Fuerzas de impacto de lacrimógenas lanzadas en distintas condiciones y su riesgo de producir una fractura del hueso nasal

Nicolás Mujica and Rodrigo Soto
*Departamento de Física, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas,
Universidad de Chile, Avenida Blanco Encalada 2008, Santiago, Chile*

(Dated: 15 de mayo de 2020)

Este documento es un anexo al informe “Probabilidades de impacto y energías de impacto de lacrimógenas lanzadas en distintas condiciones”. Usando los resultados presentados en éste, y basado en la literatura existente, se analiza la probabilidad de producir una fractura del hueso nasal debido al impacto de una lacrimógena mediante un análisis de la fuerza de impacto.

I. ESTUDIOS EXPERIMENTALES DEL RIESGO DE FRACTURA DEL HUESO NASAL

Existen diversos estudios experimentales sobre los riesgos de fractura en huesos, incluidos los de la cabeza. La metodología consiste en usar partes del cuerpo humano extraídos de cadáveres de personas cuyo deceso no esté relacionado con la parte estudiada. El estudio más reciente y completo sobre el riesgo de fractura del hueso nasal es el reportado por Cormier y coautores el año 2010 [1]. En ese trabajo se presenta el análisis de impactos controlados sobre el hueso nasal de 24 sujetos (machos), cuyas edades de decesos varían entre los 41 y 94 años. Usando sensores acústicos y una celda de carga (medición de fuerza) los investigadores pudieron medir el momento preciso de la fractura del hueso nasal tras el impacto controlado de un objeto cilíndrico sobre la nariz. El resultado principal es que la función de riesgo obtenida entrega un 50 % de probabilidad de fractura de este hueso para una fuerza de $F_{\text{frac}} = 650 \pm 200$ N (Newton). Fuerzas mayores aumentan la probabilidad de fractura.

Es importante notar que comparado con las lacrimógenas que son de nuestro interés, dicho estudio fue hecho para una velocidad relativamente baja, del orden de 3 m/s, y con una masa de colisión más elevada (3.2 kg). Un estudio experimental previo, realizado en huesos, demuestra que hay un efecto dinámico en su fractura: el valor de F_{frac} depende de la tasa de deformación, es decir, depende de la velocidad de impacto. Este trabajo, hecho por Carter y Hayes en 1976 [2], demuestra que $F_{\text{frac}} = AV^{0.06}$. Dadas las velocidades reportadas para las lacrimógenas, se concluye usando la fórmula anterior que el 50 % de probabilidad de fractura se obtiene para una fuerza $F_{\text{frac}} = 770 \pm 240$ N.

II. FUERZA MÁXIMA DE IMPACTO A PARTIR DE LAS MEDIDAS DE VELOCIDAD DE LAS BOMBAS LACRIMÓGENAS

En esta parte mostraremos cómo se puede estimar la fuerza máxima ejercida sobre el hueso nasal al momento de ser impactada por una lacrimógena que tiene una velocidad V y masa M . Para lograr esto debemos hacer algunos supuestos que tienen sustento en el trabajo reportado por Cormier y coautores [1].

La fuerza ejercida sobre el hueso nasal por el impacto de un objeto tiene una forma que puede ser aproximada como una función temporal triangular. La figura 1(a) muestra un ejemplo de una medición de la señal de fuerza ejercida sobre el hueso nasal durante un impacto (obtenida de [1]). La emisión acústica muestra cuándo se inicia la fractura, lo que permite determinar la fuerza de fractura F_{frac} . La figura 1(b) muestra la aproximación de la señal de fuerza por una forma triangular. Su altura está dada por la fuerza máxima ejercida F_{max} , y su base es el tiempo que dura la colisión t_o .

El objetivo es obtener F_{max} a partir de las mediciones de velocidad V de impacto de las lacrimógenas que fueron lanzadas a diferentes ángulos (0, 5 y 10°) a una distancia de 51 m y determinar si ese valor es mayor o no que F_{frac} . Usando la segunda ley de Newton para el objeto que choca con el hueso nasal,

$$M \frac{d^2 x}{dt^2} = -F(t) \quad (1)$$

en la dirección del impacto normal sobre la nariz, con $F(t)$ la fuerza que ejerce el proyectil sobre la nariz, y por acción y reacción es igual pero de signo contraria la fuerza que actúa sobre la masa M . Integrando en el tiempo una vez, se

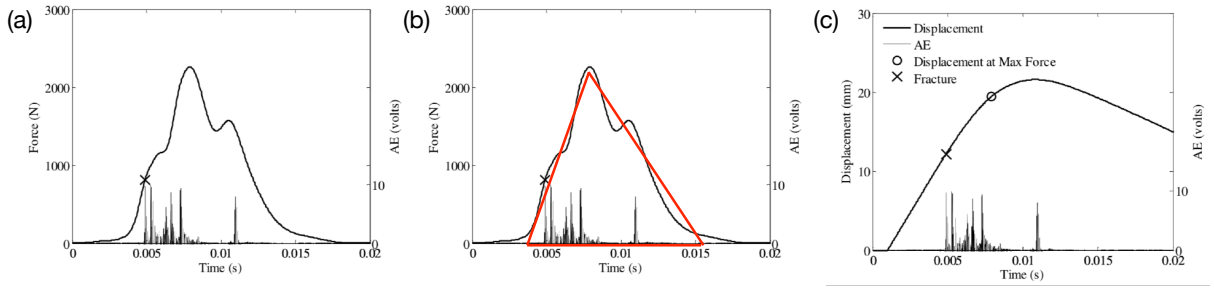


Figura 1. (a) Medidas de fuerza y emisión acústica versus el tiempo para el impacto de un objeto sobre el hueso nasal [1]. La señal suave en el tiempo es la fuerza. La señal más ruidosa es la emisión acústica; su inicio indica la fractura, con lo que se determina la fuerza de fractura F_{frac} (símbolo \times en la figura). (b) Es la misma figura pero se ha sobrepuesto un triángulo a la señal de fuerza para mostrar esta aproximación a la fuerza real medida. El triángulo tiene una altura dada por la fuerza máxima F_{max} , y su base es la duración de la colisión, que llamaremos t_o . (c) Señal medida de desplazamiento. Se observa que éste comienza antes de que la fuerza sobre el hueso nasal aumente, debido a que en una primera etapa se deforma la parte blanda (cartílago) de la nariz, sólo después de haber avanzado ≈ 1 cm, comienza la fuerza a aumentar desde su valor nulo.

obtiene

$$M \int_V \frac{dx}{dt} = - \int_0^{t_o} F(t) dt, \quad (2)$$

$$MV = \frac{F_{\text{max}} t_o}{2}, \quad (3)$$

$$\rightarrow F_{\text{max}} = \frac{2MV}{t_o}, \quad (4)$$

donde hemos usado que $F(t)$ está aproximada por la función triangular de la figura 1, de altura F_{max} y base t_o .

Para determinar el tiempo de colisión t_o usaremos un balance energético. Para ello se usan observaciones fenomenológicas del estudio hecho por [1]. Como se indica en el texto de la figura 1, la fuerza comienza a aumentar desde su nivel 0 cuando el desplazamiento ya ha avanzado hasta ≈ 1 cm [3]. La fuerza crece después, linealmente, hasta alcanzar la fuerza máxima F_{max} . La interpretación es la siguiente. Parte de la energía de movimiento del proyectil es gastada en deformar la parte blanda de la nariz, y el resto en deformar el hueso hasta su fractura o no, dependiendo de la fuerza máxima que se alcance. De los datos del estudio [1], se deduce que 1/3 de la energía es utilizada en la primera etapa, y 2/3 en deformar el hueso [3].

Entonces, usamos el hecho que el choque es plástico y que 2/3 de la energía inicial (que es cinética, de movimiento, igual a $MV^2/2$) es igual al trabajo realizado por la fuerza sobre el proyectil en la etapa de deformación del hueso, hasta que se detiene. Este trabajo, debido a la forma triangular de la fuerza, es igual a $F_{\text{max}} \Delta x_o / 2$, donde Δx_o es la diferencia de desplazamiento del proyectil desde el momento en que comienza la deformación del hueso. Esto nos permite encontrar una relación entre las cantidades,

$$\frac{\Delta x_o}{t_o} = \frac{V}{3}. \quad (5)$$

Entonces, conocidos V y Δx_o podemos determinar t_o . Esto es importante pues, si bien los experimentos del trabajo [1] dan mediciones de Δx_o y t_o , en particular los valores de tiempos de colisión no necesariamente son iguales al caso de los proyectiles lacrimógenos pues justamente las masas usadas y las velocidades de impacto son diferentes.

Para verificar la validez de esta relación, y por lo tanto la de nuestros supuestos, podemos tomar los datos reportados en [1] en sus figuras 7 y 8 (la n° 7 es nuestra figura 1a; y la n° 8, la figura 1c). Estos datos corresponden al sujeto (experimento) 4 reportado en el anexo de ese trabajo [3]. La fuerza máxima es $F_{\text{max}} = 2260$ N, y la fuerza de fractura $F_{\text{frac}} = 810$ N. Al mismo tiempo, podemos deducir que $\Delta x_o \approx 1$ cm y $t_o \approx 12$ ms para el ejemplo de colisión que se muestra en estas figuras. La misma tabla del anexo da la energía de impacto de 16 J. Como la masa del objeto que impacta es $M = 3.2$ kg, podemos deducir la velocidad de impacto, $V \approx 3.16$ m/s. Usando la relación (5), con $\Delta x_o = 1$ cm, obtenemos el tiempo de colisión de ≈ 10 ms, lo que está en excelente acuerdo con lo deducido de las figuras ($t_o \approx 12$ ms).

Finalmente, usando (5) en (4), obtenemos

$$F_{\text{max}} = \frac{2MV^2}{3\Delta x_o}, \quad (6)$$

donde recordamos que F_{\max} es la máxima fuerza que ejerce el objeto, M la masa del objeto, V la velocidad con que impacta y Δx_o la máxima deformación del hueso.

Nos parece que es más directo de usar esta forma de la fuerza máxima pues la distancia Δx_o corresponde a la penetración del proyectil al impactar el hueso, lo que es una cantidad que es más intuitiva de estimar (entre 1 a 2 cm con bastante certeza). Para verificar, tomando los datos de la figura 7 del estudio [1] (figura 1 aquí), con $M = 3.2$ kg, $V = 3.16$ m/s y $\Delta x_o = 1$ cm, obtenemos $F_{\max} = 2133$ N, bastante cercano al valor medido 2260 N.

Usando la expresión (6) para la fuerza máxima y los datos de velocidad medidos en terreno (del informe “Probabilidades de impacto y energías de impacto de lacrimógenas lanzadas en distintas condiciones”) podemos obtener estimaciones para F_{\max} para cada tipo de lacrimógena. Se usaron tres posibles valores para las deformaciones máximas, $\Delta x_o = 1, 1.5, 2$ cm, que consideramos son razonables. Tal como se justificó en el informe principal, la masa corresponde a M_{\max} , la de una lacrimógena no activada.

El resumen de estos cálculos se presenta en el cuadro I. Para todos los casos estudiados, la fuerza máxima es bastante superior al valor deducido de [1] y [2] para un 50% de probabilidad de fractura, $F_{\text{frac}} = 770 \pm 240$ N. El caso de Condor triple con $\Delta x_o = 2$ cm, es el único que se acerca un poco a este rango (1223 ± 360 N).

F_{\max} por tipo de lacrimógena	$\Delta x_o = 1$ cm	$\Delta x_o = 1.5$ cm	$\Delta x_o = 2$ cm
Condor triple			
Promedio	2446 N	1630 N	1223 N
Desviación estándar	721 N	481 N	360 N
Condor único			
Promedio	17203 N	11469 N	8602 N
Desviación estándar	4711 N	3141 N	2356 N
ALS único			
Promedio	16171 N	10781 N	8085 N
Desviación estándar	4155 N	2770 N	2078 N

Cuadro I. Estimación de fuerza máxima F_{\max} , con su promedio y desviación estándar para cada tipo, usando los datos medidos de velocidad de llegada para tres posibles deformaciones máximas $\Delta x_o = 1, 1.5, 2$ cm.

III. CONCLUSIONES

A diferencia de los trabajos existentes en la literatura que muestran que la ruptura ocular es controlada por la energía normalizada del objeto que impacta, los trabajos publicados sobre fracturas de huesos muestran que el parámetro relevante es la fuerza de impacto. A diferencia también a lo que ocurre con las medidas hechas con ojos humanos, en los huesos es posible usar instrumentación que permite medir en tiempo real la fuerza ejercida durante un impacto, y por lo tanto determinar el valor de fuerza que da un factor de riesgo de 50% de fractura del hueso nasal [1].

Los experimentos reportados en el informe “Probabilidades de impacto y energías de impacto de lacrimógenas lanzadas en distintas condiciones” nos entregan la velocidad y la masa de cada tipo de lacrimógena disparada a una distancia de 51 m, para diferentes ángulos de lanzamiento.

A partir de principios básicos de física Newtoniana se ha deducido una expresión que permite relacionar los parámetros medidos con la fuerza máxima que ejercerían estas lacrimógenas de haber chocado en forma plástica con un objeto, como sería el caso de chocar con un rostro de una persona.

Los valores calculados para F_{\max} son bastante superiores al valor de F_{frac} (que indica cuándo existe un 50% de riesgo de fractura del hueso nasal) para todos los tipos de lacrimógenas y los tres casos de deformación máxima analizados, salvo para el caso de Condor triple con $\Delta x_o = 2$ cm, que está un poco sobre el rango $F_{\text{frac}} = 770 \pm 240$ N.

La conclusión final es que en todos los casos estudiados, con una probabilidad muy alta se produciría una fractura de hueso nasal de ser impactado por una lacrimógena de tipo Condor o ALS con los parámetros de disparo reportados en el informe anteriormente citado.

[1] J. Cormier, S. Manoogian, J. Bisplinghoff, S. Rowson, A. Santago, C. McNally, S. Duma, J. Bolte IV, “The Tolerance of the Nasal Bone to Blunt Impact”, *Ann Adv Automot Med.* **54**, 3-14 (2010).

[2] D.R. Carter, W.C. Hayes, “Bone Compressive Strength: The Influence of Density and Strain Rate”, *Science* **194**, 1174-1176 (1976).

[3] Conversación via correo electrónico con Stefan Duma, autor principal del estudio [1].