

YOU NEVER TOUCH ME,

ETAPA I

(YNTM I)

Autor: Milivoj Jordas Cruz Cerda.

Marzo 2020, Iquique, Chile.

ÍNDICE

	Pág.
I.- ABSTRACTO.....	3
II.- ABSTRACT.....	4
III.- INTRODUCCIÓN.....	5-8
IV.- OBJETIVO GENERAL.....	9
V.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	9
VI.- MATERIALES Y MÉTODOS.....	10
VII.- RESULTADOS.....	11-81
VIII.- DISCUSIÓN.....	82-89
IX.- CONCLUSIÓN.....	90
X.- BIBLIOGRAFÍA.....	91-116
XI.- ANEXOS.....	117

ABSTRACTO

En este anteproyecto, se presenta un sistema denominado “You Never Touch Me I” (YNTM I), ambiciosa idea que a largo plazo, puede mejorar la calidad de vida de miles de adultos mayores y salvar millones de vidas humanas en todo el mundo, esto por medio del retiro del cuerpo humano o alguna de sus extremidades de un “espacio=tiempo=incidente” (ETI). Aunque se lograron determinar factores y parámetros importantes para la viabilidad del proyecto, a saber el tipo de accidente y lesión a evitar, fuerza requerida para generar daño óseo en el ser humano, los niveles de tolerancias a las fuerzas gravitacionales en el ser humano, el estado físico y tipo de elemento químico del agente propulsor, el tipo de sensor a utilizar para medir ETI, entre otros, resulta necesario, dado el alto grado de innovación tecnológico propuesto, un fuerte apoyo de entidades públicas y/o privadas para resolver aspectos por medio de un equipo multidisciplinario, tales como definir el tipo de arnés o sillín a implementar, el tipo de manguera de alta presión a usar y su circuito a través del arnés, el contenedor o tanque a utilizar y las válvulas de cierre-apertura, el tipo de software o aplicación a utilizar para controlar el funcionamiento del sistema YNTM I, entre otros, puesto que si bien, en la mayoría se mencionan y describen diversas alternativas para cada uno de los puntos descritos, sugiriéndose algunas, la opinión de uno o más especialista en las diversas áreas es relevante. Finalmente, proceder con las pruebas de laboratorio del producto piloto, puede llegar a ser tanto o más caro que el desarrollo mismo del sistema.

PALABRAS CLAVE: YNTM I; ETI; SEGURIDAD; CALIDAD DE VIDA.

ABSTRACT

In this draft, a system called "You Never Touch Me I" (YNTM I) is presented, an ambitious idea that in the long term can improve the quality of life of thousands of older adults and save millions of human lives worldwide, this through the removing of the human body of a "space = time = incident" (STI). Although it was possible to determine factors and parameters for the viability of the project, like the type of accident and injury to avoid, force required to generate bone damage in humans, the levels of tolerance to gravitational forces in humans, the physical state and type of chemical element of the propellant agent, the type of sensor to be used to measure STI, among others, it is necessary given the high degree of technological innovation proposed, a strong support from any public and / or private entities to resolve aspects by through a multidisciplinary team, and then development the system and test the pilot product, which can become as or more expensive than the development of the system itself.

KEYWORDS: YNTM I; STI; SECURITY; QUALITY OF LIFE.

INTRODUCCIÓN

Desde sus orígenes hasta la actualidad, el ser humano (*Homo sapiens* (Linneaus, 1758)) ha sido víctima de diversos tipos de accidentes, tales como caídas de igual o distinto nivel, golpes por o contra, atropellos, asesinatos, atentados terroristas, aplastamiento, atrapamiento, entre otros, lo que nos ha situado en una escala vulnerable, tal como le sucede a la mayoría de los seres vivos y/o animales de este planeta.

Si bien, se han desarrollado distintos tipos de elementos y equipos de protección, tales como los de protección personal (EPP; i.e. casco, guantes, lentes, arneses de seguridad, zapatos de seguridad, etc.), los sistemas o elementos que aportan a la seguridad en el transporte (i.e. cinturón de seguridad, bolsas de aire¹, barreras de concreto, componentes diseñados o rediseñados para absorber energías, sensores de diversos tipos, creación de nuevos materiales o aleaciones, etc.) (Alexander, 1960; Pugsley, 1960; Abramowicz & Jones, 1984, 1986; Abe *et al.*, 1990; Ohkami *et al.*, 1990; Seitzberger *et al.*, 1997; Ramakrishna, 1998; El-Sobky & Singace, 1999; Gupta & Velmurugan, 1999; Hassen *et al.*, 2000; Li *et al.*, 2000; Santosa *et al.*, 2000; Chen, 2001; Bouchet *et al.*, 2002; Borvik *et al.*, 2003; Adura *et al.*, 2004; Karagiozova & Alves, 2004; Marsolek & Reimerdes, 2004; Meguid *et al.*, 2004; Reyes *et al.*, 2004; Kim & Wierzbicki, 2004; Babbage & Mallick, 2005; Rossi & Behdinan, 2005; Zhang, 2005; Guden & Kavi, 2006; Hosseini-Tehrani & Nikahd, 2006; Kavi *et al.*, 2006; Taher *et al.*, 2006; Zarei &

¹ El uso combinado del cinturón de seguridad y del air bag, previenen entre el 47 al 52% de las fatalidades para conductores y/o pasajeros de vehículos (Wrasse *et al.*, 2014).

Krogöer, 2006; Zhang & Suzuki, 2007; Adachi *et al.*, 2008; Aktaya *et al.*, 2008; Amaro & Cardoso, 2008; Angel & Hickman, 2008; Atahan, 2008; Baguley *et al.*, 2008; Karagiozova & Jones, 2008; Mamalis *et al.*, 2008; Rezadoust *et al.*, 2008; Marzbanrad *et al.*, 2009; Taher *et al.*, 2009; Xua *et al.*, 2009; Xue *et al.*, 2009; Zhang *et al.*, 2009; Zhang & Huh, 2009; Salehghaffari *et al.*, 2010; Elmarakbi *et al.*, 2011; Ghamarian *et al.*, 2011; Khalkhali *et al.*, 2011; Najafi & Rais-Rohani, 2011; Niknejad *et al.*, 2011; Pawlus *et al.*, 2011; JandaghiShahi & Marzbanrad, 2012; Zhang *et al.*, 2012; Belingardi *et al.*, 2013; khalkhali *et al.*, 2013; Atahan *et al.*, 2014; Marzbanrad & Keshavarzi, 2014; Wrasse *et al.*, 2014; Bin Mohd. Zain & Mohammed, 2015; Hong *et al.*, 2005; Dias *et al.*, 2016; Esmaeili *et al.*, 2017; Rio *et al.*, 2017a, 2017b; Asadinia *et al.*, 2018) y los de tipo administrativos, a través de legislaciones, inspecciones diversas, campañas para concientizar y educar a las personas respecto a la importancia de la seguridad, técnicas, modelos y metodologías, entre otras estrategias (Jang *et al.*, 1997; Tingvall *et al.*, 2010; Rohayu *et al.*, 2012; Guerrero & Amaris, 2014; Erdogan *et al.*, 2015; Mattos *et al.*, 2015; Guerrero & Santiago, 2016; Masoud, 2016; da Silva *et al.*, 2016), todos los cuales, tienen como objetivo eliminar o minimizar los negativos efectos de los accidentes, estos han persistido a través del tiempo, siendo por ejemplo, considerado en el presente el accidente vehicular y/o de tránsito, un problema serio de salud pública global, ya que a nivel mundial, se estima que cerca de 50 millones de personas sufren daño físico y discapacidades producto de estos, con 1,3 millones de muertes (Pérez *et al.*, 2006; OMS, 2014; Cantillo *et al.*, 2015; Erdogan *et al.*, 2015; Guerrero *et al.*, 2015; Mohanty & Gupta, 2015; Guerrero & Santiago, 2016; Issa, 2016; de Wit & Zaneripe, 2016), lo cual se asocia con factores de comportamiento, el nivel de seguridad en los vehículos, las precariedades del ambiente o de la infraestructura urbana, el incremento en

el número de vehículos, los cambios en los estilos de vida, el grado de severidad en la penalización de las faltas de tránsito, entre otros (Adura *et al.*, 2004; Amaro & Cardoso, 2008; Angel & Hickman, 2008; Miki *et al.*, 2014; Erdogan *et al.*, 2015; Forman *et al.*, 2015; Mattos *et al.*, 2015; Dias *et al.*, 2016; da Silva *et al.*, 2016), superando a los fallecidos por guerras o epidemias (Wrasse *et al.*, 2014), de hecho, en Colombia, un accidente de tránsito ocurre cada 2,5 minutos, alguien es herido cada 10 minutos y una persona muere cada 69 minutos, lo que significa que cada día 20 personas mueren y 144 son heridas (INMLCF, 2012; Guerrero *et al.*, 2015; Guerrero & Santiago, 2016) y por otra parte, incluso si se usan los EPP u otro sistema o equipo de seguridad, dependiendo de la magnitud de la fuerza al que son sometidos, pueden estos verse vulnerados, siendo además los EPP relegados especialmente para actividades laborales en terreno, más que de uso en la vía pública o en el hogar.

Para solucionar este inconveniente, que genera grandes pérdidas socio-económicas, con un costo anual a nivel latinoamericano por accidentes de tránsito de 11.370 millones de dólares (Bhalla, 2013) y en el mundo de sobre US\$500 billones (OMS, 2015; Moreira *et al.*, 2016) e inmensurables sufrimientos a las víctimas y familiares, se presenta a continuación un sistema denominado “YOU NEVER TOUCH ME I” (YNTM I), el cual en su primera etapa de desarrollo, debe ser capaz de evitar o minimizar el daño generado por los golpes ocasionados por las caídas de igual o distinto nivel, y los golpes por o contra generados por objetos en movimiento (i.e. automóviles, motocicletas, bicicletas, entre otros), esto mediante el retiro oportuno y de forma segura del cuerpo humano o de alguna de sus extremidades, de un espacio-tiempo determinado, en el cual este(os) pueda(n) sufrir lesiones tisulares, musculares,

óseas o fatales, el que para este estudio se denomina “Espacio=Tiempo=Incidente” o ETI.

Es de conocimiento público que caídas hasta de igual nivel, han degenerado la salud y bienestar de muchos adultos mayores, con la subsecuente aceleración de su fallecimiento, entre otras lamentables situaciones, a veces, erróneamente asimiladas como cotidianas o propias de la vida, de hecho, durante análisis estadísticos de 10 años o más, se detectó que las personas ≥ 60 años, tenían mayor riesgo de accidentes que aquellos de menor edad (Angel & Hickman, 2008; Segura *et al.*, 2017), con un incremento en la edad de 10 años en el ser humano, resultando en un 2% de probabilidad de incremento de lesión y un 6% de probabilidad de muerte (Wang, & Kockelman, 2005).

OBJETIVO PRINCIPAL

- Desarrollar un sistema autónomo y automático, capaz de retirar de forma oportuna y segura el cuerpo humano o alguna de sus extremidades de un ETI.

OBJETIVOS SECUNDARIOS

- 1) Definir ETI.
- 2) Determinar tipo de accidente y lesión a evitar.
- 3) Determinar la fuerza requerida para generar daño óseo en el ser humano.
- 4) Determinar la fuerza necesaria para mover un cuerpo humano, sin generar daños secundarios mayores al potencial incidente.
- 5) Definir el tipo de arnés a implementar.
- 6) Determinar el circuito a través del cual se distribuirán las mangueras en el arnés.
- 7) Determinar el estado físico y tipo de elemento químico del agente propulsor, junto con el contenedor o tanque a utilizar y válvulas de cierre-apertura.
- 8) Determinar el tipo de manguera a utilizar para distribuir el elemento químico a usar y los puntos de salida del elemento químico.
- 9) Determinar el modo de apertura y el tipo de sensor de accionamiento del contenedor del dispositivo automático.
- 10) Determinar o diseñar el tipo de software o aplicación a utilizar para controlar el funcionamiento del sistema YNTM I.
- 11) Determinar el nivel de eficiencia y seguridad del producto.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este es un estudio analítico-descriptivo que se basará en una revisión de cerca de 180 revistas especializadas del área científico y técnico, que permiten visibilizar las mejores alternativas tecnológicas a emplear en un posible desarrollo futuro del sistema YNTM I, y entregar parámetros de operatividad adecuados, entre otros.

Muchas de estas investigaciones a exponer, se han generado con procesos de análisis estadísticos de 1 década o más años, y comprenden destacados estudios de prestigiosas instituciones y autores de todo el mundo, incluido la NASA, quienes han desarrollado y sugerido múltiples aplicaciones, modelos, estrategias, entre otros, para eliminar o minimizar los negativos efectos de los incidentes, probablemente basados al igual que en este estudio, en el sentido común de ciudadanos más seguros.

Junto con ello, uno de los pilares fundamentales de esta investigación radica en la Tercera Ley, desarrollada por el científico británico Isaac Newton (1642-1727), o también denominada como “Principio de Acción y Reacción”, el que fue publicado en su obra *Philosohiae naturalis principia mathematica* (“Principios matemáticos de la filosofía natural”) el año 1687, y que determina que por cada fuerza que actúa sobre un cuerpo, éste realiza una fuerza igual, pero de sentido opuesto sobre el cuerpo que la produjo, la cual será ampliamente descrita y analizada en el ítem 4 de este estudio, llamado “Fuerza necesaria para mover un cuerpo humano, sin generar daños secundarios mayores al potencial incidente”.

DESARROLLO DEL SISTEMA

- 1) **Definición de ETI:** El concepto del “espacio=tiempo=incidente” (ETI) aplicado en este estudio, considera que todo accidente debe necesariamente ocurrir en un plano o eje tridimensional Z, X e Y, en donde un objeto o fuerza con potencial de generar daño corpóreo al ser humano, sólo lo lesionará si se encuentran ambos en el mismo eje tridimensional en igual lapso o espacio de tiempo (Figura N°1).

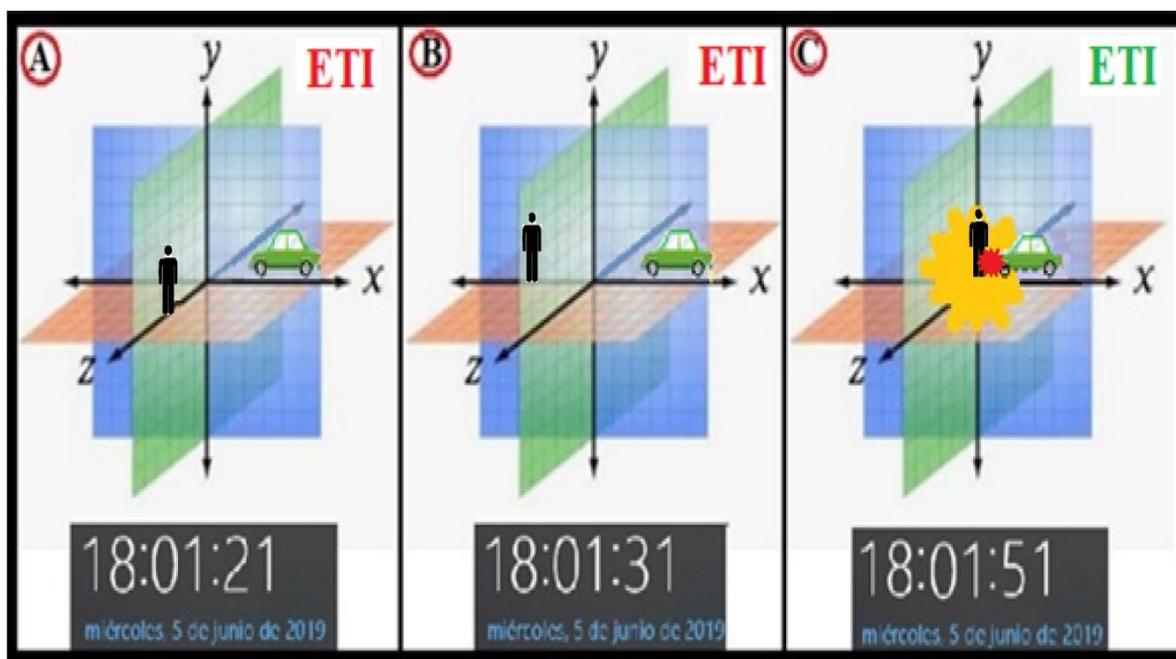


Figura N°1: Ejemplo de situaciones con de no (A, B) y sí (C) incidente.

2) **Tipo de accidente y lesión a evitar:** Dado el alcance experimental del proyecto en cuestión, el tipo de accidente a evitar en la etapa I de YNTM, consiste en accidentes debidos a golpes por o contra objetos móviles, tales como los generados en accidentes de tránsito, los que comúnmente implican heridas cerradas (contusiones) y/o abiertas (abrasivas, punzadas, cortantes, avulsiones o de arrancamiento y amputaciones), fracturas simples o expuestas, perforaciones, cortes, lesiones cervicales, hemorragias internas y externas (capilar, venosa y/o arterial), traumatismo encéfalo-craneano (T.E.C.) abierto o cerrado, traumatismo de columna, entre otras (ACHS, 2010; Muñoz *et al.*, 2012; Cruz Roja Chilena, 2017).

De acuerdo a la Estadística Europea sobre Accidentes en el Trabajo (ESAW), los modos de dañarse físicamente más frecuentes son por estrés físico o mental, contacto con, impactar contra objetos móviles o estacionarios (Figura N°2).

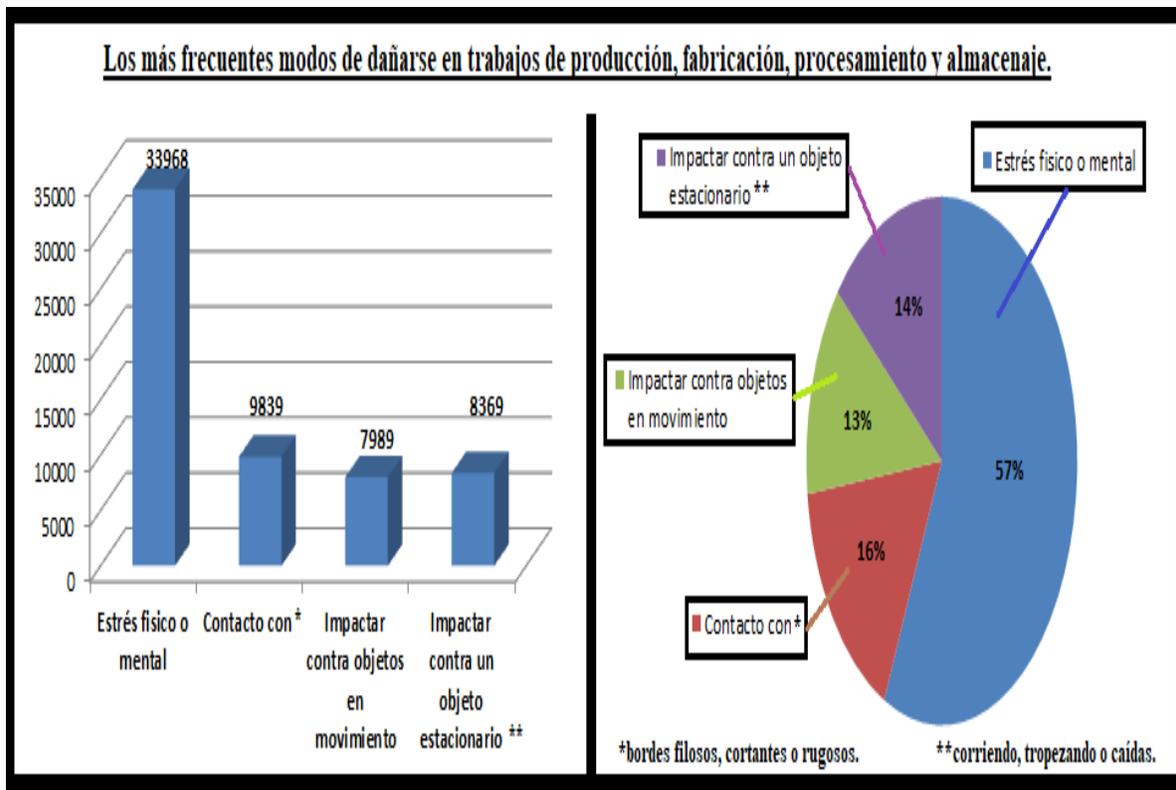


Figura N°2: Estadística del sector industrial de la ciudad de Andalucía, España, entre los años 2003 al 2012, sobre los más frecuentes modos de accidentarse en tareas de producción, fabricación, procesamiento y almacenaje (Carrillo-Castrillo *et al.*, 2016).

A su vez, en los accidentes de tránsito con vehículos motorizados, Minoyama & Tsuchida, 2004, registraron los diversos tipos de heridas sufridas por pilotos en carreras de autos con 1 asiento (39 carreras) y tipo salón (42 carreras), entre los años 1996 y 2000 en el circuito de alta velocidad de Fuji, Japón, quienes portaban diversos elementos de seguridad (i.e. casco, cinturón de seguridad), notando que las lesiones de cuello fueron las más significativas (Figura N°3).

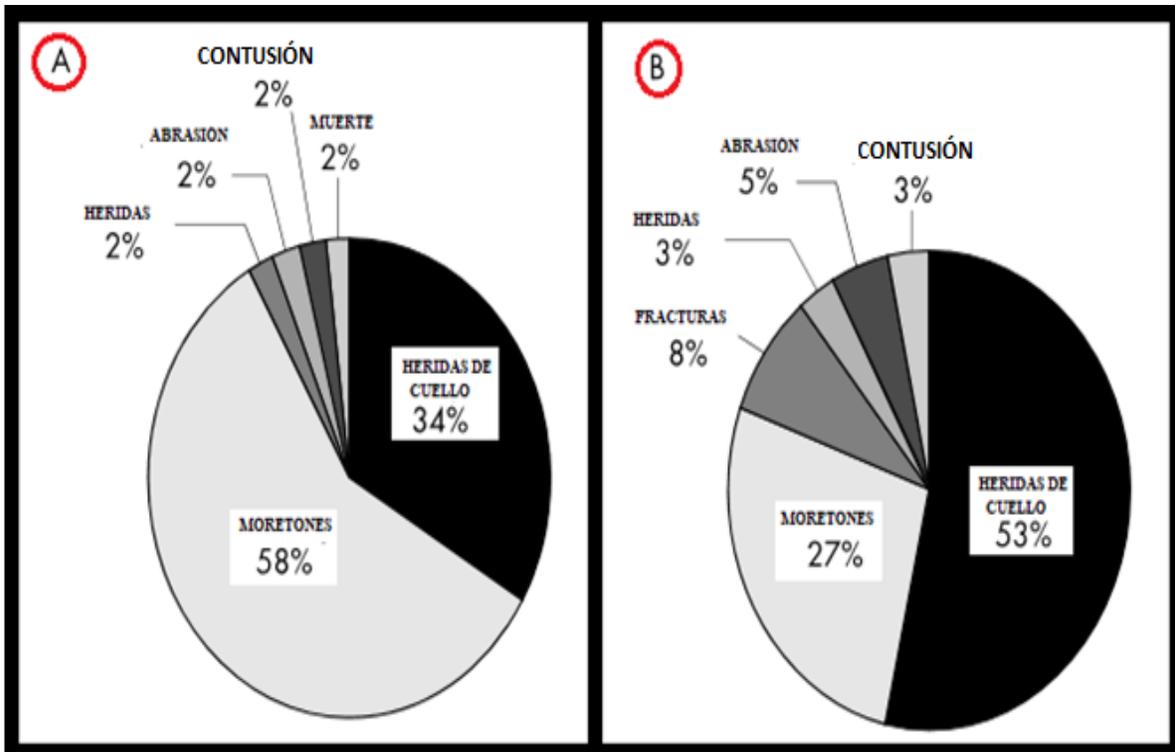


Figura N°3: Tipo de injurias adquiridas durante carreras de autos con vehículos con un asiento (A) y tipo salón (B) (Minoyama & Tsuchida, 2004).

Por otra parte en motocicletas, predominó la colisión de motocicleta con automóvil o camioneta (55,5%), seguida de las caídas de motocicleta (18%) (Figura N°4), con el tipo de impacto colisión transversal (35,2%) siendo el mayor porcentaje observado (Batista & Cardoso, 2011).

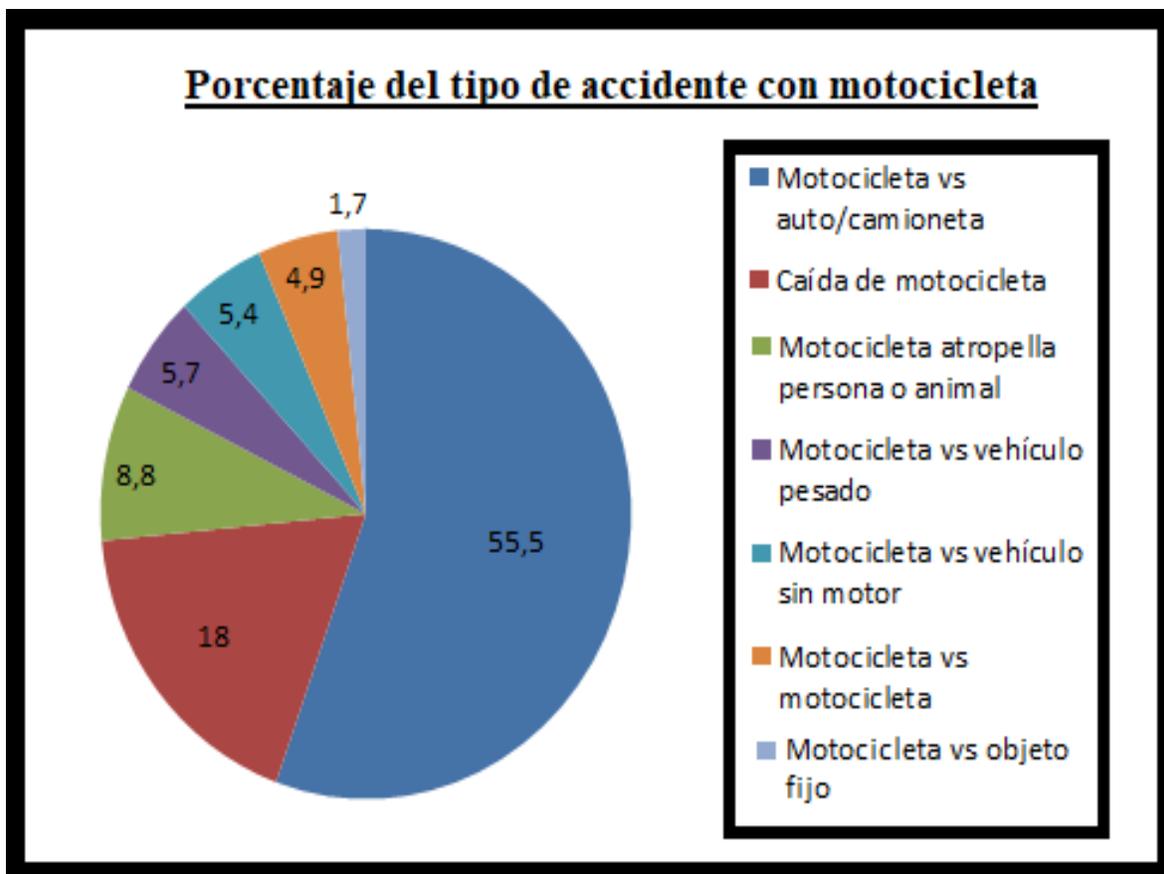


Figura N°4: Porcentaje del tipo de accidente que involucró motocicletas en la ciudad de Maringá, Brasil², entre el 1 de Enero al 31 de Diciembre de 2004 (Batista & Cardoso, 2011).

Estos resultados concuerdan con Debieux et al. (2010) (Figura N°5), quienes recopilaron los registros médicos entre Enero del año 2001 a Julio de 2002, del Departamento Ortopédico y Traumatológico de la Universidad Federal de São Paulo (UNIFESP) y con la del Hospital de São Paulo, Brasil, incluyendo específicamente a las víctimas de accidentes con motocicleta que

² Ciudad localizada al noroeste de Paraná, con 335.511 habitantes en el año 2004 y con 50.631 motocicletas y 122.963 automóviles registrados.

requerían tratamiento ortopédico, y sin considerar a aquellos que requerían tratamiento multidisciplinario.

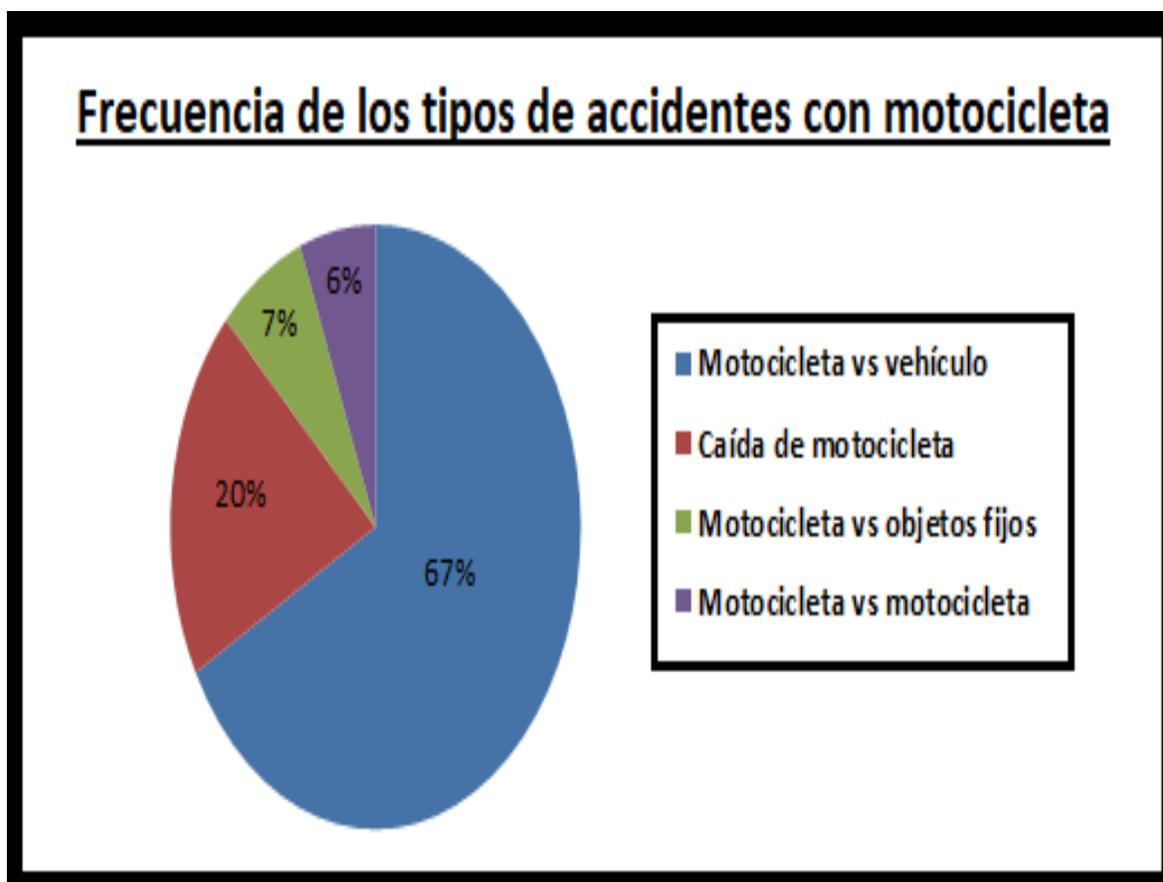


Figura N°5: Frecuencia de los tipos de accidentes con motocicletas

Amaro & Cardoso, 2008, al analizar los datos de 175 víctimas de accidentes por motocicleta durante los años 1999 al 2003 en la ciudad de São Paulo, Brasil, indicaron que la zona del cuerpo más frecuentemente golpeada fue la cabeza (58,8%), lower limbs (45,1%), y la superficie externa del cuerpo (40%), mientras que Debieux et al. 2010, exhibieron que el tipo de lesión ocasionada en accidentes de motocicletas son principalmente heridas, moretones y fracturas (Figura N°6).

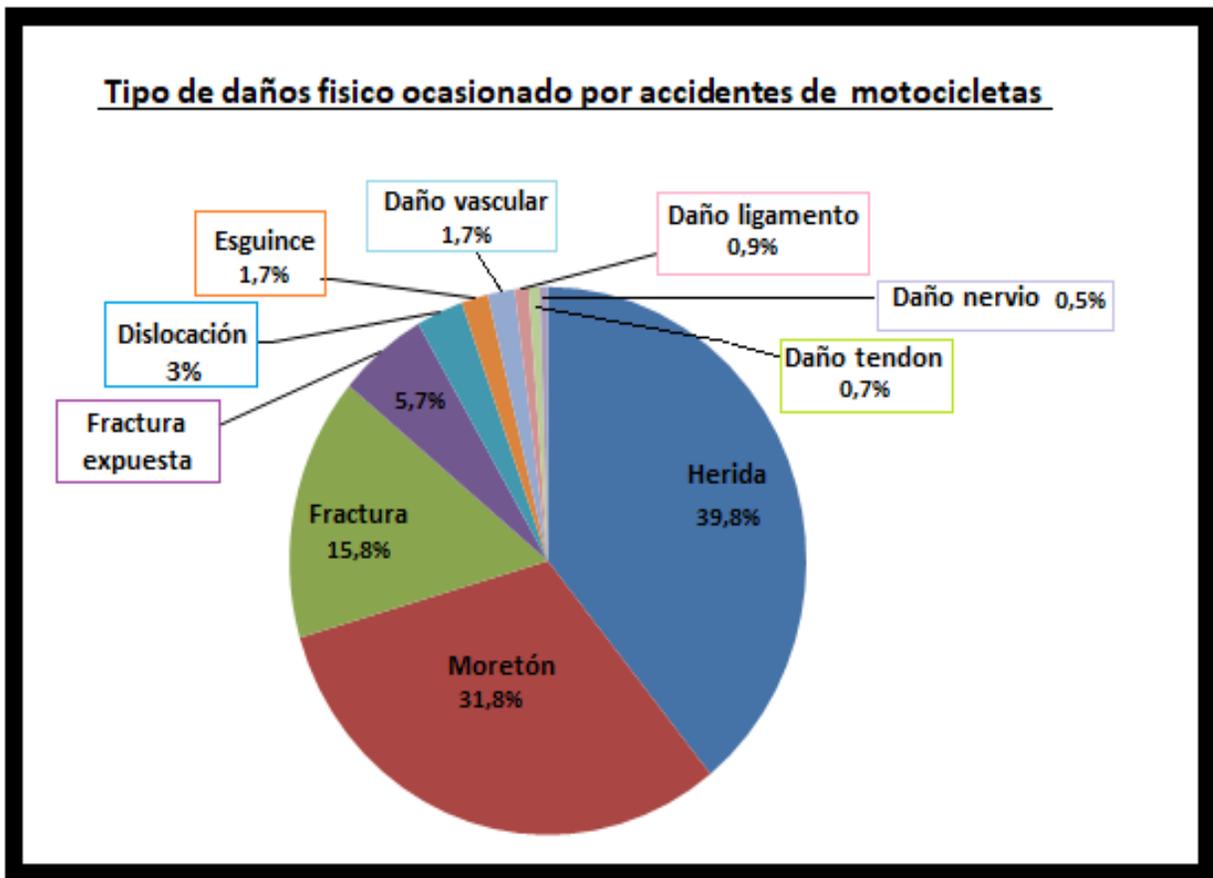


Figura N°6: Tipos de lesiones generadas en accidentes de motocicletas (Debieux *et al.*, 2010).

Sin embargo, estas tendencias varían dependiendo de las velocidades a las cuales ocurren los accidentes (Figura N°7 y 8).

Tipo de daños físico ocasionado por accidentes de motocicletas a una velocidad de hasta 20(Km/hr)

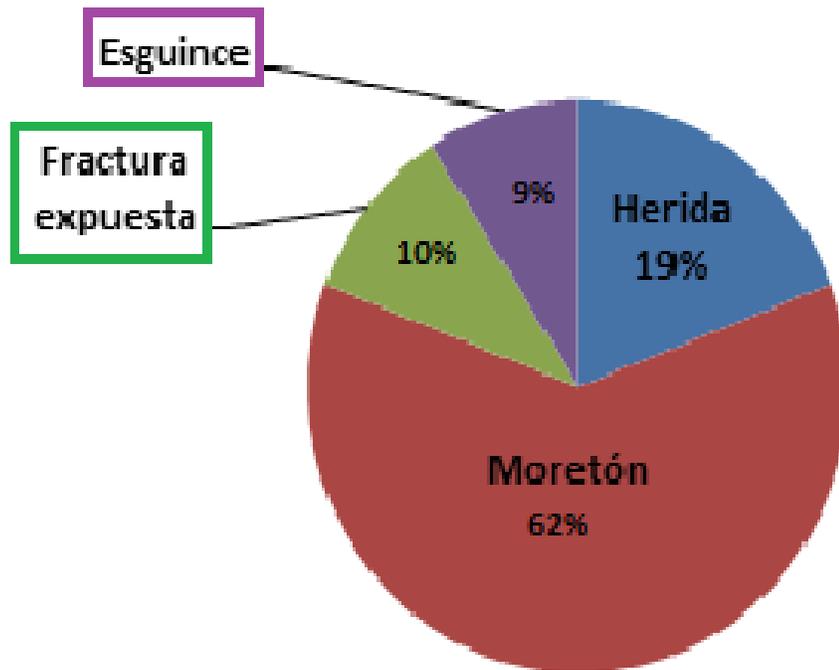


Figura N°7: Tipos de lesiones generadas en accidentes de motocicletas a velocidades de 20(Km/hr) (Debieux *et al.*, 2010).

Tipo de daños físico ocasionado por accidentes de motocicletas a velocidades superiores a los 80(Km/hr)

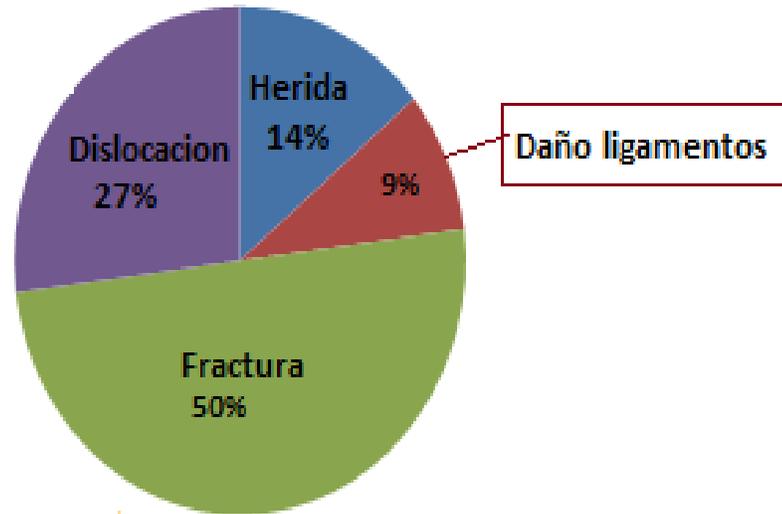


Figura N°8: Tipos de lesiones generadas en accidentes de motocicletas a velocidades superiores a los 80(Km/hr) (Debieux *et al.*, 2010).

3) **Fuerza requerida para generar daño óseo en el ser humano:** La fuerza necesaria para romper un hueso humano, específicamente el fémur, oscila entre los 65 a 420 (Kgf), y en la tibia esto ocurre entre los 42 a 172(Kgf), siendo el promedio de 242,5 y 107(Kgf), respectivamente, mientras que la tensión necesaria para cortar el fémur es de 1,5 a 6,17 (Kgf/mm²) y en la tibia, entre los 1,2 a 3,9(Kgf/mm²), con un promedio de 3,8 y 2,5(Kgf/mm²), respectivamente (Tabla N°1).

INVESTIGADORES	Carga (Kgf)		Tension cortante (Kgf/mm ²)	
	femur	tibia	femur	tibia
Lyon et al., 1941	100 - 158	108 - 170	2.5 - 3.5	2.6 - 3.9
Koranyi et al., 1970			2.82	
Schatzker et al., 1975			6.17	
Vangsness et al., 1981			4.68	
Bolliger et al., 1999	65 - 420	42 - 172	1.5 - 4.0	1.2 - 2.7

Tabla N°1: Resumen de la carga de ruptura y de la tensión cortante necesaria para el fémur y la tibia humana (Bolliger *et al.*, 1999).

Estas variaciones en las resistencias, se deben principalmente a los cambios cuantitativos y cualitativos en el diámetro del hueso, al grosor de la corteza, y a las características locales de las trabéculas³ a lo largo del fémur y la tibia (Bolliger *et al.*, 1999). En concordancia, Matsunaga & Henrique (2010), indican que el diámetro externo y el grosor de la corteza del hueso,

³ Cada una de las pequeñas prolongaciones óseas entrecruzadas que forman una malla ósea y que limitan, compartimentando, las cavidades medulares del tejido esponjoso (Anexo N°1).

juegan un rol crucial en determinar su resistencia, junto con la geometría del hueso, siendo la densidad mineral ósea, frecuentemente el más importante determinante de la resistencia y riesgo de fractura del hueso. Los más importantes determinadores de la calidad del hueso se pueden apreciar en la figura n°9 y en la tabla n°2.

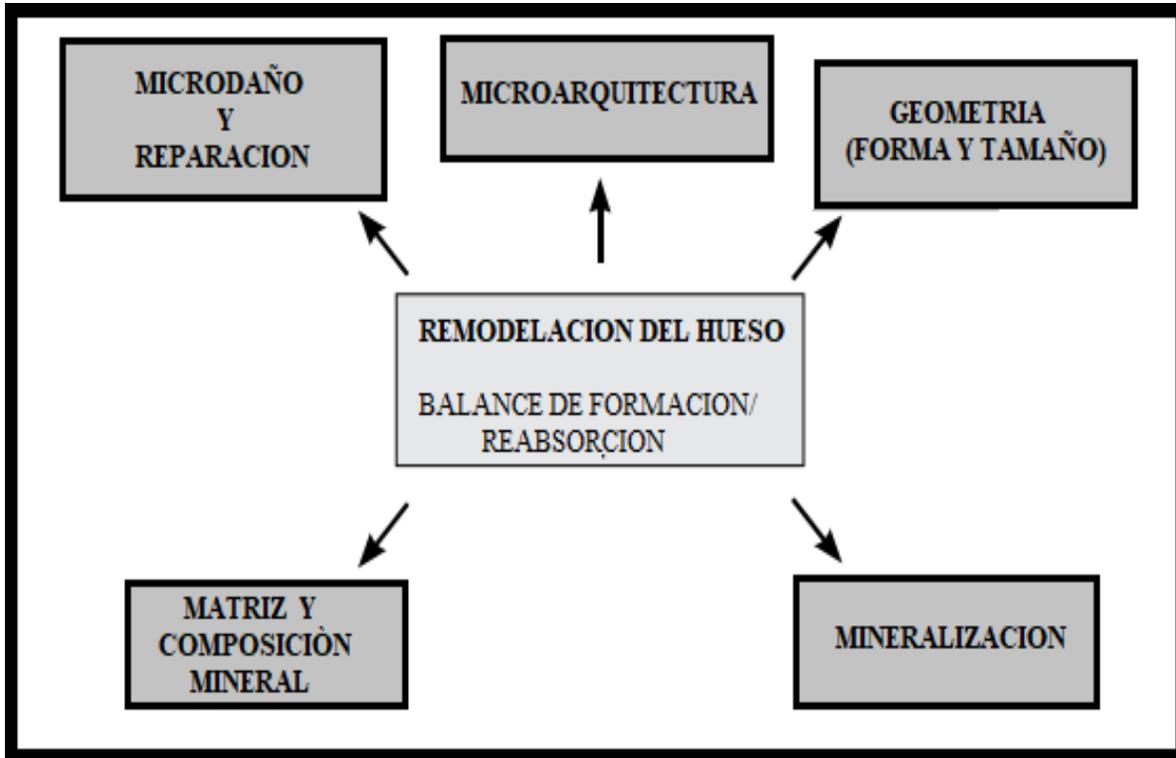


Figura N°9: Determinantes de la calidad del hueso (Matsunaga & Henrique, 2010).

Factores que determinan la calidad del hueso categorizado por escala física.	
ESCALA	Características del hueso
$> 10^{-3} \text{ m}$	Tamaño y forma del hueso. Distribución espacial de la densidad del hueso.
$10^{-6}-10^{-3} \text{ m}$	Microarquitectura Porosidad Grosor de la corteza. Número y morfología lacunar. Número, tamaño y distribución de cavidades remodeladas.
$10^{-9}-10^{-6} \text{ m}$	Distribución y alineamiento del mineral y el colágeno. Tipo, cantidad y distribución del microdaño.
$< 10^{-9} \text{ m}$	Estructura del colágeno y enlaces cruzados. Tipo de mineral y alineamiento del cristal. Interface mineral-colágeno.

Tabla N°2: Factores que determinan la calidad del hueso categorizado por escala física (Adaptado de Hernandez *et al.*, 2006).

Otro aspecto importante que aumenta el riesgo de fractura a diferentes tensiones, se relaciona con la edad, ya que es sabido que el adulto mayor, tiene 10 veces más riesgos de fractura anual que una persona joven, con la misma densidad mineral en sus huesos. Así, existe considerable evidencia que relaciona a una edad avanzada, con un decline en las propiedades materiales del tejido del hueso (Figura N°10), lo cual se acompaña por una redistribución

de la corteza y de la zona trabecular del hueso, lo que conduce a un incremento en el diámetro de los huesos largos, pero un decrecimiento en el grosor de la corteza. Este aumento en el diámetro externo, ayuda a mantener la resistencia a fuerzas de doblamiento y de torsiones, ocurriendo esto tanto en hombres como en mujeres (Figura N°11).

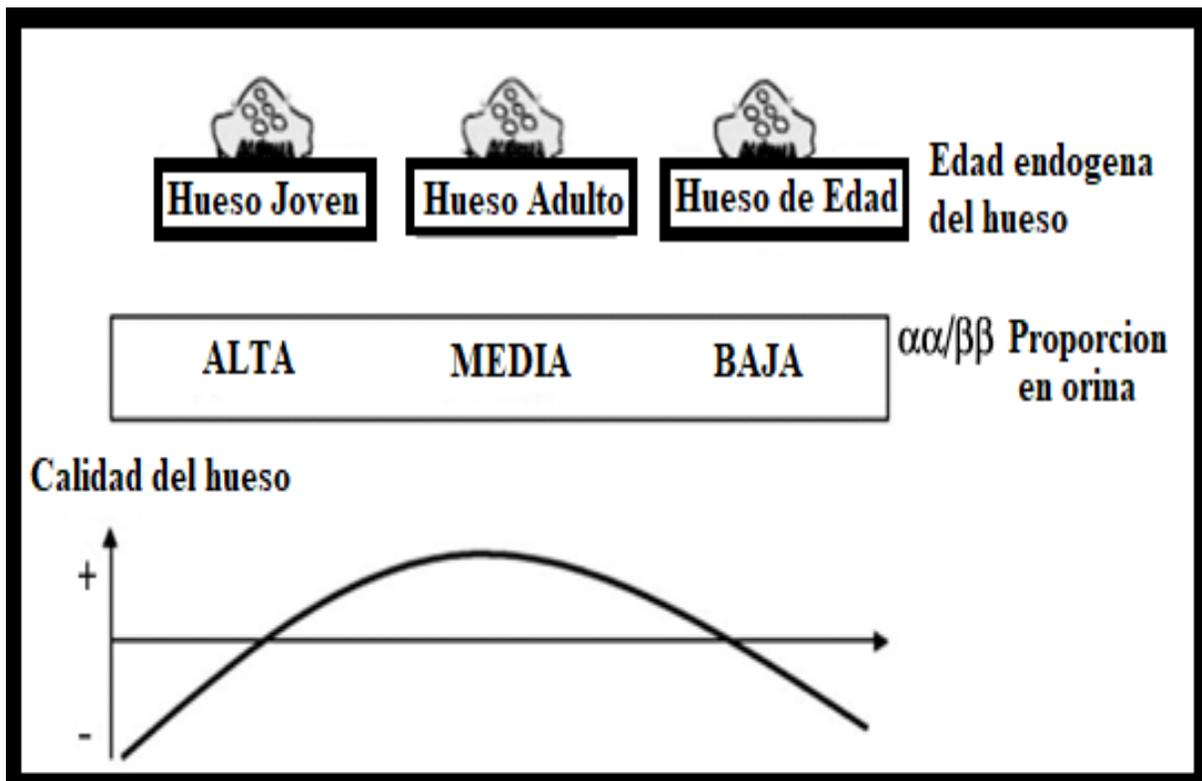


Figura N°10: Vista esquemática del perfil de colágeno del hueso, medido como la proporción entre $\alpha\alpha$ CTx y $\beta\beta$ CTx (Adaptado de Leeming *et al.*, 2009).

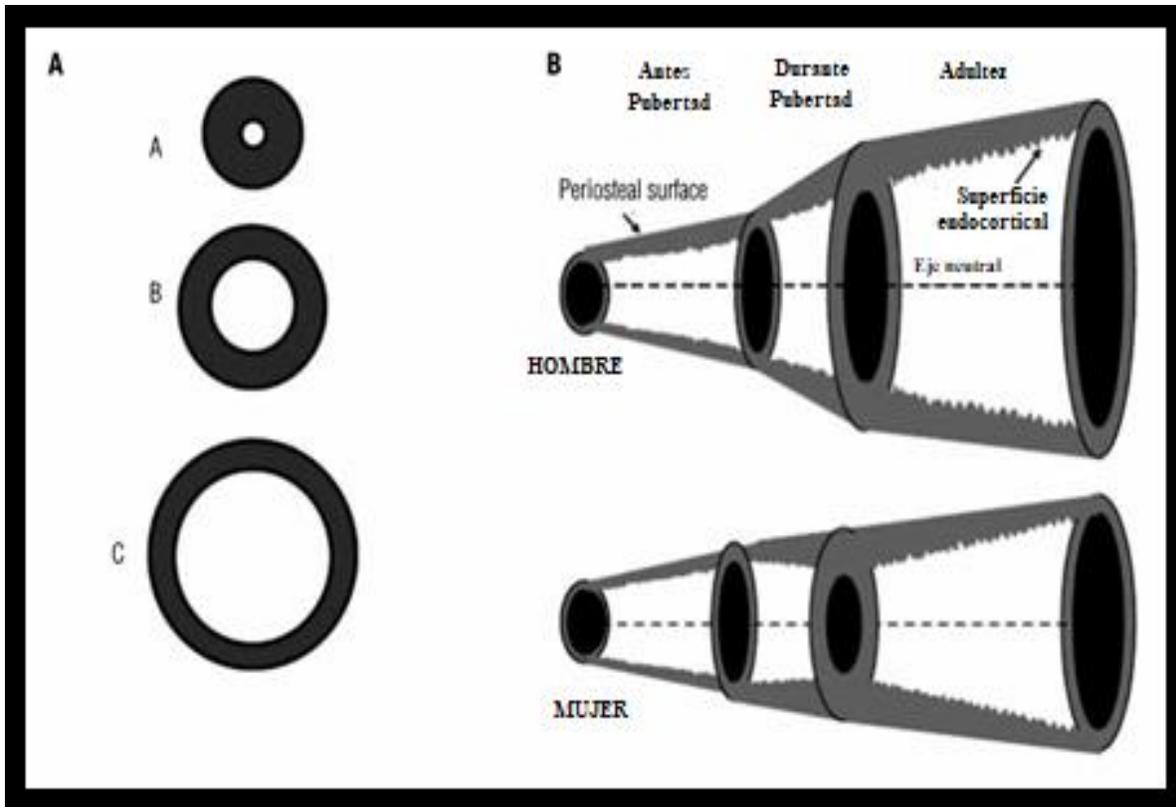


Figura N°11: Influencia de la geometría sobre la resistencia del hueso. (A) para la misma área de densidad mineral en los huesos. (C) El hueso tiene progresivamente mayor resistencia a diferentes tipos de fuerzas que el hueso en (B) y en (A), debido a que la masa del hueso en (C), es distribuida alejada del centro (Adaptado de Bouxsein, 2005). (B) Diferencias de género y edad en la aposición periostal y reabsorción endocortical en huesos tubulares (Adaptado de Seeman, 2008).

4) **Fuerza necesaria para mover un cuerpo humano, sin generar daños secundarios mayores al potencial incidente:** Como medida administrativa, se aplicará la ley del mínimo esfuerzo, es decir, para retirar un cuerpo humano o una de sus extremidades de un ETI, se utilizará siempre la menor cantidad de fuerza necesaria, permitiendo así, más de un movimiento en caso de ser necesario y/o posible (i.e. espacios confinados), entre otros, por lo que la cantidad de fuerza (Fuerza = Presión/Área) requerida para quitar el cuerpo humano en su totalidad de un ETI, es aquella capaz de mover o levantar a dicho cuerpo y situarlo en un lugar o área segura, la que debe ser colindante o lo más cercana posible al lugar del potencial incidente, de modo de evitar desplazamientos y/o fuerzas extremadamente superiores, que puedan causar lesiones corpóreas secundarias iguales o superiores al posible traumatismo inicial, mientras que en el caso de retirar solamente una o más extremidades del ETI, aquella fuerza con potencial de quitarlas de forma oportuna.

Basado en la Tercera Ley de Newton, conocida como principio de acción y reacción, la cual expone que por cada fuerza que actúa sobre un cuerpo, éste realiza una fuerza de igual intensidad y dirección pero en sentido contrario sobre el cuerpo que la produjo, por lo que las fuerzas siempre se presentan en pares de igual magnitud ($F_1=F_2$), sentido opuesto (\leftrightarrow) y están situadas en la misma recta, no anulándose entre sí al actuar sobre distintos cuerpos, diferencias de masas entre dichos cuerpos que pueden generar distintas aceleraciones. Por lo tanto, cada una de estas fuerzas, obedece por separado a la segunda ley de Newton que es representada en la ecuación 1:

$$F = ma = m \frac{dv}{dt} = \frac{d}{dt} (mv)$$

En donde la aceleración (a) experimentada por un objeto, es directamente proporcional a la fuerza ejercida (F) e inversamente proporcional a su masa (m). También se aprecia, que la fuerza es inversamente proporcional al tiempo, por lo que para realizar un movimiento en un periodo corto de tiempo, se debe generar una mayor fuerza. Debido a que la aceleración es la primera derivada de la velocidad (dv) con respecto al tiempo (t), la ecuación también puede ser descrita para reflejar la primera derivada con respecto al tiempo (tasa de cambio) en la cantidad mv (masa-velocidad). En dicho caso, el momento linear (L) es expresado como en la ecuación 2:

$$\mathbf{L = mv}$$

Cuando una fuerza actúa sobre un objeto por un período de tiempo t1 a t2, la ecuación 1 puede ser integrada en el tiempo para obtener la ecuación 3:

$$\mathbf{I = \int_{t_1}^{t_2} F dt}$$

Considerando una masa constante, la ecuación 3 define el impulso linear (I) como de igual magnitud al cambio (Δ) en el momento linear, tal como como se muestra en la ecuación 4:

$$\mathbf{\int_{t_1}^{t_2} F dt = \int_{t_1}^{t_2} L dt = L_2 - L_1 = \Delta L}$$

Por lo tanto, un mayor impulso resultará en una mayor velocidad de reacción.

La fuerza requerida para el movimiento seguro del cuerpo humano, es primeramente aquella que pueda mantener un equilibrio estático, seguido de una fuerza que genere una aceleración, siendo la fuerza para mantener el equilibrio estático, igual a la masa del cuerpo multiplicada por la aceleración de gravedad. La fuerza adicional que se le imprima al cuerpo, resulta en la aceleración de la masa o el cambio en el momento. Estos componentes de la aceleración se describen a continuación en la ecuación 5:

$$F = mg + ma = mg + mdv/dt$$

Así, mediante la generación de una fuerza mayor que el peso de la carga (i.e. fuerza propulsiva; Garhammer & Gregor, 1992) se puede alcanzar una mayor velocidad de movimiento y/o una reducción del tiempo de movimiento. A medida que la velocidad se aproxima a cero, la fuerza propulsiva también se acerca a cero, y por lo tanto, el movimiento lento de un cuerpo, sólo requerirá de una fuerza aproximadamente igual al peso de la carga, por ende, además, cuanto más lenta sea la velocidad intencional, más cercana la fuerza expresada se encontrará de la cantidad de fuerza necesaria, para mantener un peso sin movimiento (Ver tabla N°3).

Ecuación	Análisis
Ecuación 1	1.- La aceleración de un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza ejercida, e inversamente proporcional a su masa. 2.- La fuerza es inversamente proporcional al tiempo.

Ecuación 2	1.- La velocidad de un cuerpo es directamente proporcional al momento linear, e inversamente proporcional a la masa.
Ecuación 3	1.- El lapso de tiempo en el cual se aplica una fuerza, incide en la magnitud del impulso linear. 2.- El impulso para el caso de una fuerza constante, se define como una fuerza resultante multiplicada por el intervalo de tiempo, la cual es capaz de alterar un momento de un objeto, no obstante como en la realidad esta fuerza suele variar, no debiera ser modelada por una fuerza media aplicada al objeto.
Ecuación 4	1.- El impulso linear es igual a la diferencia entre el momento linear 2 y 1. 2.- El impulso es directamente proporcional a la velocidad de reacción.
Ecuación 5	1.- Equilibrio estático es igual a la masa del cuerpo multiplicada por la fuerza de gravedad. 2.- La aceleración de un cuerpo o el cambio de momento, es la masa multiplicada por la fuerza de gravedad más la fuerza propulsiva extra que se le

	<p>imprima.</p> <p>3.- A medida que la velocidad se aproxima a cero, la fuerza propulsiva también se acerca a cero.</p> <p>4.- Para el movimiento lento de un cuerpo, sólo se requerirá de una fuerza aproximadamente igual al peso de la carga.</p>
--	--

Tabla N°3: Resumen de los análisis visualizados en las ecuaciones 1-5 (Schilling *et al.*, 2008).

Pues bien, considerando que se sabe que la aceleración o el cambio de momento necesarios para mover un cuerpo, es la masa multiplicada por la fuerza de gravedad más la fuerza propulsiva extra que se le imprima (Ecuación 5), y requiriéndose mover un cuerpo humano o una de sus extremidades, sin generar daños secundarios, con el eje y magnitud de la aceleración de gravedad (G^4), la tasa y tiempo de duración que se aplica, y el lado y área de aplicación, siendo ambas características importantes para la correcta tolerancia de los límites del cuerpo humano (Stapp, 1955; Vasantha & Norfleet, 1992; Voshell, 2004; Xue *et al.*, 2012), por lo que respetar el concepto biomecánico fundamental, de que cuando una cierta cantidad de energía es transferida, excediendo la habilidad del cuerpo humano para absorberla correctamente, una lesión ocurre (Voshell, 2004), es de vital importancia para la viabilidad del proyecto.

⁴ Para este estudio se define G como aceleración de gravedad, independiente de lo que señalen otras investigaciones, en donde se indica que aceleración de gravedad es descrita correctamente como *g*.

A continuación, se detallan los efectos de las diversas fuerzas de impacto en el ser humano (Tabla N°4), y los límites de tolerancia a la aceleración en impactos por caídas libres (Tabla N°5).

Fuerzas de impacto	Efectos
5 a 15 +Gx, 12+Gy	Bradicardia.
>15±Gx, +Gy	Debilitamiento, palidez.
>16+Gz, -Gx	Fracturas por compresión de la columna vertebral.
>20-Gx	Shock, movimientos involuntarios.

Tabla N°4: Efectos de las diversas fuerzas ($\pm Gz$; $\pm Gx$; $\pm Gy$) de impacto en el ser humano (Vasantha & Norfleet, 1992).

Vector G	Límites de aceleración en unidades de gravedad	Límites de aceleración estimados después de la hipocinesia⁵
Impacto con el agua	35(mtr./seg. ⁻¹) por $\pm Gz$; 26(mtr./seg. ⁻¹) por $\pm Gx$ y $\pm Gy$	<30 (mtr./seg. ⁻¹) <20(mtr./seg. ⁻¹)
Impacto en la nieve	53,6(mtr./seg. ⁻¹)	–
Superficies duras	16(mtr./seg. ⁻¹)	≤ 10 (mtr./seg. ⁻¹)
Impactos laterales	20G a 100G/seg ⁻¹ hasta los 60(mtr./seg.)	15G hasta 100 G/seg hasta por <60(mtr./seg)

Tabla N°5: Límites de tolerancia fisiológica en el ser humano, a la aceleración en impactos por caídas libres (Stapp & Taylor, 1964; Snyder, 1971; Vasantha & Norfleet, 1992).

⁵ El movimiento lento puede tener causas que no se deben a una enfermedad subyacente. Por ejemplo, fatiga extrema o efectos secundarios de medicamentos.

A saber, las aceleraciones que actúan por más de 60(mtrs./seg.), son llamadas aceleraciones sostenidas, mientras que aquellas que actúan por debajo de los 60(mtrs./seg.), se denominan aceleraciones transitorias o de impacto, ya que estas aceleraciones de corto tiempo de duración, son comunes en choques, apertura de paracaídas, aterrizajes y situaciones de caída libre (Vasantha & Norfleet, 1992). La tolerancia a los impactos en los humanos, se incrementa cuando el área de contacto entre el sistema de retención y el cuerpo es mayor (Eiband, 1959; Delahaye & Auffret, 1982). Diversos estudios han exhibido, que las lesiones acaecidas por impactos generan daños en las extremidades, inconciencia, dislocación, fracturas por compresión de la columna vertebral, múltiples fracturas y lesiones que amenazan la vida (Stapp, 1957; Eiband, 1959; Gillies, 1965; Snyder, 1973; Delahaye & Auffret, 1982). Por otra parte, las lesiones por impactos debido a caídas libres, son dependientes de la altura de caída, orientación del cuerpo en el momento del impacto, área y distribución de las fuerzas y duración del impacto (Stapp, 1957; Snyder, 1963, 1973). En general, cuando la cabeza (-Gz) o los pies (+Gz) golpean primero el agua, provee una mayor sobrevivencia, en comparación a los impactos laterales (Gx/Gy) (Vasantha & Norfleet, 1992), como a su vez, ocurre en los accidentes automovilísticos, con los choques de frente (+Gx), incrementando las posibilidades de morir en 56 veces, en comparación a los choques en la parte trasera (-Gx), y más de 7 veces respecto a las colisiones en ángulos (laterales) ($\pm G_y$) (Angel & Hickman, 2008).

Una medida descriptiva de la aceleración es la fuerza G, cuando un cuerpo se encuentra estacionario, sin movimiento, la fuerza de gravedad que experimenta en la tierra es 1G, pero cuando un cuerpo sufre un cambio en la velocidad y dirección, esa fuerza se incrementa en proporción a la tasa de

cambio. Las fuerzas G pueden actuar positivamente (+) desde la zona frontal hacia la espalda (+Gx), de lado izquierdo al lado derecho (+Gy) y desde la cabeza a los pies (+Gz), y también negativamente (-) en dirección contraria a la +G, es decir desde la espalda a la zona frontal (-Gx), del lado derecho al lado izquierdo (-Gy) y desde los pies a la cabeza (-Gz) (Figura N°12). Cuando la fuerza $\pm G_x$ se incrementa, el cuerpo es tirado hacia adelante o hacia atrás, la fuerza $\pm G_y$ empuja el cuerpo hacia los lados, mientras que en la fuerza $\pm G_z$ ⁶ el cuerpo es tirado hacia arriba o hacia abajo (Tabla N°6).

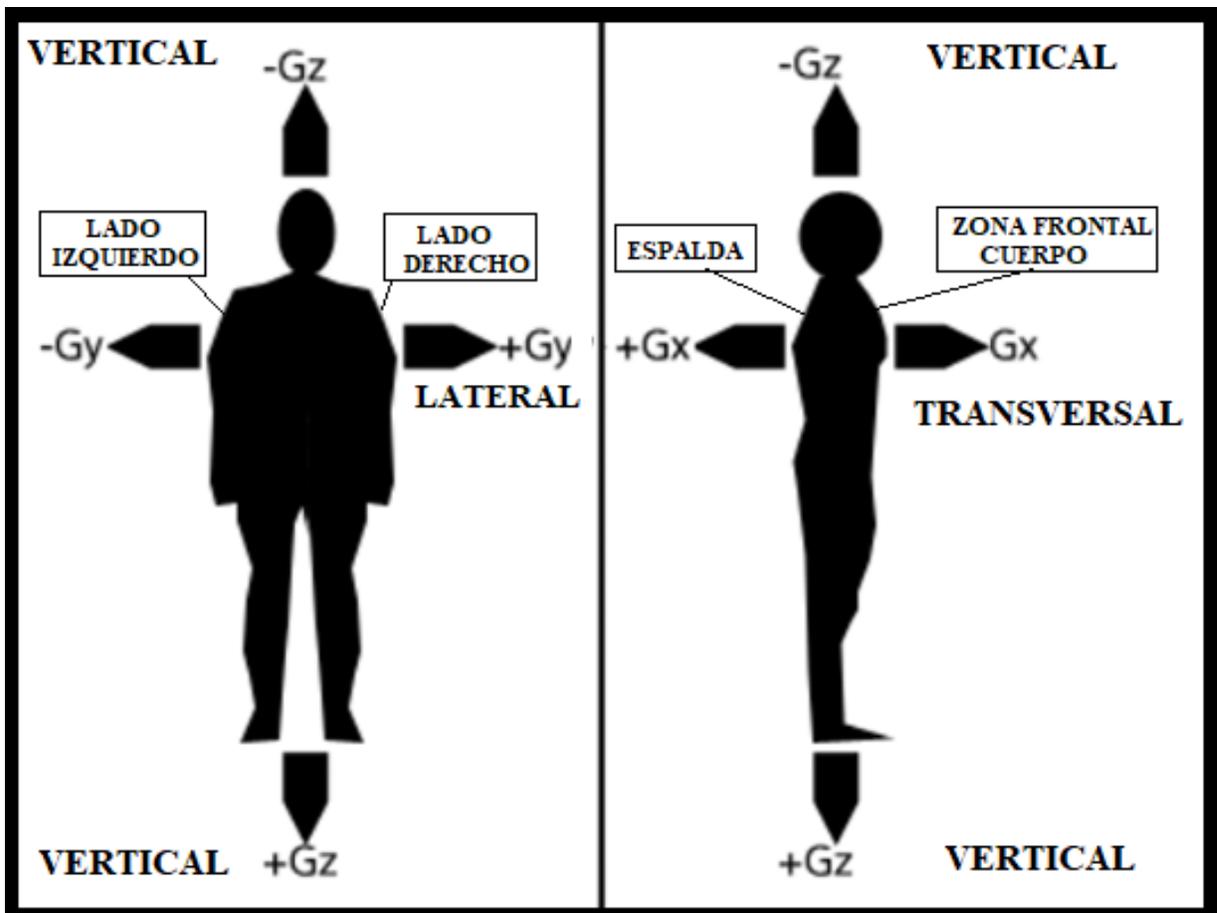


Figura N°12: Diferentes direcciones de la fuerza G actuando sobre el cuerpo humano (Voshell, 2004).

⁶ La fuerza G_z es la más importante para los aviadores.

Movimiento lineal	Aceleración descriptiva	Inercia descriptiva	Fisiología descriptiva
Hacia adelante	+Ax	-Gx	G de espalda a pecho.
Hacia atrás	-Ax	+Gx	G de pecho a espalda.
Hacia arriba	-Az	+Gz	G positiva.
Hacia abajo	+Az	-Gz	G negativa.
A la derecha	+Ay	+Gy	G lateral izquierda.
A la izquierda	-Ay	-Gy	G lateral derecho.

Tabla N°6: Movimiento lineal de las diversas aceleraciones e inercias, con su respectiva fisiología descriptiva.

Lo que ocurre en el cuerpo humano al ejercer una fuerza +Gz, es que la sangre es trasladada desde la cabeza a las partes más bajas del cuerpo, cuesta respirar, y el resto de los órganos internos son jalados hacia abajo, por lo que la sangre tiene que ser forzada para llegar al cerebro y a los ojos. La baja presión arterial comienza a generar problemas en los ojos manteniendo alrededor de 2 a 3G (Whinnery & Shender, 1993; Voshell, 2004). Los ojos primero pierden la visión periférica, creando un efecto de visión de túnel, y lentamente la visión de los conos comienza a desaparecer, hasta perder completamente la visión y sufrir un “blackout”. El cuerpo intenta mantener la presión cerebral, así que el individuo permanece inconsciente (Voshell, 2004).

La exposición a elevadas aceleraciones de +Gz, y/o repetidas veces son muy fatigantes, ocasionando petequias hemorrágicas, hematoma escrotal, hernia, disritmias⁷ cardiacas, fracturas por compresión del neumotórax y de las vértebras (Burton *et al.*, 1974; Cohen, 1983; Vasantha & Norfleet, 1992). Los

⁷ Una disritmia hace referencia a cualquier alteración del ritmo.

síntomas comunes y niveles de tolerancia debido a las fuerzas +Gz se aprecian en la siguiente tabla n°7 y figura n°13:

Nivel de aceleración +Gz	Síntomas
1+Gz	Postura terrestre de pie/sentado
2+Gz	Incremento en peso, incremento de la presión en los glúteos, caída de la cara y de los tejidos blandos del cuerpo, movimientos en contra de la aceleración son dificultosos.
3 a 4+Gz	Dificultad de levantar los brazos y piernas, imposible de elevarse, atenuando la visión después de 3-4 seg., progresiva visión de túnel, la saturación arterial de oxígeno cae a 93%
4,5 a 6 +Gz	Progresivo “blackout” después de 5 segundos, pérdida de conciencia, leve a severas convulsiones en 50% de los individuos de la muestra antes y durante la pérdida de conciencia, frecuentemente con sueños bizarros, ocasionalmente parestesia ⁸ y estados confusos, amplias diferencias en los niveles de O ₂ en venas-arterias, tensión y congestión de los miembros inferiores con calambres y hormigueos transitorios, pérdida de orientación post-aceleración, dificultad de mantener los pies sobre los pedales, a 8 +Gz el cuerpo y miembros no pueden ser levantados hacia arriba.

Tabla N°7: Nivel de aceleración +Gz y sus síntomas en el ser humano (Vasantha & Norfleet, 1992).

⁸ Sensación o conjunto de sensaciones anormales de cosquilleo, calor o frío que experimentan en la piel ciertos enfermos del sistema nervioso o circulatorio.

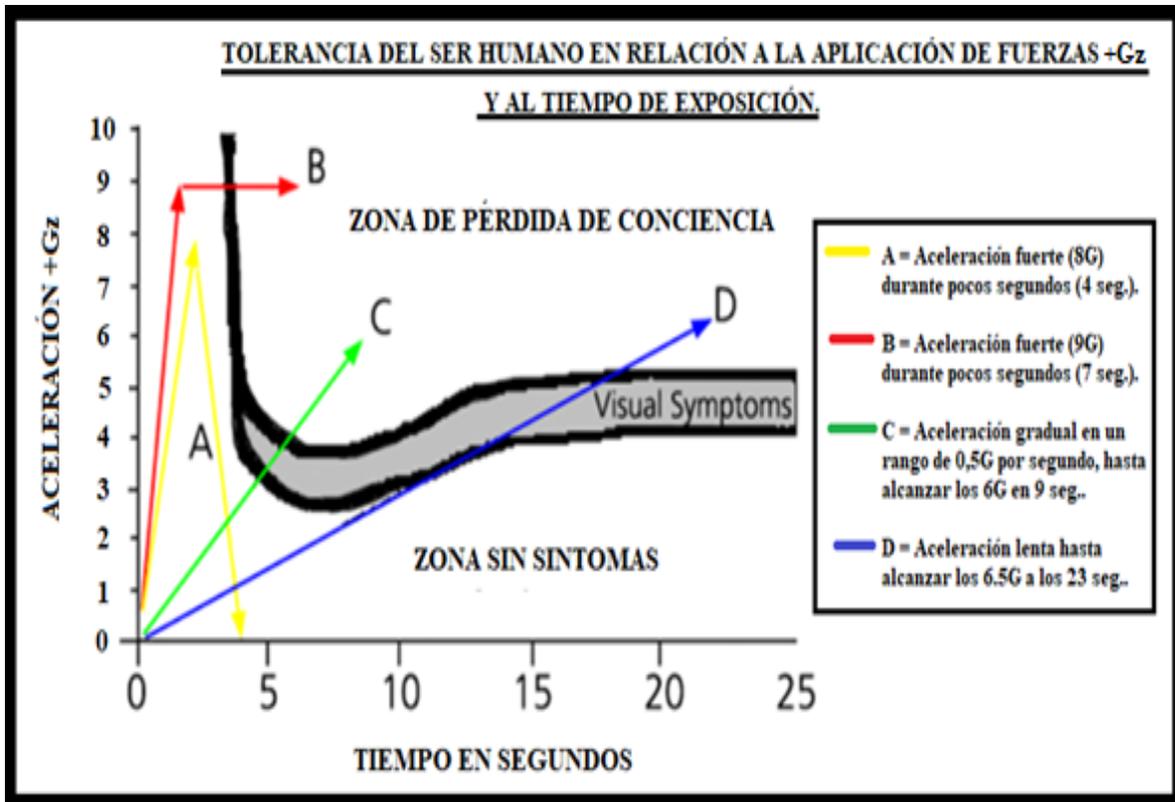


Figura N°13: Tolerancia del ser humano en relación al tiempo de exposición y magnitud de aplicación de fuerzas +Gz (Gillingham & Fosdick, 1988).

Al analizar el gráfico de la figura n°x, se observa que la aceleración +Gz rápida (A) de hasta 8G durante 4 segundos no genera síntomas visibles en el ser humano, pero un leve incremento de 9G por 4.5 segundos (B), genera síntomas visuales de afectación y a los 5 segundos pérdida de conciencia. En relación a la aceleración +Gz gradual (C), a un ritmo de 0,5G por segundo, ocasiona síntomas visuales a los 3.3G y a los 4.8 segundos aproximadamente, con pérdida de conocimiento a los 4G y 5.5 segundos. Al aplicar una aceleración +Gz lenta (D), se manifiestan los síntomas visuales de afectación a los 11 segundos con 3.1G, con pérdida de conocimiento a los 5.2G y 18 segundos aproximadamente.

La respuesta a $-G_z$ es hidrostática en la naturaleza, y la tolerancia del ser humano a esta es considerablemente más baja comparado con $+G_z$ (Fraser, 1966; Roth, 1969; Vasantha & Norfleet, 1992). Al aplicar una fuerza $-G_z$, inicialmente las diferencias de O_2 en las arterias y venas se mantiene, pero el flujo de sangre es forzado a circular desde las extremidades inferiores hacia la cabeza, e incrementa la presión en el seno carotideo, en las arterias retíneas, ralentizando el corazón y causando bradicardia, luego se genera la caída de la diferencia de oxígeno en las arterias y venas, lo cual conduce a los síntomas de tolerancia límite, tales como la confusión y la inconciencia (Vasantha & Norfleet, 1992; Voshell, 2004). Los síntomas debido a las diversas magnitudes de fuerzas $-G_z$, se listan en la siguiente tabla n°8:

Nivel de aceleración - G_z	Síntomas
1 $-G_z$	Sensación de presión y llenado en la cabeza, congestión de los ojos.
2 a 3 $-G_z$	Dolor punzante de la cabeza, edema en los párpados, petequias hemorrágicas en la cara y el cuello, bradicardia, enrojecimiento debido a la conjuntiva levantada sobre el globo ocular.
4 a 6 $-G_z$	Rara tolerancia más allá de 6 segundos, causa mental de confusión e inconciencia.

Tabla N°8: Nivel de aceleración $-G_z$ y sus síntomas en el ser humano (Vasantha & Norfleet, 1992).

Cambios rápidos de $+G_z$ a $-G_z$ (sacudidas) son experiencias absolutamente brutales, que pueden ocasionar serios daños espinales y en el cuello, causando estragos en la capacidad del sistema circulatorio para acelerar masivamente, y reducir la velocidad tratando de compensar estos gradientes de presión. La respuesta al cambio en el sistema circulatorio no es instantánea y el individuo puede rápidamente perder la conciencia (Vasantha & Norfleet, 1992; Voshell, 2004).

En general, la tolerancia humana a las fuerzas gravitacionales/inerciales en la dirección transversal (G_x), es mucho mayor que en G_z y que en otros ejes (Gillies *et al.*, 1965; Roth, 1969; Vasantha & Norfleet, 1992). La tolerancia a la aceleración $+G_x$ es primeramente limitada por problemas de respiración, aunque un mínimo de efectos hidrostáticos persisten. A los $20+G_x$ se puede interferir con la respiración y ocasionar movimientos de inflación de los pulmones (Vasantha & Norfleet, 1992; Voshell, 2004). Los síntomas comunes debido a la fuerza $+G_x$ se listan en la siguiente tabla n°9:

Nivel de aceleración $+G_x$	Síntomas
1 $+G_x$	Leve incremento en la presión abdominal, tasa de respiración aumenta.
2 a 3 $+G_x$	Dificultad para la orientación espacial, 2 $+G_x$ tolerable sobre 24 horas.
3 a 6 $+G_x$	Compresión mecánica de la caja torácica, opresión progresiva del pecho, dificultad en la respiración, reducción del volumen pulmonar, visión borrosa, dificultad

	al hablar, extrasístoles ⁹ y alteraciones del ritmo cardiaco.
6 a 9 +Gx	El cuerpo y extremidades no pueden ser elevados a 8 +Gx, la cabeza no se puede mover a 9 +Gx, visión borrosa y de túnel, decrecimiento en la toma de oxígeno durante la aceleración, la presión vascular de los pulmones se incrementa hacia la parte dorsal del pecho, y cae la presión alveolar sobre la parte ventral, la saturación arterial de oxígeno cae por debajo del 85%.
9 a 12 +Gx	Visión periférica reducida y oscuridad de la visión central, las desigualdades de ventilación-perfusión en los pulmones aumentan aún más.
>12 +Gx	Respiración extremadamente dificultosa, dolor en el pecho, pérdida de visión.

Tabla N°9: Nivel de aceleración +Gx y sus síntomas en el ser humano (Vasantha & Norfleet, 1992).

A su vez, la respuesta del organismo a la aceleración -Gx es similar a la +Gx, pero los problemas respiratorios son menos severos, con los efectos hidrostáticos que ocurren en +Gx siendo revertidos (Vasantha & Norfleet, 1992; Newman, 1997; Green, 2003; Voshell, 2004). Los síntomas producto de las diversas magnitudes de fuerzas -Gx, se exhiben a continuación:

⁹ La extrasístole ventricular consiste en un latido adicional producido por una activación eléctrica anómala, que se origina en los ventrículos antes de lo que se produciría un latido cardíaco normal.

Nivel de aceleración -Gx	Síntomas
6 -Gx	No deterioro de la capacidad pulmonar vital, visión borrosa, probablemente debido a los efectos mecánicos.
8 -Gx	Bradycardia y otras arritmias cardiacas, abundante lagrimación, dificultades para restringir al cuerpo humano, posición del corazón influencia el efecto hidrostático.

Tabla N°10: Nivel de aceleración -Gx y sus síntomas en el ser humano (Vasantha & Norfleet, 1992).

La aceleración $\pm G_y$ no suele provocar pérdidas de conciencia, sin embargo, tiene un efecto significativo sobre los músculos que sostienen el cuello y la cabeza, con petequias hemorrágicas en las extremidades dependientes apareciendo alrededor de los $5\pm G_y$ (Gillies *et al.*, 1965; Vasantha & Norfleet, 1992; Newman, 1997; Green, 2003; Voshell, 2004).

Un resumen de los límites humanos de tolerancia a las aceleraciones $\pm G_z$, $\pm G_x$ y $\pm G_y$ se muestra en la tabla n°11:

+Gz	Todas las unidades de gravedad	Límites estimados después de la hipocinesia
Plateau¹⁰ G límites	4G a 1G/seg. ⁻¹ ; 10G por 0,1 seg.	3G a 1G/seg. ⁻¹ por 5 seg.; 7G por 0,1 seg.
Sostenida	4G sostenida por 20 min.; 3G sostenida por 60 min.	4G sostenida por <5 min.; 3G por 2 a 5 min.

¹⁰ Significa llano, meseta, plano, estable.

Impacto	10G a 500G/seg ⁻¹ .; 16G por sobre 0,04 seg..	7G a 500G/seg. ⁻¹ ; 12G por <0,04 seg.
-Gz		
Plateau G limites	5-G por 5seg.; 7-G por 0,01seg.	3-G por 5 seg; 5G por 0,1 seg.
Sostenida	2,5-G por sobre 1min.	2,5G<30 seg.
Impacto	10-G a 60G/seg. ⁻¹ ; 9-G por hasta 0,02 seg.	7-G a 60G/seg. ⁻¹ ; 6-G por <0,02 seg.
+Gx		
Plateau G limites	16G por 5seg; 20G por 0,02seg.	12G por 5 seg; 15G por 0,2 seg.
Sostenida	8G por 5 min.	8G por <25 min.
Impacto	35G por hasta 0,1 seg. con tasas de 500-1000G*seg ⁻¹ .	25G a 500G/seg. ⁻¹ .
-Gx		
Plateau G limites	15-G por 5seg.; 25-G por 0,2seg.	11-G por 5 seg; 18-G por 0,2 seg.
Sostenida	6-G por 2 min.	6-G por <1 min.
Impacto	45-G por 0,04 seg. a 500G*seg ⁻¹ .	30-G a 500G/seg. ⁻¹ .
±Gy		
Plateau G limites	5G por 10seg.	3,5G por 10 seg.
Sostenida	No disponible.	-
Impacto	9G por 0,1 seg.	6G por 0,1 seg.

Tabla N°11: Resumen de los límites humanos de tolerancia a las aceleraciones $\pm G_z$; $\pm G_x$; $\pm G_y$ (Stoll, 1956; Bondurant et al., 1958; Eiband, 1959; Fraser, 1966, 1973; Newsom et al., 1977; Vasantha & Norfleet, 1992).

La aceleración rotativa leve (1 a 15 rpm), moderada (16 a 60 rpm) o severa (>60 rpm) (Vasantha & Norfleet, 1992), no es considerada en este estudio, ya que al ejercer una fuerza proporcionalmente mayor a otra en un punto determinado del cuerpo humano y girarlo hacia un lado, implica generar una torsión en una zona específica (Figura N°14), lo que no aplica en este ante-proyecto fase I, al requerir moverse el cuerpo humano en forma de bloque, para así asegurar el estado de salud del individuo a desplazar.



Figura N°14: Ejemplo de torsión en el cuello de un ser humano, generado por una aceleración rotativa, la cual puede generar daños en el sistema nervioso central, óseo-muscular u otro.

Dado las especificaciones y requerimientos técnicos del proyecto YNTM I, los tipos de aceleraciones a considerar son las de tipo “Impacto”, ya que el individuo pasa de un estado de reposo (0 mtrs/seg.) a uno de menos de 60(mtrs/seg.) en un lapso corto de tiempo (≤ 2 seg.), lo que permite retirarlo de

un ETI de forma rápida. Alcanzando la zona de seguridad más cercana, se procede a aplicar una fuerza G sostenida, para reducir la aceleración inicial y así amortiguar posibles impactos secundarios.

Por lo tanto, las fuerzas G y sus magnitudes consideradas como permisibles o aplicables al proyecto son:

+Gz	Todas las unidades de gravedad	Limites estimados después de la hipocinesia
Sostenida	4G sostenida por 20 min.; 3G sostenida por 60 min.	4G sostenida por <5 min.; 3G por 2 a 5 min.
Impacto	10G a 500G/seg ⁻¹ ; 16G por sobre 0,04 seg.	7G a 500G/seg. ⁻¹ ; 12G por <0,04 seg.
-Gz		
Sostenida	2,5-G por sobre 1min.	2,5G<30 seg.
Impacto	10-G a 60G/seg. ⁻¹ .; 9-G por hasta 0,02 seg.	7-G a 60G/seg. ⁻¹ ; 6-G por <0,02 seg.
+Gx		
Sostenida	8G por 5 min.	8G por <25 min.
Impacto	35G por hasta 0,1 seg. con tasas de 500-1000G/seg ⁻¹ .	25G a 500G/seg. ⁻¹ .
-Gx		
Sostenida	6-G por 2 min.	6-G por <1 min.
Impacto	45-G por 0,04 seg. a 500G/seg ⁻¹ .	30-G a 500G/seg. ⁻¹ .
±Gy		
Sostenida	No disponible.	-

Impacto	9G por 0,1 seg..	6G por 0,1 seg.
---------	------------------	-----------------

Tabla N°12: Fuerzas G y sus magnitudes consideradas como permisibles o aplicables al proyecto YNTM I (Bondurant *et al.*, 1958; Eiband, 1959; Fraser, 1966, 1973; Newsom *et al.*, 1977; Vasantha & Norfleet, 1992).

- 5) **Tipo de arnés a implementar:** Diversos equipos se han desarrollado para disminuir los negativos efectos de la aceleración en los seres humanos, tales como el traje hidrostático anti G (Libelle; L) con niveles de tolerancia en aviadores (NTA) de 6,3+Gz, el ensemble neumático anti G (AGE-39) con NTA de 9+Gz (Eiken *et al.*, 2002, 2003). Así también, se han diseñado diversos sistemas de retención, tales como los arneses de seguridad para caídas libres, ya sean de cuerpo completo (ACC) clase A, fabricados para soportar el cuerpo durante y después de la detención de una caída, los AD, AE y AP, que cumplen la misma tarea que los clase A, pero con variaciones que permiten funciones adicionales, entre otros.

Un ejemplo similar al requerido para este proyecto, es el arnés “Volt Wind” de Petzl, desarrollado específicamente para mantenimiento eólico (Figura N°15), de peso 2.100(Grs.) y vida útil de 10 años, el cual entre otras características, en caso de caída se le desgarran sus costuras para postura más erguida, posee chaleco transpirable y cierres automáticos para colocación rápida, con 3 posicionamientos del cinturón, excelente sujeción, acolchados ajustables y gran libertad de movimiento, siendo homologado en las normas EN361 anti caídas y EN358 para posicionamiento.

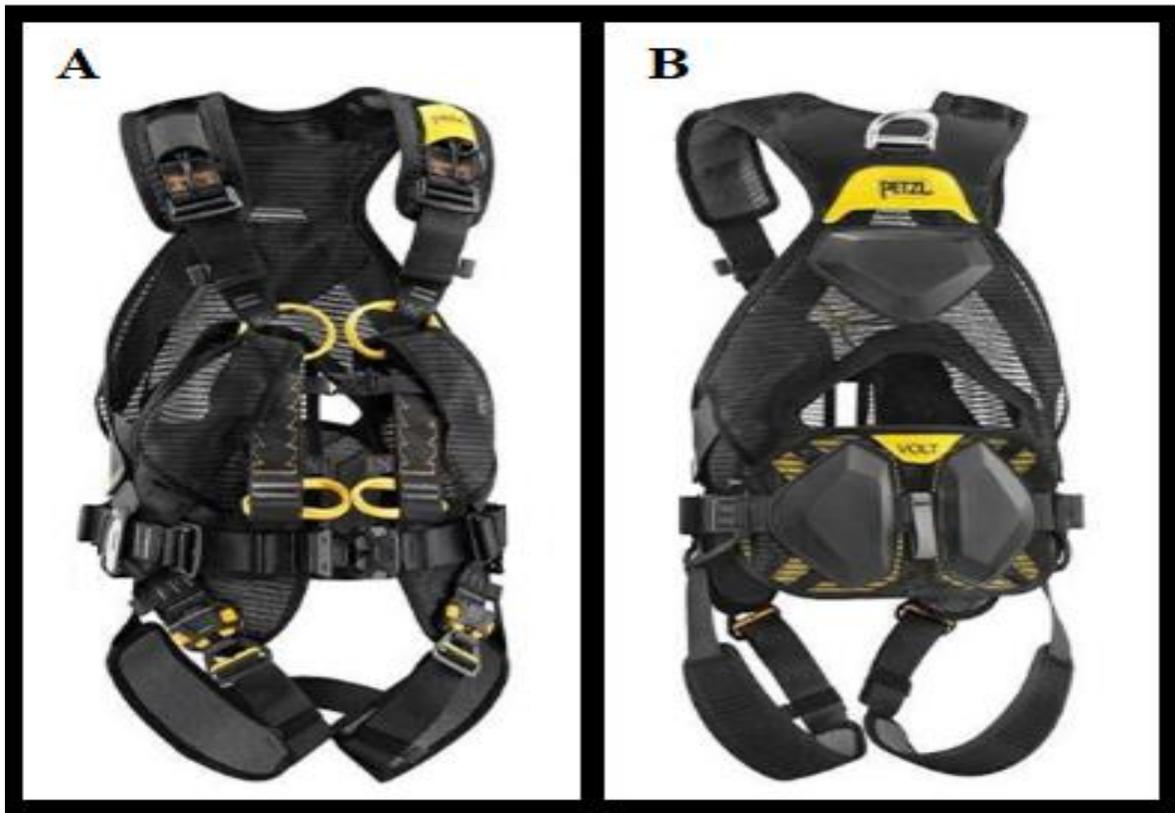


Figura N°15: Vista frontal (A) y trasera (B) del arnés “Volt Wind” de Petzl.

Considerando que el cuello es uno de las zonas más susceptibles a tensiones y lesiones (Figuras N°16), al incrementarse la velocidad (Newman, 1997; Albano & Stanford, 1998; Bridger *et al.*, 2002; Green, 2003; Kok-Yong *et al.*, 2003; Björn, 2007), se han desarrollado protectores de cuello, como el SCOYCO-NO.3 (Figura N°17), protector de cuello para motocross, eficaz para proteger contra la compresión axial, hiperflexión e hiperextensión del cuello, con un diseño ergonómico, creado específicamente para eliminar los puntos de presión en las partes sensibles, otorgando además, un confort óptimo mientras se conduce durante mucho tiempo, el cual podría incorporarse al arnés o exoesqueleto (Figura N°18).

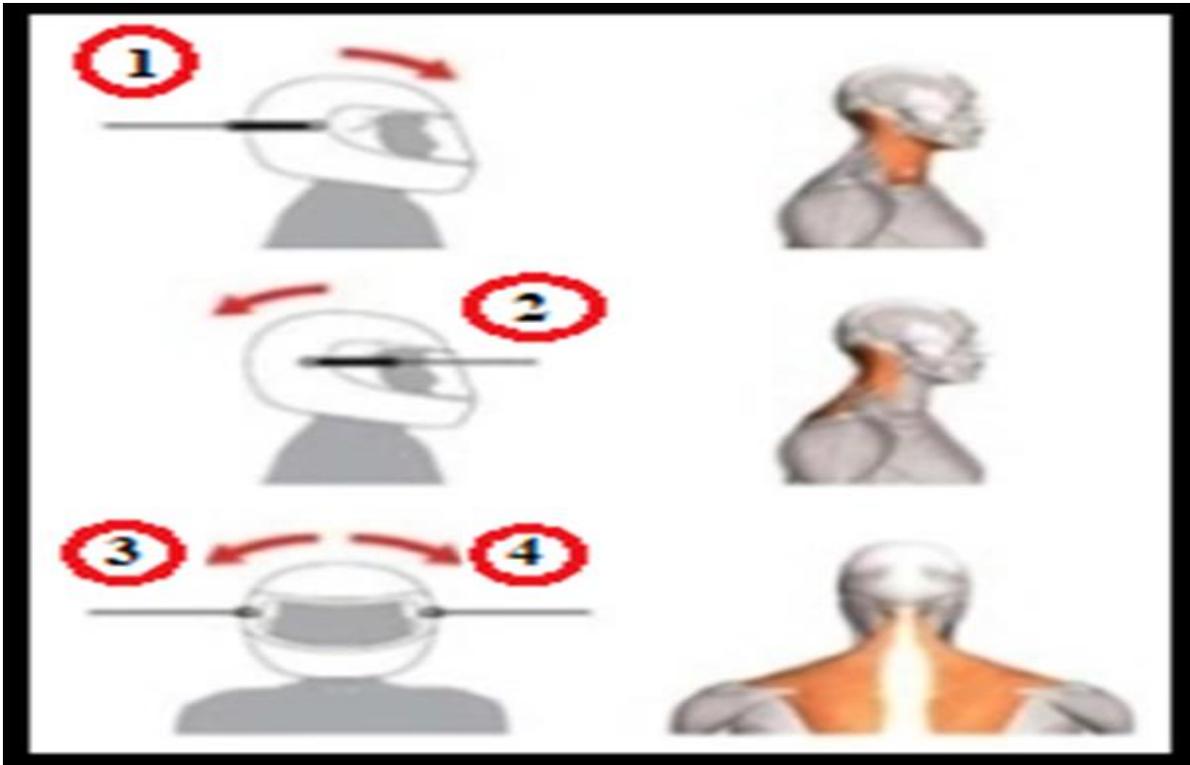


Figura N°16: Movimientos y músculos del cuello humano involucrados en un impacto en la zona trasera (1), frontal (2) y lateral (3,4).



Figura N°17: Vista posterior (A) y lateral (B) del protector de cuello para motocross SCOYCO-NO.3.

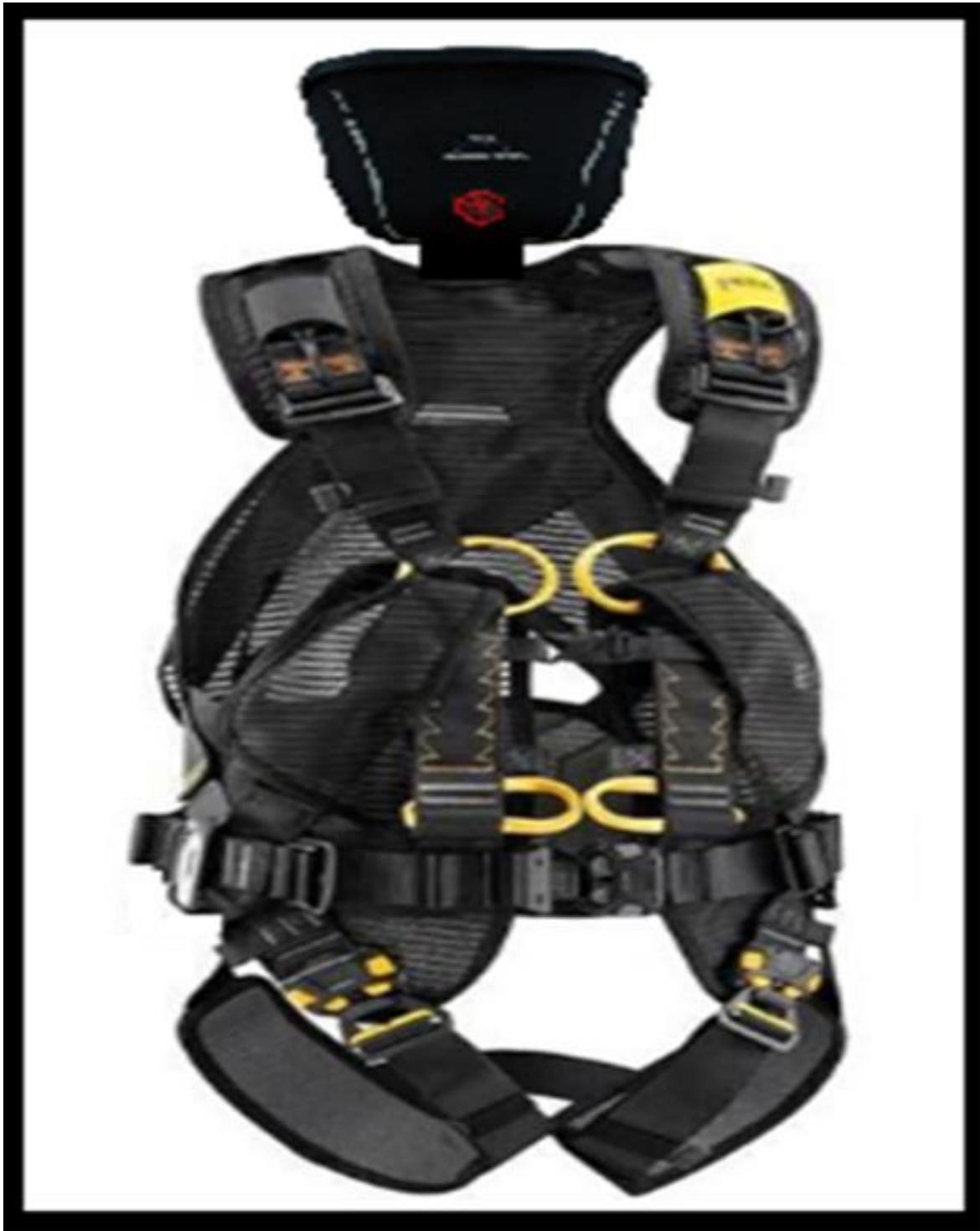


Figura N°18: Vista frontal del arnés “Volt Wind” más la incorporación del protector de cuello para motocross SCOYCO-NO.3.

O como el soporte de cabeza y cuello que se utiliza actualmente en la industria automotriz (autos de carrera), llamado HANS (Figura N°19), el que está diseñado para reducir el movimiento de la cabeza al momento del impacto, y por ende las fuerzas en el cuello.

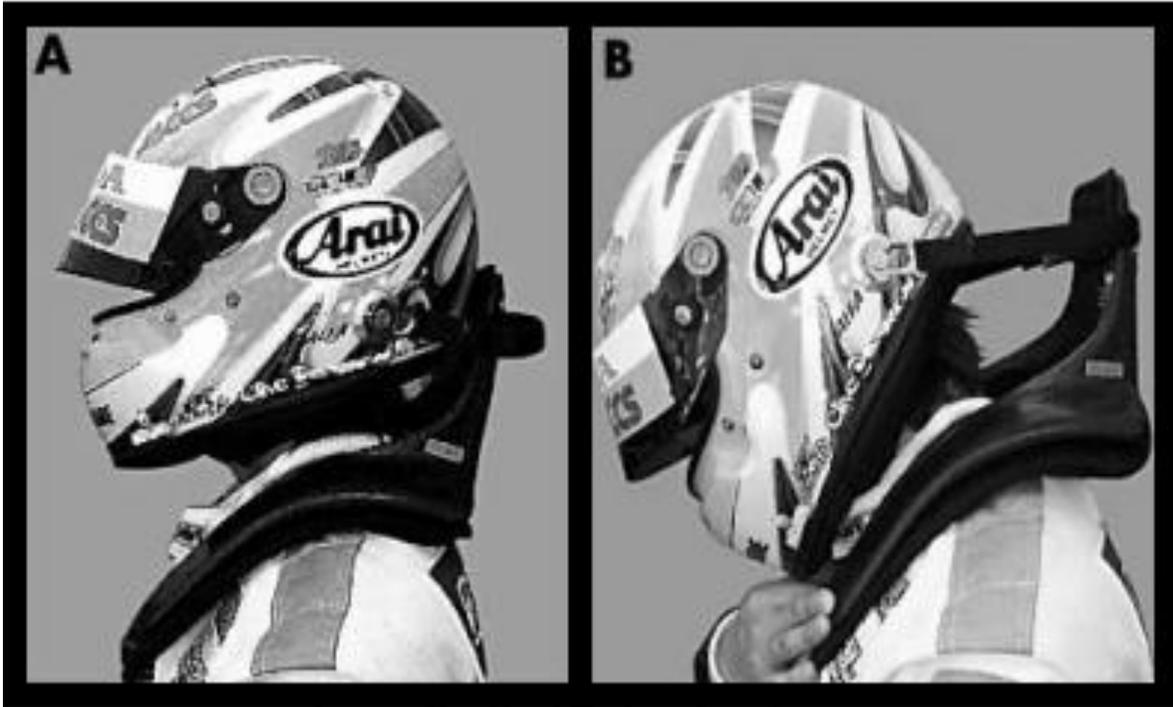


Figura N°19: HANS en la posición normal (A) y en un impacto (B).

Otra alternativa para ser implementada en este proyecto, es la utilización de una silla ligera, compacta, de alta resistencia a los impactos y que se porte en la espalda, como por ejemplo sucede con las mochilas, ya que diversos estudios han demostrado que el uso de sillas fabricadas de aluminio y fibra de carbono, con descanso de cabeza integrado en una forma semi-supina (Figura N°20) y en un ángulo de 45°, proveen un soporte comfortable para hombros, zona lumbar, espalda y cuello en los pilotos de carreras de autos (Voshell, 2004).

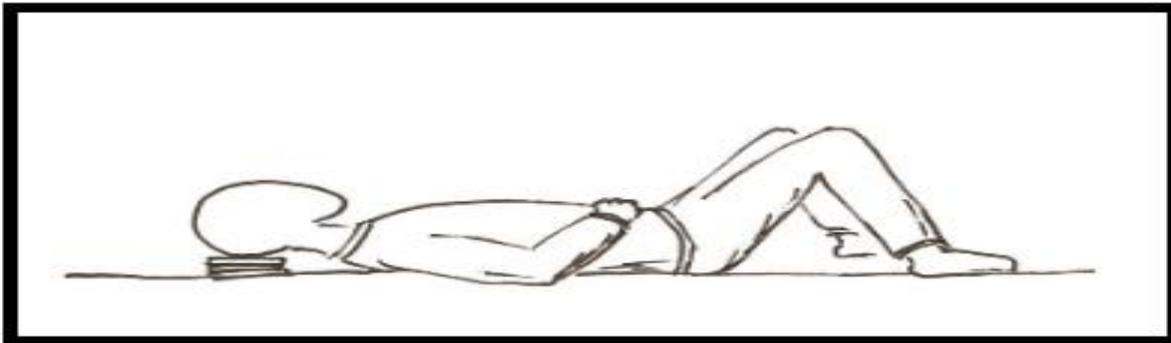


Figura N°20; Posición en forma semi-supina.

A su vez, la tolerancia a la aceleración en los vuelos es incrementada cuando se provee de una silla inclinada (Fraser, 1966; Vasil'yev & Kotovskaia, 1975; Vasantha & Norfleet, 1992), con una mayor tolerancia a los 20° (Figura N°21).

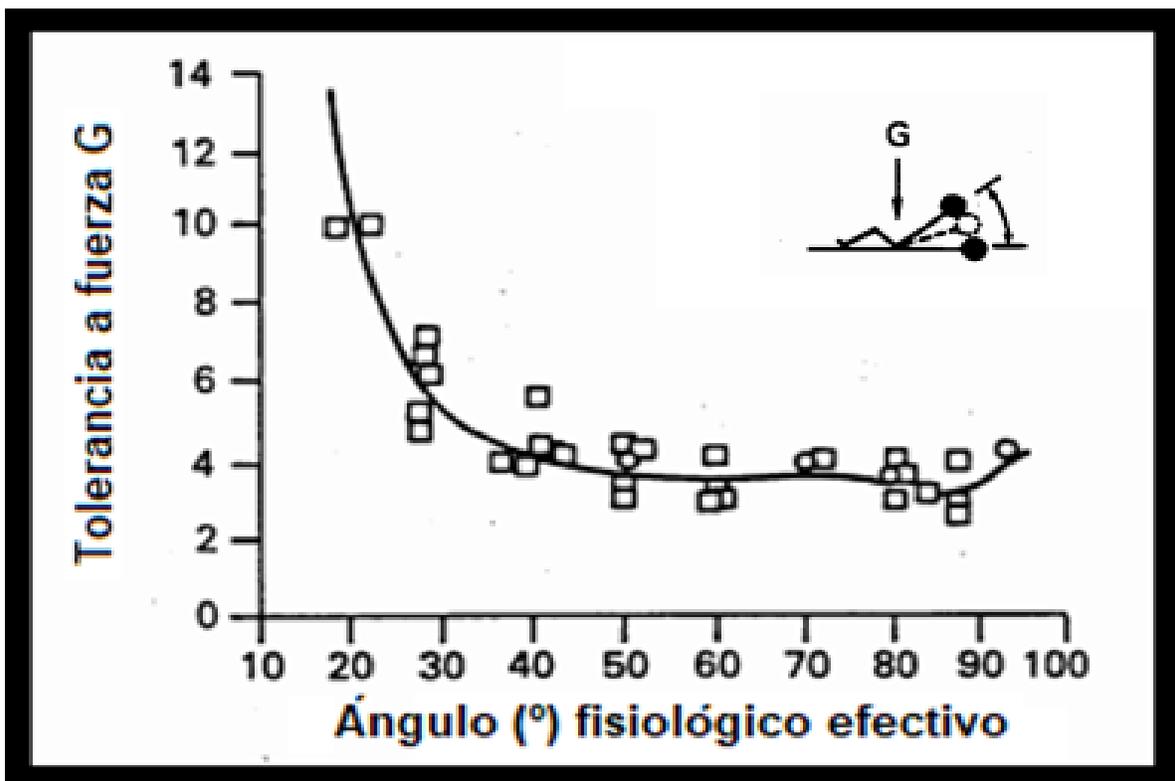


Figura N°21: Tolerancia del ser humano a las fuerzas G a varios ángulos (Fraser, 1966).

Un punto crítico en los variados equipos y estructuras, que restringe tanto los peaks en las aceleraciones y los tiempos de duración, es el grosor que estos poseen, el cual puede incrementar enormemente las probabilidades de sobrevivencia de los ocupantes o usuarios (Xuet *et al.*, 2012), por lo que el arnés o sistema utilizado en YNTM I, debiera tener un grosor y/o acolchado acorde a las exigencias.

- 6) **Diseñar el circuito a través del cual se distribuirán las mangueras en el arnés:** Según los especialistas médicos, el cuerpo humano en caso de accidente, debe ser movido en forma de bloque, para así no generar más o mayores lesiones (Figura N°22), moviendo las distintas regiones corporales más pesadas de una en una y poniéndolas en dirección al movimiento, del mismo modo, no se recomienda desplazar toda una distancia en un único movimiento, sino que avanzar poco a poco. Existen determinadas partes del cuerpo que son especialmente sensibles al dolor y que, por tanto, en ningún caso hay que movilizar desde ellas, como por ejemplo son el cuello, la cintura, las caderas y los hombros, ya que estas zonas son las que permiten la movilidad corporal, siendo recomendable movilizar desde la cabeza, el tronco, los brazos, las piernas y la pelvis, puesto que son zonas más resistentes y menos sensibles al dolor (ACHS, 2010; Cruz Roja Chilena, 2017).



Figura N°22: Forma de traslado ideal de un accidentado.

Basado en la información reciente y anteriormente expuesta, antes de retirar a un individuo de un ETI, se deben asegurar o afianzar principalmente el cuello-cabeza, brazos y piernas, dejándolos rígidos, sin movilidad, y las extremidades superiores e inferiores apegadas al cuerpo (Figura N°23), así, estas zonas corpóreas no ejercerían movimientos bruscos tales como hiper estiramiento, lo que podría afectar a las articulaciones que brindan movilidad, entre otros.

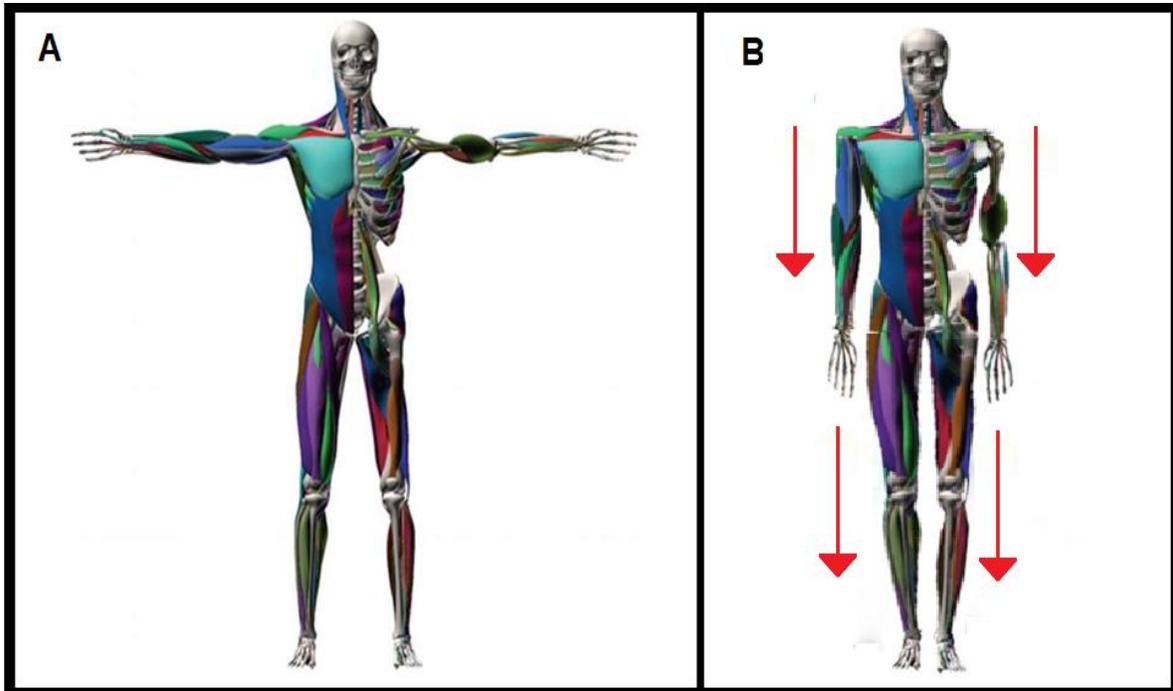


Figura N°23: Ejemplo de postura corpórea antes(A) y durante (B) la fuerza inicial de afianzamiento (Modelo musculo-esquelético de Lee, 2008).

Para no generar daños en el sistema neuromuscular¹¹ al ejecutar esta acción inicial, se expondrá y analizará la capacidad del sistema neuromuscular para generar tensión. La fuerza muscular voluntaria es un componente fundamental de las capacidades físicas humanas, y en un esfuerzo para entenderla, numerosos estudios han determinado la torsión de las articulaciones a través del análisis de la dinámica inversa, comparando estas torsiones a valores de fuerza (Schultz *et al.*, 1992; Kotake *et al.*, 1993; Hughes *et al.*, 1996; Gross *et al.*, 1998; Wojcik *et al.*, 2001; Pavol *et al.*, 2002; Grabiner *et al.*, 2005). La fuerza ha sido expresada en una variedad de formas, incluyendo el peso máximo a levantar (Gross *et al.*, 1998), torsión isométrica máxima de ángulo específico (Kotake *et al.*, 1993; Hughes *et al.*, 1996; Pavol

¹¹ El sistema neuromuscular suele dañarse primero y más fácilmente que el sistema óseo ante la acción de una fuerza.

et al., 2002), torsión isocinética máxima de ángulo específico (Pavol *et al.*, 2002), torsión isométrica máxima de ángulo no específico (Grabiner *et al.*, 2005; Wojcick *et al.*, 2001) y torsión isocinética máxima de ángulo no específico (Grabiner *et al.*, 2005; Wojcick *et al.*, 2001). Mientras que tales valores proveen válidas estimaciones cuantitativas de fuerzas, ésta no puede ser completamente expresada por un único valor (Anderson *et al.*, 2007), ya que la máxima torsión voluntaria de las articulaciones cambia substancialmente con el ángulo de la articulación y la velocidad angular, debido en parte a las relaciones fuerza-largo (Sale *et al.*, 1982) y velocidad-fuerza del músculo (Westing *et al.*, 1990).

Las relaciones fuerza-largo (F-L) del músculo y ángulo de torsión de las articulaciones, ha sido ampliamente estudiadas en el pasado (Kuling *et al.*, 1984), como un vínculo entre fuerza-velocidad (F-V) y velocidad de la torsión angular, ambas *in vitro* y usando dinamómetros isocinéticos (Hill, 1953; Cabri, 1991; Gülch, 1994; Fitts & Widrick, 1996). Numerosas investigaciones han registrado que tanto el largo y la velocidad (o ángulo y velocidad angular) contribuyen juntos cuando se examina la fuerza del músculo y la torsión de la articulación (Abbott & Wilkie, 1953; Thorstensson *et al.*, 1976; Fuglevand, 1987; Westing & Seger, 1989; Marshall *et al.*, 1990; Caldwell *et al.*, 1993; James *et al.*, 1994; Sutarno & McGill, 1995; Krylow & Sandercock, 1997; Chow *et al.*, 1999; Connelly & Vandervoort, 2000; King & Yeadon, 2002; Lanza *et al.*, 2004), sin embargo, pocos han logrado unir ambas relaciones en un solo modelo matemático (King & Yeaton, 2002; Anderson *et al.*, 2007).

Así, la fuerza inicial requerida para mantener el equilibrio estático es igual a la masa multiplicada por la fuerza de gravedad (Schilling *et al.*, 2008), la que es dirigida hacia abajo desde el hombro hacia el brazo y antebrazo,

mientras que en las piernas desde la pelvis hacia las piernas, ambas aplicadas en 3 ejes direccionales (+Ax; -Ax; +Ay o -Ay; figura N°24).

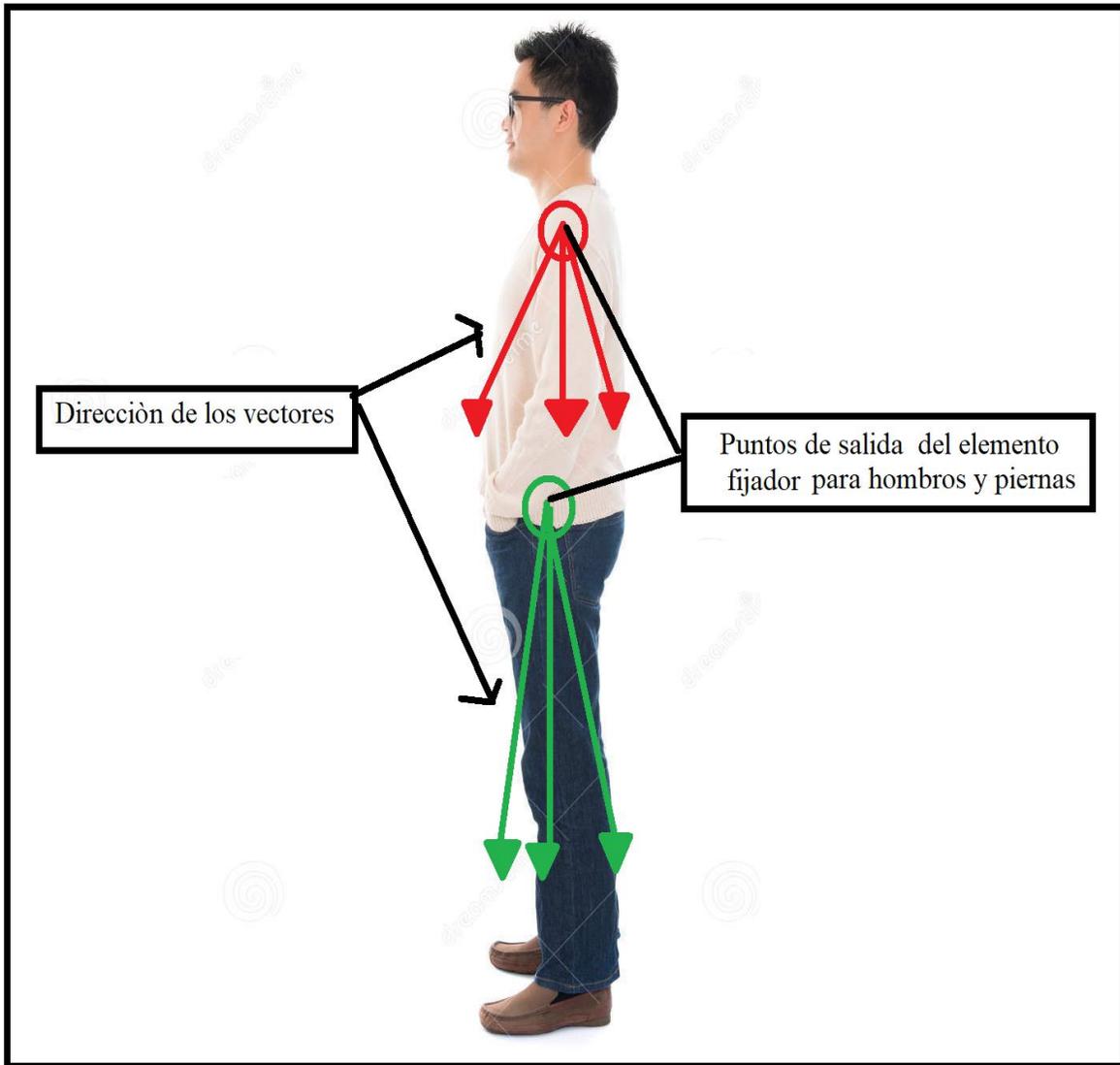


Figura N°24: Puntos de salida del elemento impulsor para afianzar las 4 extremidades, en la fase inicial de pre-despegue.

Posteriormente, la fuerza se incrementa proporcionalmente en relación a la fuerza de impulso ejercida (ver ecuación 5 en tabla n°3). En estructuras inertes compuestas de diversos materiales, se sabe que cuando una velocidad de impacto es baja, esta se deforma asimétricamente, mientras que cuando la

velocidad de impacto es alta, aparece un modelo de deformación simétrico (Xue *et al.*, 2012). En el ser humano, las estructuras en el oído interno son un tipo biológico de acelerómetro, responsable de mantener el equilibrio y balance del cuerpo, con los canales semicirculares y las estructuras del vestíbulo dentro del oído encargadas de captar sensorialmente el movimiento (aceleración y desaceleración), y la posición estática. Los tres canales semicirculares son perpendiculares entre sí, y cada uno detecta el movimiento en cada uno de los tres planos espaciales (X, Y, Z). Las diferentes posiciones de la cabeza producen diferentes efectos de gravedad en las células ciliadas, a su vez, las células ciliadas en relación a la posición y el movimiento crean impulsos nerviosos. Estos impulsos viajan sobre el nervio vestibular hacia las sinapsis en el tronco encefálico, el cerebelo y la médula espinal. Posteriormente, los impulsos nerviosos producen acciones reflejas para generar respuestas musculares correctivas, como cuando sucede una pérdida repentina de equilibrio, se desencadenan movimientos reflejos de las piernas y/o brazos para restablecer el equilibrio (Voshell, 2004).

La segunda fuerza a ejercer, es la fuerza de impulso ya descrita con anterioridad, la cual puede ser hacia adelante (-Gx), hacia atrás (+Gx), arriba (+Gz) o abajo (-Gz), al lado izquierdo (-Gy) o derecho (+Gy) según sea la necesidad, sin embargo, se debe priorizar que (Ver figura N°25):

- a) La fuerza de impulso debe ser realizada favorablemente desde el tronco y/o la pelvis.
- b) En general, la tolerancia humana a las fuerzas gravitacionales/inerciales en la dirección transversal (Gx), es mucho mayor que en otros ejes (Gillies *et al.*, 1965; Roth, 1969; Vasantha & Norfleet, 1992).

- c) La respuesta del organismo a la aceleración $-G_x$ es similar a la $+G_x$, pero los problemas respiratorios son menos severos, con los efectos hidrostáticos que ocurren en $+G_x$ siendo revertidos (Vasanth & Norfleet, 1992; Newman, 1997; Green, 2003; Voshell, 2004).
- d) La tolerancia del ser humano es considerablemente mayor en $+G_z$ que en $-G_z$ (Fraser, 1966; Roth, 1969; Vasanth & Norfleet, 1992).
- e) Cambios rápidos de $+G_z$ a $-G_z$ (sacudidas) son experiencias absolutamente brutales, que pueden ocasionar serios daños espinales y en el cuello (Vasanth & Norfleet, 1992; Voshell, 2004).
- f) La aceleración $\pm G_y$ no suele provocar pérdidas de conciencia, sin embargo, tiene un efecto significativo sobre los músculos que sostienen el cuello y la cabeza (Gillies *et al.*, 1965; Vasanth & Norfleet, 1992; Newman, 1997; Green, 2003; Voshell, 2004).
- g) Adicionar aceleraciones transversales ($+G_x$) moderadas de 1 a 2,5G reduce la tolerancia de $+G_z$ en 0,25G al aplicarse en conjunto (Albery, 2004).
- h) Agregar leves aceleraciones laterales ($\pm G_y$) de 2G incrementan en 0,5G la tolerancia a las fuerzas $+G_z$ al emplearse juntas (Albery, 2004).

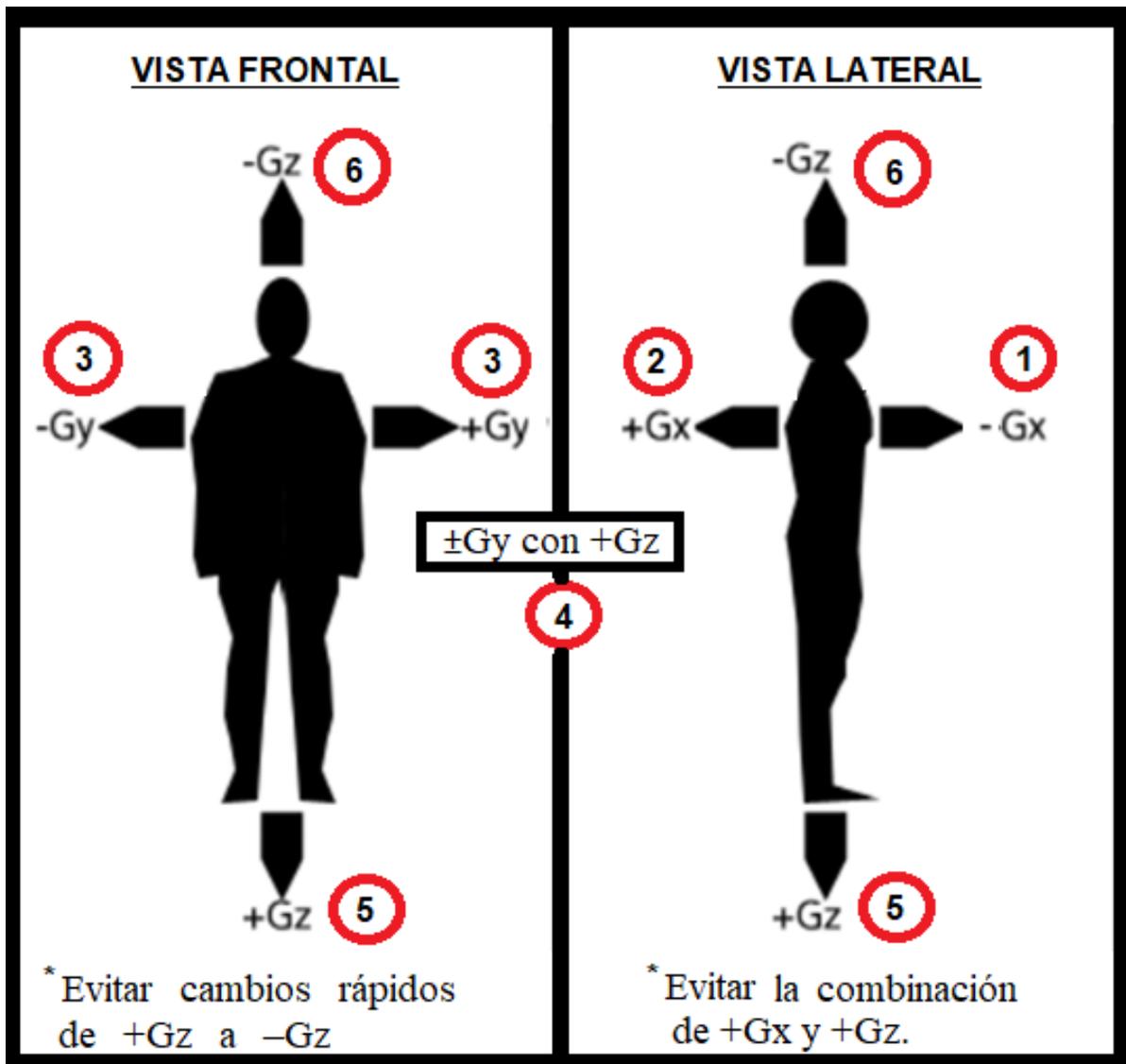


Figura N°25: Puntos de salida¹² del elemento impulsor en orden prioritario (1-6) en la fase II de traslado corpóreo.

Para que las mangueras distribuyan el agente propulsor a través del arnés, sin oscilaciones o desviaciones indeseadas, se debe considerar la incorporación de un sistema de sujeción, el cual a modo de ejemplo, puede ser una abrazadera (Figura N°26).

¹² Los puntos de salida específicos del elemento impulsor, serán determinados al concluir la elección del tipo de arnés.



Figura N°26: Abrazadera de alta presión empleada en mangueras.

- 7) **Determinar el estado físico y tipo de elemento químico del agente propulsor, junto con el contenedor o tanque a utilizar y válvulas de cierre-apertura:** Entre los variados estados físicos que pueden experimentar los elementos químicos, el gas comprimido posee las mejores características, ya que la baja densidad característica de los gases, hace que una pequeña cantidad de gas ocupe un gran volumen¹³, por lo cual, se hace indispensable someterlos a altas presiones y/o bajas temperaturas, para reducir su volumen para efectos de transporte y almacenamiento (Indura, 2015).

Los gases comprimidos, son aquellos que tiene puntos de ebullición muy bajos, menor a 100°C, por lo que permanecen en estado gaseoso sin licuarse,

¹³ 1 kg de oxígeno ocupa un volumen de 0,739(Mtrs) o sea 739 ltrs, medido a 15°C y a 1 atmósfera (G) (Indura, 2015).

aún a altas presiones, a menos que se sometan a muy bajas temperaturas. Once elementos tienen esta condición de gases, así como un número aparentemente ilimitado de compuestos y mezclas, como el aire. Estos 11 elementos son: oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, cloro, flúor, helio, neón, argón, criptón, xenón y radón (Indura, 2015).

Los gases producidos y comercializados por las empresas especializadas en esta actividad, son oxígeno, nitrógeno, argón, óxido nitroso, aire, acetileno, hidrógeno, dióxido de carbono, helio, fluorocarbonos, acetil, mezclas MIG (Indurmig - Cryomig - LINX y MAXX), gases de alta pureza y otras mezcla de gases. En la siguiente tabla se pueden apreciar sus principales características (Indura, 2015).

Nombre del Gas	Simbología	Observación	APLICA √ o X
Acetileno	C_2H_2	Altamente inflamable e inestable a presión.	X
Aire	O_2-N_2 y otros componentes minoritarios	No tóxico, no inflamable ni corrosivo, pero sí comburente, por lo que la mezclas con gases combustibles son inflamables o explosivas.	√
Argón	Ar	No tóxico ni inflamable y 30% más pesado que el aire.	√
Dióxido de Carbono	CO_2	Es 53% más pesado que el aire, por lo que en lugares poco ventilados desplaza al aire y actúa sobre los centros respiratorios. Los cilindros no deben alcanzar una temperatura mayor a 55°C y deben usar un regulador especial del	X

		tipo calefaccionado eléctrico.	
Helio	He	No tóxico, muy ligero, inerte (no reacciona), incoloro e inodoro. En condiciones normales de presión y temperatura no es inflamable.	√
Hidrógeno	H ₂	Muy inflamable, arde en el aire con una llama casi invisible.	X
Nitrógeno	N ₂	No inflamable y sin propiedades comburentes. Puede causar asfixia por desplazamiento del oxígeno en espacios confinados.	√
Óxido Nitroso	N ₂ O	No tóxico ni inflamable y es 1,5 veces más pesado que el aire, por lo que puede causar asfixia por desplazamiento del aire en espacios confinados.	√
Oxígeno	O	Evitar toda combustión cercana a depósitos o vías de flujo de oxígeno.	√
Metano	CH ₄	Inflamable y no tóxico.	X
Etileno	E ₂ H ₄	Inflamable, no tóxico y suavemente anestésico.	X
Monóxido de Carbono	CO	Inflamable y altamente tóxico.	X
Dióxido de Azufre	SO ₂	No inflamable y altamente tóxico.	X
Amoníaco	NH ₃	No inflamable y altamente tóxico.	X

Gases refrigerantes y de soldadura.	Para procesos TIG y para aleaciones no ferrosas, respectivamente.	Desarrollados para procesos específicos.	X
--	---	--	----------

Tabla N°13: Tipos de gases, simbología y sus observaciones para determinar si pueden o no aplicar en este proyecto (Indura, 2015).

Al analizar los gases disponibles en el mercado, se observa que no aplican por poseer características tóxicas, inflamables y de manipulación compleja el acetileno, dióxido de carbono, hidrógeno, metano, monóxido de carbono, dióxido de azufre, amoníaco, los gases refrigerantes y los de soldaduras. Sí se ajustan al proyecto YNTM I el aire, argón, nitrógeno, óxido nitroso y el oxígeno.

No obstante, 2 puntos críticos que determinan el criterio de selección final de estos gases son:

- 1) El peso específico del gas: El argón y el óxido nitroso, al ser más pesados que el aire atmosférico, en su salida pueden sufrir una desviación variable según la cantidad y nivel de presión de liberación (Figura N°27), por lo que esto puede afectar la precisión al accionar el sistema.

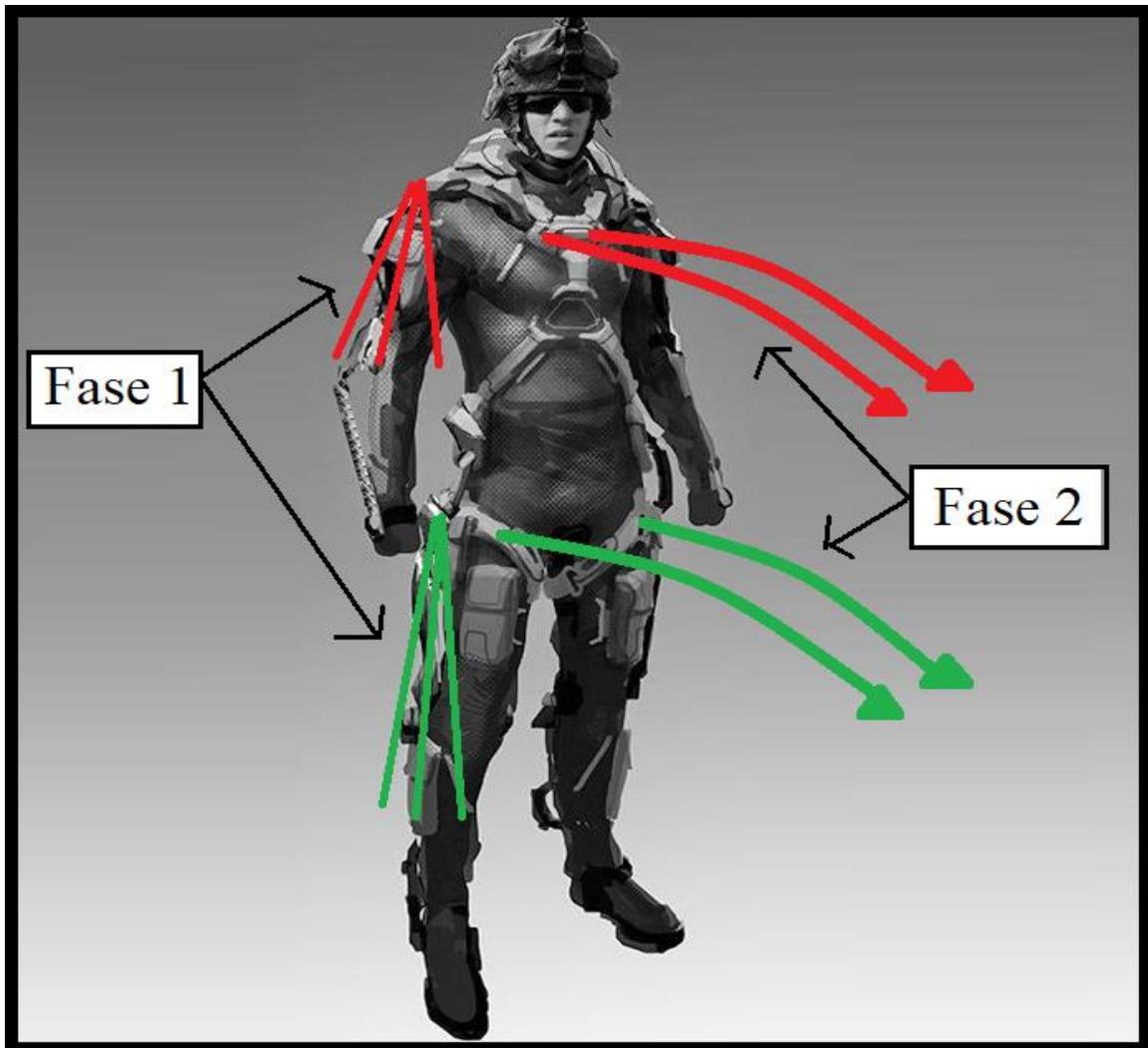


Figura N°27: Ejemplo de liberación de gas en fase 2 (-Gx), más pesado que el aire atmosférico a presiones bajas o medias (Efecto no deseado incrementado por la distancia de recorrido por impulso).

- 2) El costo de obtención del gas: El aire comprimido a diferencia de los otros gases mencionados, se puede obtener y comprimir solo por succión en el medio ambiente, sin necesidad de filtrar, manteniendo eso sí, el resguardo de que el área de succión de aire, esté libre de otros gases tóxicos generados por ejemplo, por procesos de combustión interna.

Por lo tanto, el gas considerado para este sistema es el aire. Un análisis típico de aire seco, a nivel del mar, entrega los siguientes valores:

Componente	% en vol.
Nitrógeno	78,09
Oxígeno	20,94
Argón	0,93
Dióxido de carbono	0,033
Neón	0,001818
Helio	0,0005239
Kryptón	0,0001139
Hidrógeno	0,00005
Xenón	0,0000086
Radón	6×10^{-18}

Tabla N°14: Componentes del aire seco y su porcentaje (%) en relación al volumen (Indura, 2015).

En relación al tanque que almacenará el aire comprimido, los gases comerciales se almacenan en distintos tipos de contenedores (Figura N°28).

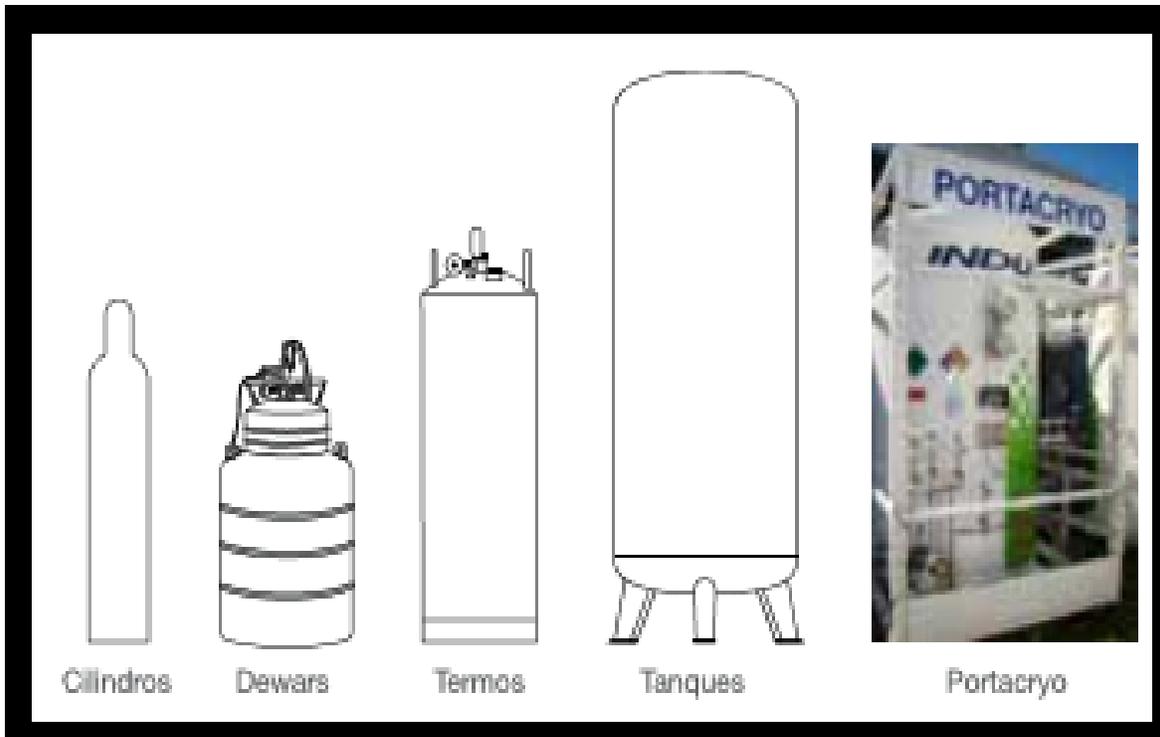


Figura N°28: Tipos de contenedores de gases comerciales (Indura, 2015).

Siendo los cilindros de acero de alta presión, la forma más frecuente de uso en el caso de consumos medianos o pequeños. Un cilindro de 50 litros de agua de capacidad volumétrica, puede contener unos 10(Mtrs.) de oxígeno, comprimido a una presión cercana a 200 bar (2.901 psi). El contenido de los cilindros cargados con gas a alta presión, se controla cuidadosamente por parámetros de temperatura y presión. No obstante, para conseguir altas presiones, se utilizan también cilindros de acero que trabajan con hasta 300 bar (4.350 psi) de presión (Indura, 2015), a su vez, existen cilindros herméticos de acero inoxidable de tamaño pequeño de por ejemplo 22, 33 y 60(Grs.) (Figura N°29), lo cuales son actualmente usados en los trajes anti G y en chalecos salvavidas (Figura N°30).



Figura N°29: Tipos de cilindros de gas pequeños usados en chalecos salvavidas.



Figura N°30: chaleco salvavidas con mini-cilindro de gas.

Algunos ejemplos de las características técnicas de este proceso se aprecian en la tabla n°15.

ENVASES USUALES EN ARGENTINA-COLOMBIA-CHILE-ECUADOR-PERÚ					
CILINDROS		Contenido		Presión de llenado a 15°C	
Tamaño	Especificación	Volumen	Peso		
	DOT	m ³ (15°C, 1 atm)	kg	bar	psig
200/50	200/300	9,0	11,0	200,0	2.900 ± 50
166/50	3AA 2400	8,5	10,4	171,0	2.480
139/44	3AA 2015	6,5	8,0	147,5	2.140
124/44	3AA 1800	6,0	6,7	124,5	1.805

Tabla N°15: Algunas especificaciones técnicas de los cilindros con gases (Indura, 2015).

Al ser el tanque de gas, un dispositivo entregado al cliente con una resistencia a las presiones ya determinada y certificada por un lapso de tiempo pre-establecido, requiriendo sólo posterior a su utilización una recarga, los reguladores de presión tales como el HARRIS 825-1,5 OX, no han sido considerados para YNTM I.

A modo de ejemplo, en pruebas para testear la eficiencia de los airbag en vehículos impactando a distintas velocidades, se miden parámetros como los exhibidos en la tabla n°16 y tienen especificaciones técnicas como los de la tabla n°17.

Factor	Parámetro	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3
D	Distancia del airbag al maniquí	25cm	30cm	35cm
Tt	Tiempo de gatillado del airbag	15ms	25ms	35ms
T	Temperatura inicial del gas inflador	900k	1000k	1100k
P	Presión del tanque	100kpa	150kpa	200kpa

Tabla N°16: Factores de diseño y sus niveles en Taguchi análisis (Asadina *et al.*, 2018).

Especificaciones técnicas del modelo de airbag	
Constante universal del gas	8.31 i.k-1.mol-1
Factor de corrección del gas	1
Fracción molecular del gas	1
Área total del orificio de escape	3000 mm ²
Coefficiente de diferencia del orificio de escape	1
Peso molecular del gas	0.028 KN/mol

Tabla N°17: Especificaciones técnicas del modelo de airbag (Asadina *et al.*, 2018).

Acá se desprende entre otros, que en el proceso de gatillamiento para liberar el gas inflador éste posee una temperatura de 900 a 1100° kelvin, es decir, 627 a 826° celsius, lo que sin duda puede ser útil en YNTM I, para obtener una fuerza impulsora mayor con un tanque o cilindro de gas de tamaño pequeño.

Interesantemente, en un experimento exhibido en un destacado canal de ciencia y naturaleza, se observó que un cilindro de gas de una capacidad de

50(ltrs) y presión 2.400 psi¹⁴, se desplazó al romperse su regulador de gas a 64 (km/hr), es decir 17,7(Mtrs/seg), lo que equivale a 1,8 G (Figura n°31).



Figura N°31: Imágenes del experimento.

Al respecto, comparando los valores de la tabla n°16 y los de la figura n°31, se observa que la velocidad de desplazamiento del gas a 826°C y a temperatura “normal” es a los 29 psi de 35(Mtrs/seg), mientras que es de aproximadamente 18(Mtrs/seg) a 2.400 psi, es decir, casi el doble de diferencia en el desplazamiento, con un delta de presión de 83 veces, lo cual sugiere que el peso del tanque, la abrasión de éste con el suelo, entre otros aspectos son irrelevantes en la estimación, mientras que el aumento de la temperatura del gas es una variable importante.

¹⁴ Los cilindros en E.E.U.U. son llenados típicamente a 2.400 psi.

Otra alternativa muy interesante, que libera grandes presiones en lapsos cortos de tiempo, son los pistones hidráulicos. Este es un componente muy vital y exitoso del sistema de catapulta empleado en los porta-aviones de la marina de E.E.U.U., con los que se obtiene en 2 a 4 segundos velocidades en los aviones que les permite volar incluso si pierden el empuje de motor.

- 8) **Determinar el tipo de manguera a utilizar para distribuir el elemento químico a usar y los puntos de salida del elemento químico:** Existen diversos tipos de mangueras de alta presión comercializadas en el mercado (Figura N°32), sin embargo, su elección debe cumplir con criterios de ligereza, flexibilidad y resistencias, entre otros aspectos, a definir en un proceso más avanzado del proyecto.



Figura N°32: Tipos de mangueras de alta presión comercializadas.

Los puntos de salida del elemento impulsor, se encuentran en la fase 1 de pre-despegue en términos generales, dirigida hacia abajo desde el hombro hacia el brazo y antebrazo, mientras que en las piernas desde la pelvis hacia las piernas, ambas aplicadas en 3 ejes direccionales (+Ax; -Ax; +Ay o -Ay) y de igual magnitud según el tipo de extremidad (ver figura N°24). La segunda fuerza a ejercer, la de impulso, debe ser realizada al desplazarse todo el cuerpo, conjuntamente desde la cabeza, el tronco, los brazos, las piernas y la pelvis, y en desplazamientos parciales o menores, sólo una o más áreas del cuerpo ya señaladas, puesto que son zonas más resistentes y menos sensibles al dolor (ACHS, 2010; Cruz Roja Chilena, 2017), por lo que los puntos de salida se encontraran en dichas áreas corpóreas. Se debe considerar además, un sistema de “by pass” que bloquee o permita el ingreso de gas según requerimientos en las mangueras.

9) Determinar el modo de apertura y el tipo de sensor de accionamiento del contenedor del dispositivo automático: El dispositivo de apertura automática (DAA) es un aparato de seguridad pasiva. El modo de operación general de este dispositivo, se basa en el empleo de un sensor, o grupo de ellos, para recabar parámetros externos, el que dispone de valores predeterminados por el fabricante o modificables por el usuario, si durante el proceso de funcionamiento el sensor detecta uno o varios valores que no corresponden con los predeterminados, inicia la fase de apertura, retirando una serie de seguros en forma de interruptores de conexión, dando vía libre al accionamiento del elemento tractor o cortador, lo que procederá a realizar la apertura del contenedor, del modo en que dicho dispositivo haya sido

diseñado. Los aparatos PPD-1¹⁵ y PAS-1¹⁶ fueron los primeros dispositivos de apertura automática desarrollados entre los años 1938 y 1940, siendo empleados por la Fuerza Aérea Soviética para lanzar paracaidistas en operaciones en el “Frente del Este”, durante la II Guerra Mundial.

Los DAA se agrupan en 2 clases, dependiendo del sensor de accionamiento que incluyan y del modo de apertura del contenedor.

Respecto del tipo de sensor de accionamiento se tienen:

1.- Sensores de accionamiento mecánico: Los modelos existentes son:

- FXC 12000 y 12000-25.
- FXC 2101.
- Irvin FF-2 Hitefinder y FF-2S.
- L.J. Engineering AR-2.
- L.J. Engineering WAR-2.
- 2MPZ ACh-1,2.
- 2MPZ AD-3UD.
- 2MPZ AD-3U.
- 2MPZ KAP-3, KAP-3M, KAP-3P (Y modelos fabricados bajo licencia en Polonia y la antigua Checoslovaquia).
- 2MPZ PPK-U (-165, -240,-277, -405, -424, -575, U-Gr, totalizando 32 modelos).
- 2MPZ PPK-1M.

2) Sensores de accionamiento cronométrico: Los modelos PPD fueron los primeros en ser desarrollados, y utilizan como elemento de accionamiento un

¹⁵ Parashyut Pribor Doroninikh-1, Equipo de Paracaidista Doronin Número 1.

¹⁶ Parashut Avtomat Savichev-1, equipo de accionamiento automático de paracaídas de Savichev Nº1.

cronómetro regulable, que se acciona al liberar un fiador. Al transcurrir un lapso predeterminado, se inicia una secuencia mecánica que libera la tensión de un resorte actuador, promoviendo la apertura del contenedor por tracción de la aguja de cierre del mismo. Dichos aparatos eran rudimentarios, pero resistentes y fiables. Al comenzar la Segunda Guerra Mundial los soviéticos ya lo tenían en servicio en sus fuerzas paracaidistas. El último modelo cronométrico de la saga Doronin fue el PPD-10, que permitía realizar caída libre y había mejorado los problemas de extracción del fiador, al reemplazarse el modelo rígido por uno flexible. Actualmente dicho sistema se sigue empleando en aparatos como los AD-3U, AD-3UD y la serie ACh de la firma rusa 2MPZ.

3) Sensores de accionamiento barométrico: A continuación del modelo para paracaidistas PPD-1, Leonid Savichev desarrolló el PAS-1, el cual introdujo un sensor barométrico que funcionaba con la diferencia de volumen de una cápsula aneroide (Figura N°33). Sobre la base de la diferencia de presión atmosférica, se establecieron unas tablas y cálculos para la activación del dispositivo una vez que pasara por los valores previamente marcados, por lo que permitía ajustar la presión sobre la zona de salto (o cualquier otro valor) y la altura de apertura deseada, independientemente de la altura de salto. Un ejemplo para entenderlo fácilmente, es que si un piloto de avión lanza por error, a una patrulla de paracaidistas a 1000(Mtrs) en vez de hacerlo a 2000(Mtrs), como tenía previsto, o si los lanza a 3000(Mtrs), los equipos no abrirán con el error del piloto, como los cronométricos, sino que lo harán a la presión previamente establecida, sin importar a qué altura se efectúe el lanzamiento.

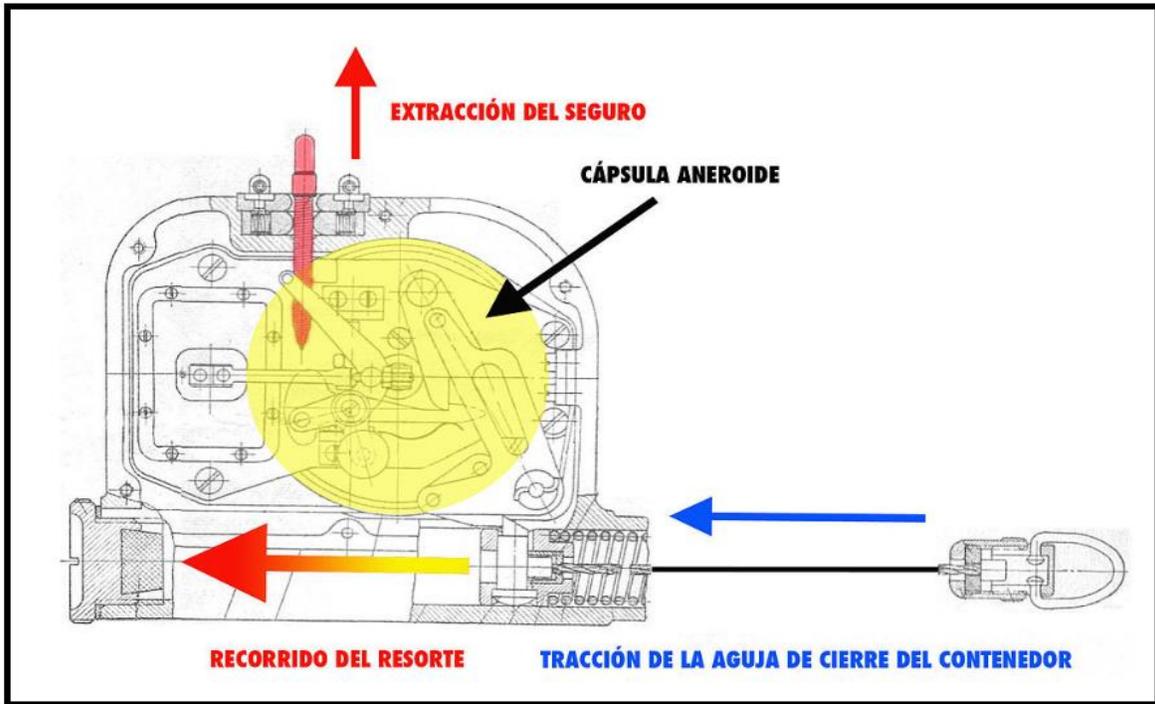


Figura N°33 Diagrama del sistema de accionamiento barométrico del aparato PAS-1.

4) **Sensores de accionamientos derivados y mixtos:** Son equipos que llevan incorporado más de un sensor, para garantizar que los parámetros de activación estén dentro de los valores predeterminados. Los más comunes suelen ser:

4.1) Sensores de accionamiento crono barométrico: Emplean un sensor de cápsula aneroide como elemento principal de activación, apoyado por un sistema cronométrico, graduable o predeterminado, según cada fabricante. Al pasar por los valores de activación, el sensor de la cápsula aneroide quita el fiador y el sensor cronométrico inicia su mecanismo. Al acabar el lapso de tiempo, se liberan los seguros y el o los resortes quedan liberados para moverse por su tubo guía, traccionando del cable de la aguja de cierre del contenedor (Figura N°34). Se suelen utilizar para realizar la apertura de contenedores de sistemas de paracaídas principales, de reserva y de emergencia, apertura de contenedores de cargas y sistemas de escape de

aeronave o espaciales. Algunos modelos son KAP, PPK, KPA y el Irvin Mk 10B.

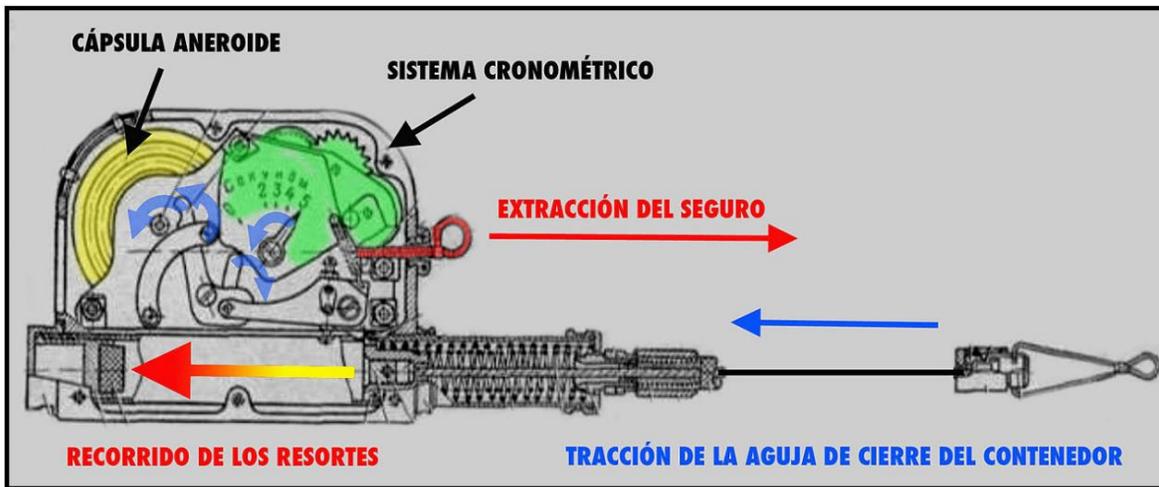


Figura N°34: Diagrama del sistema de accionamiento cronobarométrico del aparato KASP-3.

4.2) Sensores de accionamiento barométrico con sensor de tasa de caída:

Usan un sensor de cápsula aneroide como elemento principal de activación, apoyado por un sistema de medición de velocidad de la masa de aire (Figura N°35). Se suelen utilizar para realizar la apertura de contenedores de sistemas de paracaídas, principales, de reserva y de emergencia, así como apertura de contenedores de cargas. No se emplean donde la velocidad del aire pueda causar lecturas erróneas, como en asientos lanzables y cápsulas de recuperación. Ejemplos de modelos son los FXC, Irvin FF-2, L.J. AR-2 y WAR-2.

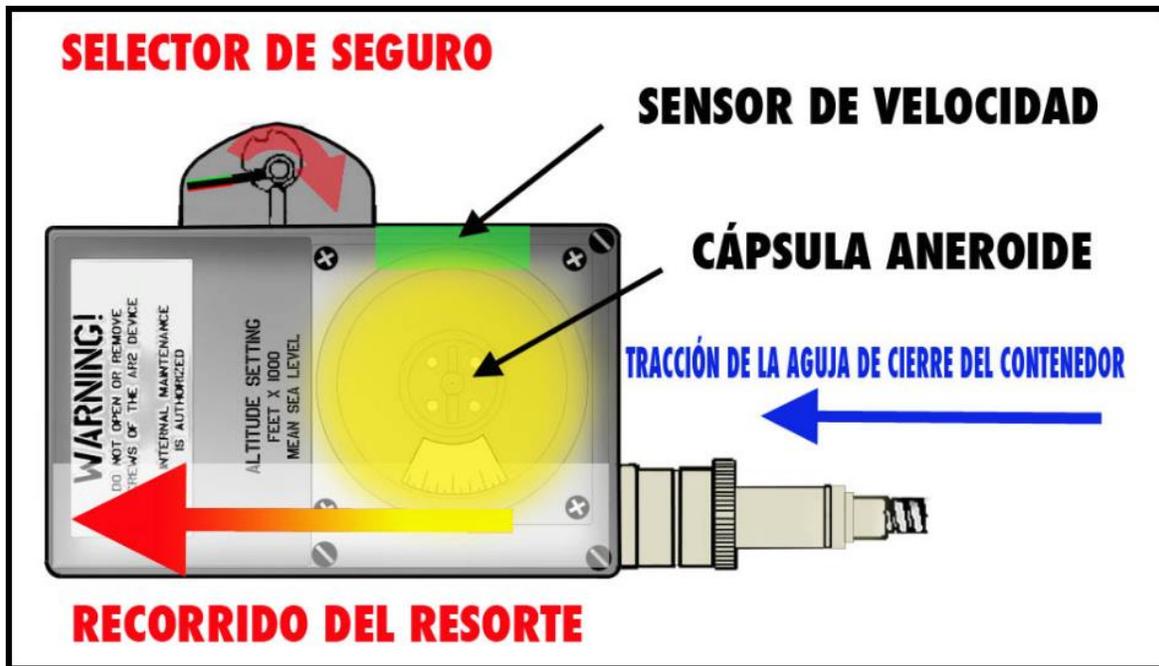


Figura N°35: Diagrama del accionamiento por combinación de sensores barométrico y de velocidad en un aparato AR-2.

4.3) Sensores de accionamiento electrónico: En 1990 la firma alemana Airtec GmbH. introdujo en el mercado el modelo CYPRES (traducido del inglés: Sistema de Apertura de Paracaídas Cibernético) y revolucionó el paracaidismo deportivo y militar con su gran variedad de modelos, muchos de ellos específicos. Sin embargo, aunque cada fabricante tiene su nomenclatura, a veces respaldada por una patente, se siguen basando en el concepto de Savichev (cambio en el valor de la presión atmosférica), por lo que el elemento principal utilizado en estos dispositivos es el sensor de presión atmosférica, de diferencia de presión, de presión relativa, o absoluta. En esta variedad existen los modelos Aviacom Argus, A.A.D. Vigil / Vigil 2/ Vigil 2+, Airtec Cypres / Cypres 2, FXC Astra, MarS M², MarS MPAAD, SSE Sentinel2 y el 2MPZ SKIFF.

Pues bien, en relación al modo de realizar la apertura del contenedor se tienen:

- 1) **Equipos que seccionan la coca de cierre del contenedor:** Se emplea una cuchilla que se mueve dentro de un tubo blindado por medio de un émbolo. En dicho tubo hay dos orificios por los que se introduce la coca de cierre. Al detectar una emergencia, el dispositivo libera los seguros y se transmite un impulso eléctrico a un explosivo de alto poder energético, normalmente Pentrita. Al deflagrar, los gases se expanden, desplazando la cuchilla a gran velocidad, que realiza un corte limpio de la coca de cierre. Ciertos DAA que lo utilizan son los Aviacom Argus; A.A.D. Vigil / Vigil 2 / Vigil 2+; Airtec CYPRES / CYPRES 2; FXC Astra; MarS M²; MarS MPAAD; SSE Sentinel Mk2000; 2MPZ SKIFF.

- 2) **Equipos que realizan tracción del cable de cierre del contenedor:** Se jala del cable del cierre del contenedor y se libera la acción. Lo usan FXC 12000; FXC 12000-25; FXC 2101; Irvin FF-2 Hitefinder; Irvin FF-2S; L.J. Engineering AR-2; L.J. Engineering WAR-2; 2MPZ ACh-1,2; 2MPZ AD-3UD; 2MPZ AD-3U; 2MPZ KAP-3; KAP-3M; KAP-3P (Y modelos fabricados bajo licencia en Polonia y la antigua Checoslovaquia); 2MPZ PPK-U (-165, -240,-277, -405, -424, -575, U-Gr, totalizando 32 modelos); 2MPZ PPK-1M.

- 3) **Equipos que realizan tracción mecánica del cable de cierre del contenedor:** Emplea la fuerza de tracción de un resorte para trasladar la posición de la aguja de cierre del contenedor, en el sentido de apertura del mismo. El proceso se realiza una vez el dispositivo ha iniciado la secuencia de activación, han sido liberados los seguros, permitiendo que el resorte, o grupo

de ellos, se expanda dentro de su alojamiento guía, provocando con su elongación una tracción del anclaje con la aguja, o cable de cierre del contenedor, realizando la apertura del mismo.

- 4) **Equipos que realizan tracción pirotécnica del cable de cierre del contenedor:** Se utiliza un cartucho pirotécnico de activación eléctrica con la misma finalidad que la relatada en el apartado anterior. Empleado por el SSE Sentinel, retirado del servicio activo.

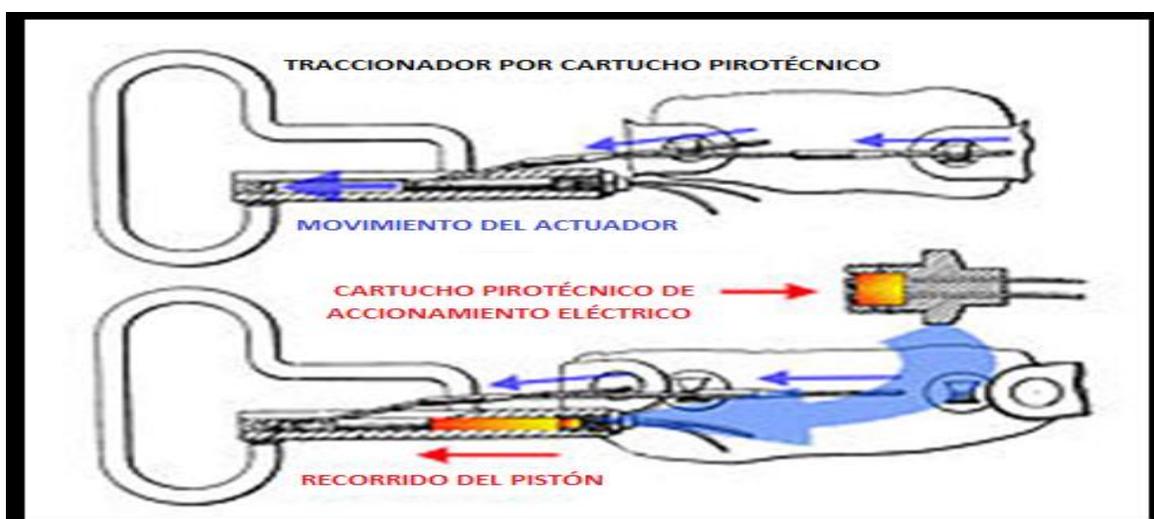


Figura N°36: Sistema de apertura del dispositivo SSE Sentinel por pirotecnia.

Relativo al proyecto en cuestión YNTM I, un sensor de accionamiento electrónico es el adecuado, el que debiera recabar información por medio de sensores del tipo infra-rojo, así como por ejemplo lo realiza el sensor de retroceso usado ampliamente en automóviles, el que comienza a operar cuando se selecciona la marcha atrás, y detecta los obstáculos a una distancia de entre 1,5 y 2(Mtrs), según el modelo. La información recolectada por los sensores, se envía a una unidad de control que gestiona los datos, y los convierte en una señal acústica o visible, que aumentará su frecuencia a

medida que se aproxime a un objeto. En este último punto, en vez de gatillarse una señal acústica o visible, al momento de detectar los potenciales riesgos (i.e. dirección, velocidad y masa de un objeto) que puedan generar daño tisular, muscular u óseo intermedio a grave en el cuerpo de un ser humano, se debiera aplicar una variación que permita el accionamiento de apertura del contenedor, ya sea mediante el corte de la coca o por medio de la tracción del cable de cierre del contenedor, que genere la liberación del gas y posterior retiro del individuo de un ETI.

La mayoría de los kits del sistema de sensores de retroceso cuentan con los siguientes componentes:

- 1) **Juego de sensores:** Los más comunes en el mercado son los de 4 sensores, aunque los primeros que se comercializaban contaban con 2 sensores, y en la actualidad se pueden encontrar también con 6 sensores.
- 2) **Módulo eléctrico:** Es la encargada de traducir las señales ultrasónicas o electromagnéticas generadas por los sensores, representadas en señales audibles o visibles.
- 3) **Conjunto visual y cableado de conexión:** Los hay con dispositivo visual con conjunto de luces LED o espejo retrovisor con display. No hay diferencias entre estas dos generaciones en cuanto a funcionamiento.
- 4) **Broca de copa:** Es de gran utilidad en el momento en que se decide instalar el sistema, esta broca confiere el agujero exacto para alojar los sensores en el parachoques trasero. De igual forma todos los sistemas, sin importar el tipo o

marca, contienen una serie de adhesivos para fijar el módulo electrónico y una guía de instalación detallada.

El costo de un sistema de sensor de retroceso con los componentes descritos oscila desde los \$6.800 a los \$35.000 (CLP) por unidad (Figura N°37).

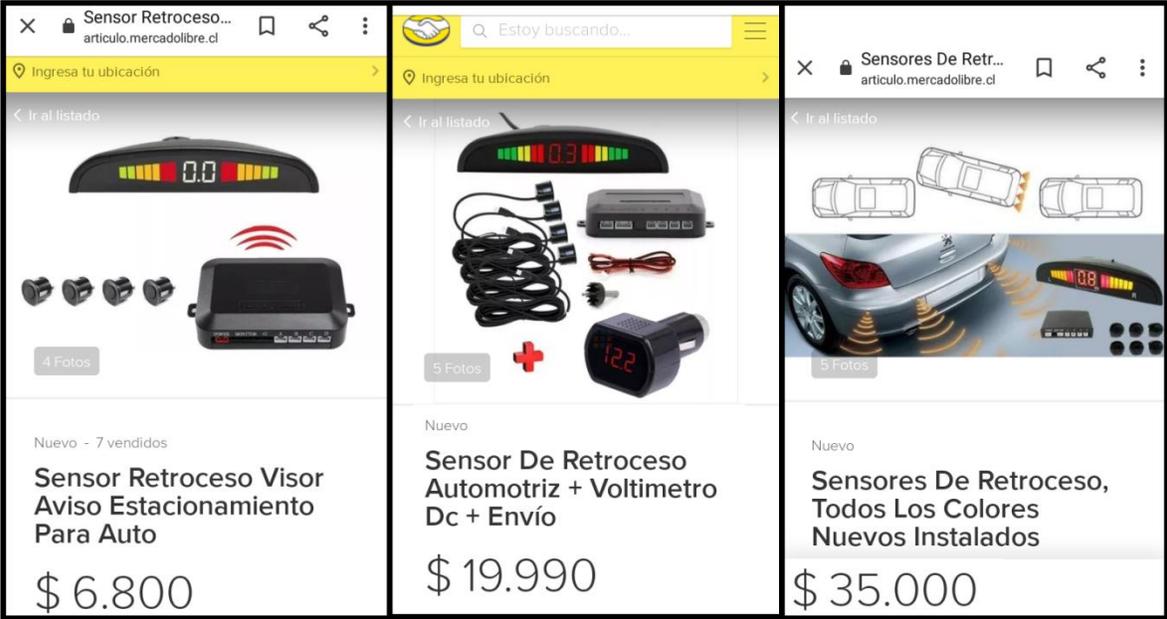


Figura N°37: Valor de sensores de retroceso para vehículos livianos.

10) Diseñar el tipo de software o aplicación a utilizar para controlar el funcionamiento del sistema YNTM I: Para que el retiro del individuo de un ETI sea de forma adecuada, sin generar daños superiores a los estimados por el accidente mismo, se debe diseñar un software o aplicación, que dé una orden de accionamiento en el momento correcto u oportuno al dispositivo AAD, y que además, controle la dirección y magnitud de la fuerza gaseosa a liberar. Por tanto, se deben determinar ciertos parámetros de forma empírica,

para así establecer rangos y cálculos que exhiban claramente, ya sea en tablas, gráficos y/o fórmulas, el nivel y presión de salida del aire comprimido con un nivel medio (1,1 a 2G) o alto (>2G) de retiro del ETI de un individuo.

11) Determinar el nivel de eficiencia y seguridad del producto: Una vez desarrollado el piloto del producto, se pretende testearlo en laboratorio con las réplicas inertes del ser humano (muñecos), denominados “Crash and Dummies” (Figura N°38), los cuales poseen diversos sensores que entregan datos específicos en relación a la dirección de vectores, magnitudes de fuerzas que se experimentan, entre otros, datos que deben ser graficados y/o tabulados, analizados y contrastados, con los antecedentes ya recopilados. No obstante, el proceso actual de este tipo de testeos es carísimo (Roy *et al.*, 2001; Asadinia *et al.*, 2018; Baguley *et al.*, 2008), por lo que de ser necesario y en primeras instancias de afinamientos de detalles, se puede emplear un software tal como el Tracker (Figura N°39), programa que permite analizar físicamente el movimiento de los cuerpos por medio de videos.

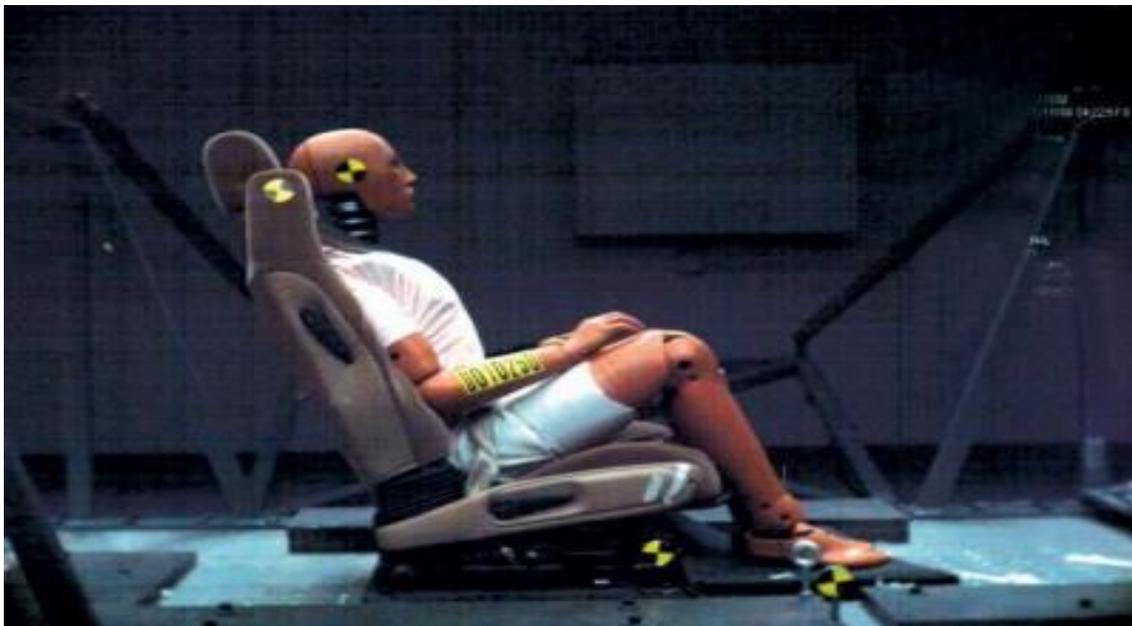


Figura N°38: Muñeco de pruebas con múltiples sensores.

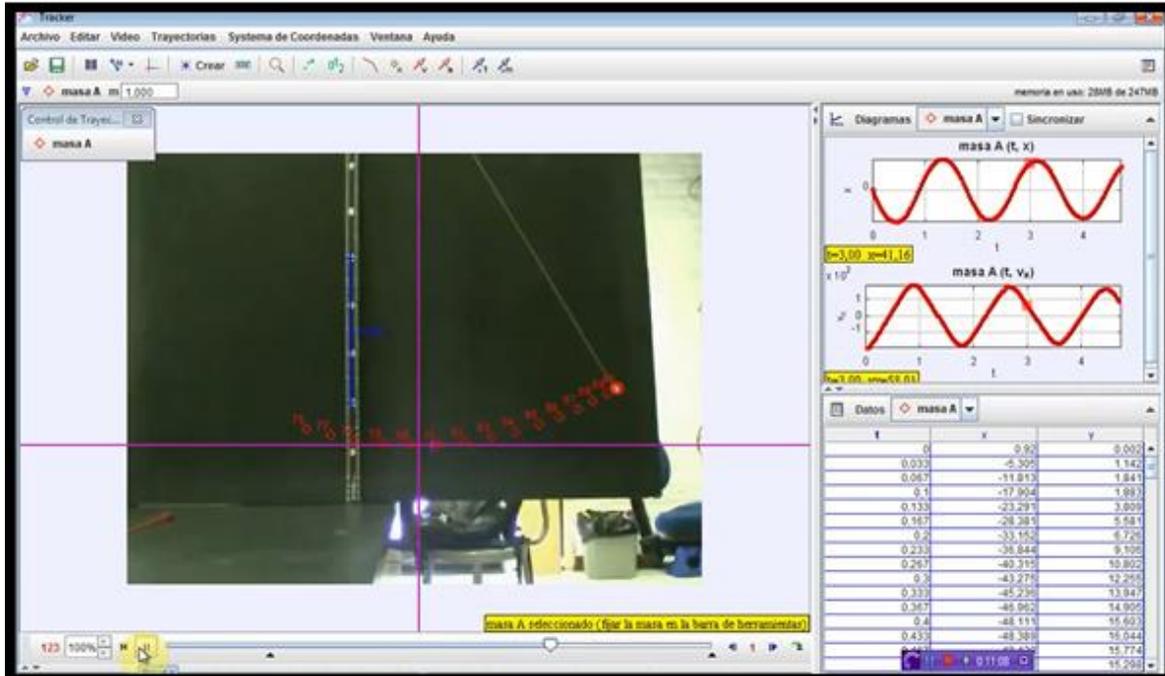


Figura N°39: Programa Tracker aplicado en el análisis físico del movimiento tipo péndulo de un objeto.

DISCUSIÓN

Desde el punto de vista técnico-científico, se han expuesto múltiples alternativas viables para ser empleadas en un sistema como el descrito en la fase I del YNTM, sin embargo, en esta etapa inicial de anteproyecto, solamente se ha logrado definir o determinar objetivamente el término Espacio=Tiempo=Incidente, en donde un objeto o fuerza con potencial de generar daño corpóreo al ser humano, sólo lo lesionará si se encuentran ambos en el mismo eje tridimensional X, Y, Z en igual lapso o espacio de tiempo.

A su vez, se determinó el tipo de accidente y lesión a evitar, el que corresponde a accidentes debidos a golpes por o contra objetos móviles, tales como los generados en accidentes de tránsito, los que comúnmente implican heridas cerradas (contusiones) y/o abiertas (abrasivas, punzadas, cortantes, avulsiones o de arrancamiento y amputaciones), fracturas simples o expuestas, perforaciones, cortes, lesiones cervicales, hemorragias internas y externas (capilar, venosa y/o arterial), traumatismo encéfalo-craneano (T.E.C.) abierto o cerrado, traumatismo de columna, entre otras.

También se definió que la carga de ruptura ósea en el humano, específicamente en el fémur, oscila entre los 65 a 420 (Kgf), y en la tibia esto ocurre entre los 42 a 172(Kgf), mientras que la tensión necesaria para cortar el fémur es de 1,5 a 6,17 (Kgf/mm²) y en la tibia, entre los 1,2 a 3,9(Kgf/mm²) (Ver tabla N°1).

Respecto a la fuerza necesaria para mover un cuerpo humano, sin generar daños secundarios mayores al potencial incidente, la ecuación n°5 basada en la tercera ley de I. Newton, y exhibida en la tabla n°3, describe que

la aceleración de un cuerpo o el cambio de momento, es la masa multiplicada por la fuerza de gravedad más la fuerza propulsiva extra que se le imprima, por lo que el eje y la magnitud de aceleración, la tasa y tiempo de duración que se aplica, y el lado y área de aplicación, son características importantes para la correcta tolerancia de los límites del cuerpo humano, motivo por lo cual se analizaron diversos estudios especializados, resumiéndose al final del apartado en la tabla n°12, los límites de tolerancia del ser humano a las aceleraciones del tipo “impacto” $\pm G_z$, $\pm G_x$ y $\pm G_y$ consideradas como permisibles o aplicables al proyecto, las que han sido registradas durante décadas de investigaciones, variando estas desde 2,5-Gz por sobre 1 minuto a 35+Gx por hasta 0,1 seg. con tasas de 500-1000G/seg-1.

Al definir el tipo de arnés a implementar, se sugiere un modelo similar al arnés “Volt Wind” de Petzl, desarrollado específicamente para mantenimiento eólico (Ver figura N°15), el que es homologado en las normas EN361 anti caídas y EN358 para posicionamiento, aunque también se sugiere indagar en otra alternativa, consistente en una silla ligera, compacta, de alta resistencia a los impactos y que se porte en la espalda, como por ejemplo ocurre con las mochilas, ya que tanto en vehículos como en aviones ha demostrado ser un modelo exitoso al incrementar la tolerancia a las aceleraciones de los pilotos. Se recomienda además, considerar un grosor adecuado de este equipo, ya que éste es un punto crítico en los variados equipos y estructuras, que restringe tanto los peaks en las aceleraciones, como los tiempos de duración.

Al diseñar el circuito a través del cual se distribuirán las mangueras en el arnés, primeramente se considera lo indicado por los especialistas médicos, quienes entre otros aspectos, han identificado que el cuello, la cintura, las

caderas y los hombros son especialmente sensibles al dolor y por tanto, en ningún caso se debe movilizar desde ellas, siendo recomendable movilizar desde la cabeza, el tronco, los brazos, las piernas y la pelvis, puesto que son zonas más resistentes y menos sensibles al dolor, por lo que YNTM I considera una fuerza inicial no impulsora (Fase I) que permita mantener un equilibrio estático, afianzando principalmente el cuello-cabeza, brazos y piernas, dejándolos rígidos, sin movilidad, y las extremidades superiores e inferiores apegadas al cuerpo, así se evitarían o minimizarían los hiperestiramientos, desgarros u otras lesiones colaterales. Junto con ello, al exponer y analizar diversos estudios sobre la capacidad del sistema neuromuscular para generar tensión, los valores allí obtenidos si bien proveen válidas estimaciones cuantitativas de fuerzas, ésta no puede ser completamente expresada por un único valor (Anderson *et al.*, 2007), producto de que la máxima torsión voluntaria de las articulaciones varía abruptamente con el ángulo de la articulación y la velocidad angular, debido en parte a las relaciones fuerza-largo (Sale *et al.*, 1982) y velocidad-fuerza del músculo (Westing *et al.*, 1990), y aún pocos estudios han logrado unir ambas relaciones en un solo modelo matemático (King & Yeaton, 2002; Anderson *et al.*, 2007). No obstante, sabiéndose que la fuerza inicial requerida para mantener el equilibrio estático es igual a la masa multiplicada por la fuerza de gravedad (Ecuación n°5), la que es dirigida hacia abajo desde el hombro hacia el brazo y antebrazo, mientras que en las piernas desde la pelvis hacia las piernas, ambas aplicadas en 3 ejes direccionales (+Ax; -Ax; +Ay o -Ay; figura N°24), esta debiera incrementarse proporcionalmente en relación a la fuerza de impulso ejercida. Al respecto, existe evidencia que en estructuras inertes compuestas de diversos materiales, cuando una velocidad de impacto es baja, esta se deforma asimétricamente, mientras que cuando la velocidad de impacto es alta, aparece

un modelo de deformación simétrico (Xue *et al.*, 2012). En el ser humano, pruebas específicas *in vivo* podrían determinar si el patrón es similar al mostrado por las estructuras inertes, aunque Voshell (2004) ya señaló que se desencadenan movimientos reflejos de las piernas y/o brazos para restablecer el equilibrio durante aceleraciones, con Eager et al. (2016) mencionando que estar expuesto a cambios en el movimiento puede tener efectos biomecánicos significativos en el cuerpo humano y, en general, se trata de minimizar la exposición al movimiento.

En relación a la fase II, es decir la fuerza impulsora, se debe priorizar lo que exhibe la figura n°25 que es: I) La fuerza de impulso debe ser realizada favorablemente desde el tronco y/o la pelvis. II) La tolerancia humana a las fuerzas gravitacionales/inerciales en la dirección transversal (G_x), es mucho mayor que en otros ejes. III) La respuesta del organismo a la aceleración $-G_x$ es similar a la $+G_x$, pero los problemas respiratorios son menos severos. IV) La tolerancia del ser humano es considerablemente mayor en $+G_z$ que en $-G_z$. V) Cambios rápidos de $+G_z$ a $-G_z$ (sacudidas) son experiencias absolutamente brutales, que pueden ocasionar serios daños espinales y en el cuello. VI) La aceleración $\pm G_y$ no suele provocar pérdidas de conciencia, sin embargo, tiene un efecto significativo sobre los músculos que sostienen el cuello y la cabeza. VII) Adicionar aceleraciones transversales ($+G_x$) moderadas de 1 a 2,5G reduce la tolerancia de $+G_z$ en 0,25G al aplicarse en conjunto. VIII) Agregar leves aceleraciones laterales ($\pm G_y$) de 2G incrementan en 0,5G la tolerancia a las fuerzas $+G_z$ al emplearse juntas.

Por lo tanto, al diseñar el circuito a través del cual se distribuirán las mangueras en el arnés, se deben considerar dichos aspectos, y serán determinados al concluir la elección del tipo de arnés, reparando en la

incorporación de un sistema de sujeción para las mangueras, así distribuyan el agente propulsor a través del arnés, sin oscilaciones o desviaciones indeseadas.

Al analizar los gases disponibles en el mercado, se observó que no aplican por poseer características tóxicas, inflamables y de manipulación compleja el acetileno, dióxido de carbono, hidrógeno, metano, monóxido de carbono, dióxido de azufre, amoníaco, los gases refrigerantes y los de soldaduras. Sí se ajustan al proyecto YNTM I el aire, argón, nitrógeno, óxido nitroso y el oxígeno. No obstante, dos puntos críticos que determinan el criterio de selección final de estos gases fueron el peso específico y el costo de obtención del gas, siendo el aire comprimido el que mejor se ajustó a los requerimientos, pero esto queda sujeto a opiniones de especialistas, ya que al comparar valores de presión y de temperatura del gas (ver tabla n°16 y figura n°31) se observaron importantes variaciones en las velocidades de desplazamiento del gas.

Los cilindros de acero inoxidable de alta presión, son los visualizados como aplicables a YNTM I, pero investigar otra variable como lo es el sistema de pistón utilizado en el sistema de catapulta empleado en los porta-aviones de la marina de E.E.U.U., podría resultar provechoso.

Relativo a determinar el tipo de manguera a utilizar, para distribuir el elemento químico a usar y los puntos de salida del elemento químico, existen en el mercado diversos tipos de mangueras de alta presión comercializadas (ver figura N°32), sin embargo, su elección debe cumplir con criterios de ligereza, flexibilidad y resistencias, entre otros aspectos, lo cual se definirá en un proceso más avanzado del proyecto. En relación a los puntos de salida del elemento impulsor, se considerará los aspectos mencionados en la fase I y II

(pre-despegue y despegue, respectivamente) ya mencionadas al diseñar el circuito a través del cual se distribuirán las mangueras en el arnés, tomando en cuenta además, un sistema de “by pass” que bloquee o permita el ingreso de gas según los requerimientos específicos en las mangueras.

Para determinar el modo de apertura y el tipo de sensor de accionamiento del contenedor del dispositivo automático, se analizaron todos los modelos disponibles, considerándose que para YNTM I, un sensor de accionamiento electrónico es el adecuado, el que debiera recabar información por medio de sensores del tipo infra-rojo, luego la información recolectada se envía a una unidad de control que gestione los datos, y los convierte en una señal, que llegando a un punto en el que al detectar los potenciales riesgos (i.e. dirección, velocidad y masa de un objeto) que puedan generar daño intermedio a grave en el cuerpo de un ser humano, se accione la apertura del contenedor, ya sea mediante el corte de la coca o por medio de la tracción del cable de cierre del contenedor, generando la subsecuente liberación del gas y posteriormente, el retiro del individuo de un ETI.

Al diseñar el tipo de software o aplicación a usar para controlar el funcionamiento del sistema YNTM I, primero hay que considerar las fuerzas capaces de generar ruptura o cortes en el hueso ya exhibidas, y estimar otros parámetros por medio de la bibliografía y de forma empírica, para así establecer rangos y cálculos que exhiban claramente, ya sea en tablas, gráficos y/o fórmulas, el nivel y presión de salida del aire comprimido con un nivel medio (1,1 a 2G) o alto (>2G) de retiro del ETI de un individuo, posteriormente con todos los ítems anteriores ya esclarecidos, se debe diseñar un software o aplicación, que dé una orden de accionamiento en el momento

correcto u oportuno al dispositivo AAD, y que además, controle la dirección y magnitud de la fuerza gaseosa a liberar.

Finalmente, para definir el nivel de eficiencia y seguridad del producto piloto, se debe probar idealmente en laboratorios con réplicas inertes del ser humano (ver figura n°38), los cuales poseen diversos sensores que entregan datos específicos en relación a la dirección de vectores, magnitudes de fuerzas que se experimentan, entre otros, datos que deben ser graficados y/o tabulados, analizados y contrastados, con los antecedentes ya recopilados. Sin embargo, al ser este tipo de testeos carísimo (Roy *et al.*, 2001; Asadinia *et al.*, 2018; Baguley *et al.*, 2008), se sugiere en primeras instancias de afinamientos de detalles, la utilización de un software tal como el Tracker (ver figura n°39), programa que permite analizar físicamente el movimiento de los cuerpos por medio de videos.

Otras aplicaciones que pueden ser incorporadas al equipo YNTM I, son un dispositivo sonoro, para avisarle al individuo que será retirado de un ETI en fracciones de segundos (≤ 2 seg.) y se pueda preparar. Esto, debido a que se ha demostrado que el tiempo de tolerancia durante una aceleración rápida, es significativamente mayor cuando se toma aire y se contiene la respiración, que cuando no, con una diferencia de 25 seg. (Fernandes *et al.*, 2003). Además, se han observado aumentos en el ritmo cardiaco y variaciones en el consumo máximo de oxígeno, durante las competencias a gran velocidad en pilotos de deportes de motor, aunque no se ha determinado si esto es producto del esfuerzo físico o del estrés emocional (Simonson *et al.*, 1968; McKenna *et al.*, 1982; Schwaberger, 1987; Dickey, 2002; Jacobs *et al.*, 2002; Backman *et al.*, 2005; Watkins, 2006; Konttinen *et al.*, 2008; Beaune & Durand, 2011), con el calor siendo identificado como uno de los principales factores ambientales que

afectan tanto el rendimiento de la conducción, como el ritmo cardiaco (Carneiro & de Castro, 2004; Walker *et al.*, 2001), aunque extrasístoles, disritmias y otras alteraciones del ritmo cardiaco se evidencian también con ciertos tipos y magnitudes de fuerzas G (Burton *et al.*, 1974; Cohen, 1983; Vasantha & Norfleet, 1992; Voshell, 2004). Se debe considerar que estos estudios, han sido realizados en personas con un estado físico similar o igual al de un atleta, por lo que mantener la ley del mínimo esfuerzo al momento de retirar a un individuo de un ETI, prima en este proyecto.

Así mismo, un sensor de temperatura y otro de gases tóxicos, puede ser agregado al sistema, para evitar lesiones por quemaduras y muertes por asfixia, respectivamente.

CONCLUSIÓN

Dado el actual nivel de desarrollo tecnológico, sin duda es posible fabricar un sistema como el ya descrito, siempre y cuando se cuente con el apoyo de una institución pública y/o privada poderosa y seria, que provea tanto de los recursos económicos a requerir por etapa de proyecto, y del respaldo de un equipo multidisciplinario de especialistas de las diversas áreas involucradas.

BIBLIOGRAFÍA

- Abbott, B.C., Wilkie, D.R., 1953. The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. *The Journal of Physiology*. Vol. 120. Pág. 214–223.
- Abe, K., Nishigaki, K., Ishivama, S., Ohta, M., Takagi, M., Matsukawa, F., 1990. Collapse of thin-walled curved beam with closed-hat section-part 2: Simulation by plane plastic hinge model. *SAE Technical Paper 10*, 900461.
- Abramowicz, W., Jones, N., 1984. Dynamic axial crushing of square tubes. *International Journal of Impact Engineering*. Vol. 2(2). Pág. 179-208.
- Abramowicz, W., Jones, N., 1986. Dynamic progressive buckling of circular and square tubes. *International Journal of Impact Engineering*. Vol. 4(4). Pág. 243-270.
- ACHS, 2010. Primeros auxilios en emergencias infantiles. En: <https://www.achs.cl/portal/trabajadores/Capacitacion/CentrodeFichas/Documents/primeros-auxilios-en-emergencias-infantiles.pdf>
- Adachi, T., Tomiyama, A., Araki, W., Yamaji, A., 2008. Energy absorption of a thin-walled cylinder with ribs subjected to axial impact. *International Journal of Impact Engineering*. Vol. 35(2). Pág. 65-79.
- Adura, F.E., Da Costa, J.H., Sabbag, A.F., 2004. Uso do cinto de segurança durante a gravidez. *Rev. Assoc. Med. Bras.* Vol.50(1). Pág. 1-20.

- Aktaya, I., Kröplin, B.H., Toksoy, A.K., Güden, M., 2008. Finite element and coupled finite element/smooth particle hydrodynamics modeling of the quasi-static crushing of empty and foam-filled single, bitubular and constraint hexagonal- and square-packed aluminum tubes. *International Materials and Desing.* Vol. 29(5). Pág. 952-962.
- Albano, J.J., Stanford, J.B., 1998. Prevention of minor neck injuries in F-16 pilots. *Aviat. Space, Environ. Med.*. Vol. 69. Pág. 1193-1999.
- Albery, W.B., 2004. Acceleration in other axes affects +Gz tolerance: dynamic centrifuge simulation of agile flight. *Aviat Space Environ Med.*. Vol. 75(1). Pág. 1-6.
- Alexander, J.M., 1960. An approximate analysis of the collapse of thin cylindrical shells under axial loading. *Quart. J. Mechs. and Applied Math.*. Vol. 13. Pág. 10-15.
- Amaro, M.A.M., Cardoso, R.M. de Sousa, 2008. Survival after motor vehicle crash: impact of clinical and prehospital variables. *Rev. Saúde Pública.* Vol. 42(4). 8 páginas.
- Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M.A., 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb. *Journal of Biomechanics.* Vol. 40. Pág. 3105-3113.
- Angel, A., Hickman, M., 2008. Analysis of the factors affecting the severity of two-vehicle crashes. *Ingeniería y desarrollo.* Universidad del Norte. Vol. 24. Pág. 176-194.

- Asadinia, N., Khalkhalia, A., Javad, M.S., 2018. Sensitivity analysis and optimization for occupant safety in automotive frontal crash test. Latin American Journal of Solids and Structures. Vol. 15(7). 15 págs..
- Atahan, A.O., 2008. Development of a heavy containment level bridge rail for Istanbul. Latin American Journal of Solids and Structures. Vol. 15(6). 14 páginas.
- Atahan, A.O., Yucel, A.O., Erdem, M., 2014. Crash testing and evaluation of a new generation L1 containment level guardrail. Engineering Failure Analysis. Vol. 38. Pág. 25 – 37.
- Babbage J.M., Mallick, P.K., 2005. Static axial crush performance of unfilled and foam-filled aluminum-composite hybrid tubes, Compos. Struct., Vol.70. Pág. 177-184.
- Backman, J., Häkkinen, K., Ylinen, J., Häkkinen, A., Kyröläinen, H., 2005. Neuromuscular performance characteristics of open-wheel and rally drivers. Journal of Strength and Conditioning Research. Vol.19(4). Pág. 777-784.
- Baguley, P., Roy, R., Watson, J., 2008. Cost of physical vehicle crash testing. Collaborative product and service life cycle management for a sustainable world: Proceedings of the 15th ISPE International Conference on Concurrent Engineering, 18-22 August 2008, Belfast, Northern Ireland, UK.
- Batista, N.L., Cardoso, R.M., 2011. Traffic Accidents with Motorcycles and their Relationship to Mortality. Rev. Latino-Am. Enfermagem. Vol. 19(2). Pág. 403-410.

- Beaune, B., Durand, S., 2011. Cardiac chronotropic adaptation to open -wheel racecar driving in young pilots. *International Journal of Performance Analysis in Sport* 2011, 11, 326-235.
- Belingardi, G., Boria, S., Obradovic, J., 2013. Energy absorbing sacrificial structures made of composite materials for vehicle crash design. *Dynamic Failure of Composite and Sandwich Structures*. Vol. 192. Pág. 577 – 609.
- Bhalla, K., 2013. *The Cost of road injuries in Latin America*. Washington D.C., USA: Inter-American Development Bank.
- Bin Mohd. Zain, M.F., Mohammed,H.J., 2015. Concrete road barriers subjected to impact loads: An overview. *Latin American Journal of Solids and Structures*. Vol. 12. Pág. 1824-1858.
- Björn, Ä., 2007. Neck pain in air force pilots. On risk factors, neck motor function and an exercise intervention. Department of Neurobiology, Care Sciences and Society, Division of Physiotherapy, Karolinska Institutet, Stockholm, Sweden. 60 Pág..
- Bolliger, N.R., Alvarenga, R.J., Puga, L.T., 1999. Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw. *Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. S. Paulo*. Vol. 54(6). Pág. 181-186.
- Bondurant, S., Clarke, N.P., Blanchard, W.G., 1958. Human tolerance to some of the accelerations anticipated in spaceflight. *USAF Armed Forces J.* Vol. 9. 1093.
- Borvik T, Hopperstad, O.S., Reyes, A., Langseth, M., Solomos, G., Dyngeland,T., 2003. Empty and foam-filled circular aluminium tubes

- subjected to axial and oblique quasi-static loading, *Int. J. Crashworthines*. Vol. 8. Pág. 481-494.
- Bouchet, J., Jacqueline, E., Hamelin, P., 2002. Dynamic axial crushing of combined composite aluminum tube, the role of both reinforcement and surface treatments. *International Journal Composite Structures*. Vol. 56. Pág. 87-96.
- Bouxsein, M.L., 2005. Determinants of skeletal fragility. *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol*. Vol. 19(6). Pág. 897-911.
- Bridger, R.S., Groom, M.R., Jones, H., 2002. Task and postural factors are related to back pain in helicopter pilots. *Aviat. Space Environ. Med.*. Vol. 73. Pág. 805-811.
- Brook, W.H., 1990. The development of the Australian anti-G suit. *Aviat. Space Environ Med.*. Vol. 61(2). Pág. 176-182.
- Burton, R.R., Leverett, S.D., Michaelson, E.D., 1974. Man at High Sustained +Gz Acceleration: A Review. *Aerospace Med.*. Vol. 45: Pág. 1115-1136.
- Cabri, J.M., 1991. Isokinetic strength aspects of human joints and muscles. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. Vol. 19. Pág. 231–259.
- Caldwell, G.E., Adams, W.B., Whetstone, M.R., 1993. Torque/velocity properties of human knee muscles: peak and angle-specific estimates. *Canadian Journal of Applied Physiology*. Vol. 18. Pág. 274–290.

- Cantillo, V., Garcés, P., Márquez, L., 2015. Factores que influyen en la ocurrencia de accidentes de tránsito en vías urbanas: Un enfoque combinado GIS-Bayesiano empírico. DYNA 83. Vol. 195. Pág. 21-28.
- Carneiro, L.O.R., de Castro, F.M., 2004. Car racing: in the heat of competition. Rev. Bras. Med. Esporte. Vol. 10. Pág. 216-219.
- Carrillo-Castrillo, J.A., Rubio-Romero, J.C., Guadix, J., Onieva, L., 2014. Risk assessment of maintenance operations: The analysis of performing task and accident mechanism. International Journal of Injury Control and Safety Promotion. En: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17457300.2014.939196?journalCode=nic20>
- Carrillo-Castrillo, J.A., Rubio-Romero, J.C., Guadix, J., Onieva, L., 2016. Identification of areas of intervention for public safety policies using multiple correspondence analysis. DYNA 83(196). Pág. 31-38.
- Chen, W., 2001. Experimental and numerical study on bending collapse of aluminum foam-filled hat profiles. International Journal of Solids and Structures. Vol. 38. Pág. 7919-7944.
- Chow, J.W., Darling, W.G., Hay, J.G., Andrews, J.G., 1999. Determining the force-length-velocity relations of the quadriceps muscles: III. A pilot study. Journal of Applied Biomechanics. Vol. 15. Pág. 200-209.
- Cohen, M.M., 1983. Combining Techniques to Enhance Protection Against High Sustained Accelerative Forces. Aviat. Space Environ. Med.. Vol. 54. Pág. 338-342.

- Connelly, D.M., Vandervoort, A.A., 2000. Effects of isokinetic strength training on concentric and eccentric torque development in the ankle dorsiflexors of older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*. Vol. 55. Pág. B465–B472.
- Cruz Roja Chilena, 2017. Guía de Primeros Auxilios Comunitarios. En: http://www.cruzroja.cl/publicaciones/descarga/GUIA_PRIMEROS_AUXILIOS_SPAC.pdf
- Debieux, P., Chertman, C., Barbachan, N.S.M., Dobashi, E., Alvachian, H.J.F., 2010. Musculoskeletal injuries in motorcycle accidents. *Acta Ortop. Bras.* Vol. 18(6). Pág. 353-356.
- Delahaye, R.P., Auffret, R., 1982. *Physiopathology and Pathology of Spinal Injuries*. Neuilly-sur-Seine: North Atlantic Treaty Organization. AGARD-AG-250.
- Dias, A. de M., Iturrioz, I., Walber, M., Goedel, F., 2016. Numerical Analysis of an Intercity Bus Structure: A Simple Unifilar Model Proposal to Assess Frontal and Semifrontal Crash Scenarios. *Latin American Journal of Solids and Structures*. Vol. 13. Pág. 1616-1640.
- Dickey, C., 2002. Racecar drivers' physical demands comparable to elite athletes. *Journal of the American College of Sports Medicine*. Vol. 34(12). Págs.2086 – 2091.
- Eager, D., Pendrill, A.M., Reistad, N., 2016. Beyond velocity and acceleration: Jerk, snap and higher derivatives. *European Journal of Physics*. Vol. 37(6). 13 páginas.

- Eiband, A.M., 1959. Human Tolerance to Rapidly Applied Accelerations: A Summary of the Literature. Washington (DC): National Aeronautics and Space Administration. NASA Memo 5-19-59E.
- Eiken, O., Kölegård, R., Lindborg, B., Aldman, M., Karlmar, K.E., Linder, J., 2002. A new hydrostatic anti-G suit vs. a pneumatic anti-G system: preliminary comparison. *Aviat. Space, Environ. Med.*. Vol. 73(7). Pág. 703-708.
- Eiken, O., Kölegård, R., Lindborg, B., Mekiavic, I.B., Linder, J., 2003. The effect of straining maneuvers on G-protection during assisted pressure breathing. *Aviat. Space, Environ. Med.*. Vol. 74(8). Pág. 822-826.
- Elmarakbi, A., Fielding, N., Hadavinia, H., 2011. Finite element simulation of the axial crush of thin-walled tubes with different cross-sections: vehicle/ pole impact application. *International Journal of Vehicle Structures & Systems*. Vol. 3. Pág. 154–160.
- El-Sobky, H., Singace, A.A., 1999. Profiled polymer pipes as re-usable energy absorption elements. *International Journal Mechanical Science*. Vol. 44. Pág. 1385-1400.
- Erdogan, S., İlçi, V., Soysal, O.M., Korkmaz, A., 2015. A model suggestion for the determination of the traffic accident hotspots on the Turkish highway road network: A pilot study. *Bol. Ciênc. Geod., sec. Artigos, Curitiba*. Vol. 21(1). Pág. 169-188.
- Esmaeili, S.M., Pirmohammad, S., Esmaeili, S.M., 2017. Crashworthiness Analysis of S-Shaped Structures Under Axial Impact Loading. *Latin American Journal of Solids and Structures*. Vol. 14. Pág. 743-764.

- Fernandes, L., Linder, J., Krock, L.P., Balldin, U.I., Harms-Ringdahl, K., 2003. Muscle activity in pilots with and without pressure breathing during acceleration. *Aviat. Space, Environ. Med.*. Vol. 74(6 Pt 1). Pág. 626-632.
- Fitts, R., Widrick, J., 1996. Muscle mechanics: Adaptations with exercise-training. *Exercise and Sport Science Reviews*. Vol. 24. Pág. 427-473.
- Forman, J.L., Lopez-Valdes, F.J., Duprey, S., Bose, D., del Pozo de Dios, E., Subit, D., Gillispie, T., Crandall, Jeff, R., Segui-Gomez, M., 2015. The tolerance of the human body to automobile collision impact – a systematic review of injury biomechanics research, 1990–2009. *Accident Analysis & Prevention*. Vol. 80. Pág. 7-17.
- Fraser, T.M., 1966. *Human Response to Sustained Acceleration*. Washington (DC): National Aeronautics and Space Administration. NASA-SP-103.
- Fraser, T.M., 1973. Sustained linear accelerations. In: Parker, J.F., West, V.R., eds.. *Bioastronautics Databook*. 2nd. ed. Washington (DC): National Aeronautics and Space Administration. 149-190 páginas. NASA-SP-3006.
- Fuglevand, A.J., 1987. Resultant muscle torque, angular velocity, and joint angle relationships and activation patterns in maximal knee extension. In: Jonsson, B. (Ed.), *Biomechanics X–A. Human Kinetics*, Champaign, IL, pp. 559–565.
- Ghamarian, A., Zarei, H., Abadi, M.T., 2011. Experimental and numerical crashworthiness investigation of empty and foam- filled end-capped conical tubes. *Thin Wall Struct.*. Vol. 49(10). Pág. 1312-1319.

- Gillies J.A., 1965. A Textbook of Aviation Physiology. Oxford: Pergamon Press.. Pág. 517-795.
- Gillingham, K.K., Fosdick, J.P., 1988. High-G training for fighter aircrew. Aerospace Medical Association, Washington, DC.
- Grabiner, M.D., Owings, T.M., Pavol, M.J., 2005. Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults. The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences. Vol. 60. Pág. 1447–1450.
- Green, N.D., 2003. Acute soft tissue neck injury from unexpected acceleration. Aviation, Space, and Environmental Medicine. Vol. 74(10). Pág. 1085-1890.
- Gross, M.M., Stevenson, P.J., Charette, S.L., Pyka, G., Marcus, R., 1998. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. Gait and Posture. Vol. 8. Pág. 175–185.
- Guerrero, T.E.B., Espinel, Y.B., Palacio, D.S., 2015. “Effects of the attributes associated with roadway geometry, traffic volumes, and speeds on the incidence of accidents in a mid-sized city”, Ing. Unv.. VI. 19(2). Pág. 351-367.
- Guerrero, T.E.B., Amarís, G.E.C., 2014. Application of Bayesian techniques for the identification of accident-prone road sections. DYNA. Vol. 81(187). Pág. 209-214.
- Güden, M., Kavi, H., 2006. Quasi-static axial compression behavior of constraint hexagonal and square-packed empty and aluminum foam-

- filled aluminum multi-tubes. *International Journal Thin-Walled Structures*. Vol. 44(7). Pág. 739-750.
- Gülch, R.W., 1994. Force-velocity relations in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*. Vol.15(1). Págs. S2-S10.
- Gupta, N.K., Velmurugan, R., 1999. Axial compression of empty and foam filled composite conical shells. *J. Compos. Mater.*. Vol. 33. Pág. 567-591.
- Hanssen A.G, Langseth, M., Hopperstad, O.S., 2000. Static and dynamic crushing of circular aluminium extrusions with aluminium foam filler, *Int. J. Impact. Eng.*, Vol. 24. Pág. 475-507.
- Hernandez, C.J., Keaveny, T.M., 2006. A biochemical perspective on bone quality. *Bone*. Vol. 39(6). Pág. 1173-1181.
- Hill, A.V., 1953. The mechanics of active muscle. *Proclamations of the Royal Society of London (Biology)*. Vol. 141. Pág. 104-117.
- Hong, H.-W., Fan, Z.-J., Yu, G., Wang, Q.-Ch., Tobota, A., 2005. Partition energy absorption of axially crushed aluminum foam-filled hat sections *International Journal of Solids and Structures*. Vol. 42. Pág. 2575-2600.
- Hosseini-Tehrani, P., Nikahd, M., 2006. Two materials S-frame representation for improving crashworthiness and lightening. *Thin-Walled Structures* Vol. 44. Pág. 407–14.
- Hughes, M.A., Myers, B.S., Schenkman, M.L., 1996. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*. Vol. 29. Pág. 1509–1513.

Indura, 2015. Manual de gases. Soluciones tecnológicas con gases y soldaduras para un mundo de procesos. 50 páginas. En: <http://www.indura.net/content/storage/ec/biblioteca/115c34ca0e684d41b098c9fbbc861cac.pdf>

Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forense (INMLCF), Forensis 2012. Datos para la vida: Herramienta para la interpretación, intervención y prevención de lesiones de causa externa en Colombia, 1st ed. Bogotá, Colombia: Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forenses, 2012.

Issa, Y., 2016. Effect of driver's personal characteristics on traffic accidents in Tabuk city in Saudi Arabia. *Journal of Transport Literature*. Vol. 10(3) Pág. 25-29.

Jacobs P.L, Olvey, S.E., Johnson, B.M., Cohn, K., 2002. Physiological responses to high-speed, open-wheel racecar driving. *Med Sci Sports Exerc*. Vol. 34(12). Pág. 2085-90.

James, C., Sacco, P., Hurley, M.V., Jones, D.A., 1994. An evaluation of different protocols for measuring the force–velocity relationship of the human quadriceps muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. Vol. 68. Pág. 41–47.

JandaghiShahi, V., Marzbanrad, J., 2012. Analytical and experimental studies on quasi-static axial crush behavior of thin-walled tailor-made aluminum tubes. *International of Thin-Walled Structures*. Vol. 60. Pág. 24-37.

- Jang, R., Sun, C., Mizutani, E., 1997. Neuro-fuzzy and soft computation, Prentice Hall, New Jersey.
- Kavi, A., Toksoy, K., Guden, M., 2006. Predicting energy absorption in a foam-filled thin-walled aluminum tube based on experimentally determined strengthening coefficient, Mater. Design.. Vol. 27. Pág. 263-269.
- Karagiozova, D., Alves, M., 2004. Transition from progressive buckling to global bending of circular shells under axial impact-Part I, experimental and numerical observations. International Journal of Solids and Structures. Vol. 41(5-6). Pág. 1565-1580.
- Karagiozova, D., Jones, N., 2008. On the mechanics of the global bending collapse of circular tubes under dynamic axial load-Dynamic buckling transition. International Journal of Impact Engineering. Vol. 35(5). Pág. 397-424.
- Khalkhali, A., Hossinali, A.S.V., Kabir, M.M., 2013. Closed-form solution for peak crushing force of the S-rails. International Journal of Automotive Technology Vol. 3. Pág. 446–456.
- Khalkhali, A., Darvizeh, A., Masoumi, A., Nariman-Zadeh, N., 2011. Experimental and numerical investigation into the quasi-static crushing behaviour of the S-shape square tube. International Journal of Mechanical Sciences. Vol. 27. Pág. 585–596.
- Kim, H.S., Chen, W., Wierzbicki, T., 2002. Weight and crash optimization of foam-filled three-dimensional S frame. Computational Mechanics. Vol. 28. Pág. 417–24.

- Kim, H.S., Wierzbicki, T., 2000. Effect of the cross-sectional shape on crash behavior of a 3-D space frame [R]. Impact and Crashworthiness Laboratory Report No. 34, MIT.
- Kim, H.S., Wierzbicki, T., 2004. Closed-form solution for crushing response of three-dimensional thin-walled S frames with rectangular section. International Journal of Impact Engineering. Vol. 30. Pág. 87–112.
- King, M.A., Yeadon, M.R., 2002. Determining subject-specific torque parameters for use in a torque-driven simulation model of dynamic jumping. Journal of Applied Biomechanics. Vol. 18. Pág. 207–217.
- Kok-Yong, S., Pin-Min, L., Vee-Sin, L., 2003. Acceleration effects on neck muscle strength: Pilots vs. non-pilots. Aviation, Space, and Environmental Medicine. Vol. 74(2). Pág. 164-168.
- Kontinen, T., Kyröläinen, H., Håkkinen, K., 2008. Cardiorespiratory and neuromuscular responses to motocross riding, Journal of Strength and Conditioning Research. Vol. 22(1). Pág. 202-209.
- Koranyi, E., Bowman, C.E., Knecht, C.D., Janssen, M., 1970. The holding power of orthopedic screws in bone. Clin. Orthop. Vol. 72. Pág. 283-286.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., Miura, T., 1993. An analysis of sit-to-stand movements. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. Vol. 74. Pág. 1095–1099.
- Krylow, A.M., Sandercock, T.G., 1997. Dynamic force responses of muscle involving eccentric contraction. Journal of Biomechanics. Vol. 30. Pág. 27–33.

- Kulig, K., Andrews, J.G., Hay, J.G., 1984. Human strength curves. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Vol. 12. Pág. 417–466.
- Lanza, I.R., Russ, D.W., Kent-Braun, J.A., 2004. Age-related enhancement of fatigue resistance is evident in men during both isometric and dynamic tasks. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*. Vol. 97. Pág. 967–975.
- Lee, S., 2008. *Biomechanical Modeling and Control of the Human Body for Computer Animation*. University of California Los Angeles. En: <http://web.cs.ucla.edu/~dt/theses/lee-thesis.pdf>
- Leeming, D.J., Henriksen, K., Byrjalsen, I., Qvist, P., Madsen, S.H., Garnero, P., 2009. Is bone quality associated with collagen age?. *Osteoporos Int*. Vol. 20(9). Pág. 1461-1470.
- Li, Q.M., Mines, R.A.W., Birch, R.S., 2000. The crush behaviour of Rohacell-51WF structural foam. *International Journal of Solids and Structures*. Vol. 37. Pág. 6321-6341.
- Lyon, W.F., Cochran, Jr., Smith, L., 1941. Actual holding power of various screws in bone. *An Surg*. Pág. 114-367.
- Mamalis A.G., Manolakos, D.E., Ioannidis, M.B., Spentzas, K.N., Koutroubakis, S., 2008. Static axial collapse of foam-filled steel thin-walled rectangular tubes: experimental and numerical simulation. *Int. J. Crashworthines*. Vol. 13. Pág. 117-126.
- Marshall, R.N., Mazur, S.M., Taylor, N.A., 1990. Three-dimensional surfaces for human muscle kinetics. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. Vol. 61. Pág. 263–270.

- Marsolek, J., Reimerdes, H.G., 2004. Energy absorption of metallic cylindrical shells with induced non-axisymmetric folding patterns. *International Journal of Impact Engineering*. Vol. 30. Pág. 1209–1223.
- Marzbanrad, J., Abdollahpoor, A., Mashadi, B., 2009. Effects of triggering of circular aluminum tubes on crashworthiness. *International Journal of Crashworthiness*. Vol. 14(6). Pág. 591-599.
- Marzbanrad, J., Keshavarzi, A., 2014. A numerical and experimental study on the crash behavior of the extruded aluminum crash box with elastic support. *Latin American Journal of Solids and Structures*. Vol. 11. Pág. 1329-1348.
- Masoud, A.R., 2016. Determination of the main influencing factors on road fatalities using an integrated neuro-fuzzy algorithm. *Latin American Journal of Solids and Structures*. Vol. 14. Pág. 36-51.
- Matsunaga, R.M., Henrique, P.S.C., 2010. Bone quality and osteoporosis therapy. *Arq Bras Endocrinol Metab*. Vol. 54(2). Pág. 186- 199.
- Mattos, L.M.P., Dias, E.G., Mingoti, S.A., da Silva, D.A.C., de Lima, A.A.F., Teixeira, W.C., 2015. Urban road traffic deaths: data linkage and identification of high-risk population sub-groups. *Cad. Saúde Pública*. Págs. S92-S106.
- McKenna, F., 2002. The human factor in driving accident. An overview of approaches and problems, *Ergonomics*. Vol. 25(10). Pág. 867-877.
- Meguid S.A., Attia, M.S., Monfort,A., 2004. On the crush behaviour of ultralight foam-filled structures. *Mater. Design*.. Vol. 25. Pág. 183-189.

- Miki, N., Martimbianco, A.L.C., Hira, L.T., Lahoz, G.L., Fernandes, H.J.A., Reis, F.B., 2014. Profile of trauma victims of motorcycle accidents treated at hospital São Paulo. *Acta Ortop. Bras.*. Vol. 22(4). Pág. 219-222.
- Minoyama, O., Tsuchida, H., 2004. Injuries in professional motor car racing drivers at a racing circuit between 1996 and 2000. *Br. J. Sports Med.*. Vol. 38. Pág. 613–616.
- Mohanty, M., Gupta, A., 2015. Factors affecting road crash modeling. *Journal of Transport Literature*. Vol. 9(2). Pág. 15-19.
- Moreira, C.A., Alves, C.B., Constantino, P., 2016. Analysis of factors associated with traffic accidents of cyclists attended in Brazilian state capitals. En: DOI: 10.1590/1413-812320152112.24152016
- Muñoz, M.A.S., Egea, J.J.G., Murillo, F.C., 2012. Crash 3. Un nuevo esfuerzo internacional para el manejo de la lesión cerebral hemorrágica traumática. *Med Intensiva*. Vol. 36(8). Pág. 527-528.
- Najafi, A., Rais-Rohani, M., 2011. Mechanics of axial plastic collapse in multi-cell, multi-corner crush tubes. *International Journal Thin-Walled Structures*. Vol. 49(1). Pág. 1-12.
- Newman, D.G., 1997. +GZ-induced neck injuries in Royal Australian Air Force fighter pilots. *Aviat. Space Environ. Med...* Vol. 68(6). Pág. 520-524.
- Newsom, B.D., Goldenrath, W.L., Winter, W.R., Sandier, H., 1977. Tolerance of females to +Gz centrifugation before and after bedrest. *Aviat. Space, Environ. Med.*. Vol.48. Pág. 327-33.

- Niknejad, A., Liaghat, G.H., Naeini, H.M., Behraves, A.H., 2011. Theoretical and experimental studies of the instantaneous folding force of the polyurethane foam-filled square honeycombs. *Mater. Design.* Vol. 32. Pág. 69-75.
- Ohkami, Y., Takada, K., Motomura, K., Shimamura, M., 1990. Tomizawa H, Usuda M. Collapse of thin-walled curved beam with closed-hat section-part 1: study on collapse characteristics. *SAE Technical Paper.* 10, 900460.
- Organización Mundial de la Salud (OMS), 2014. Informe sobre la situación mundial de la seguridad vial 2013. [Online]. Washigton: OMS, Bloomberg Philanthropies. [date of reference July 25th of 2014]. Disponible en: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/83798/1/WHO_NMH_VIP_13.0_1_spa.pdf
- Organización Mundial de la Salud (OMS), 2015. Global status report on road safety 2015. Ginebra.
- Pavol, M.J., Owings, T.M., Foley, K.T., Grabiner, M.D., 2002. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society.* Vol. 50. Pág. 256–262.
- Pawlus, W., Karimi, H.R., Robbersmyr, K.G., 2011. Mathematical modeling of a vehicle crash test based on elasto- plastic unloading scenarios of spring-mass models. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology.* Vol. 55. Pág. 369–378.

- Pérez, C., Cirera, E., Borrell, C., Plasència, A., 2006. Fallecidos a 30 días por lesiones producidas en accidente de tráfico en España. *Gac. Sanit.* Vol. 20(2). Pág. 108-115.
- Pugsley, S.A., 1960. The crumpling of tubular structures under impact conditions. London, *Proceeding of locomotive engineering.* The Aluminum Development Association. Pág. 33-41.
- Ramakrishna, S., Hamada, H., 1998. Energy absorption characteristics of crash worthy structural composite materials. *Key Engineering Materials.* Vol. 141. Pág. 585–620.
- Reyes, A., Hopperstad, O.S., Langseth, M., 2004. Aluminum foam-filled extrusions subjected to oblique loading: experimental and numerical study. *Int. J. Solids Struct.* Vol. 41. Pág. 1645-1675.
- Rezadoust A.M., Esfandeh, M., Sabet, S.A., 2008. Crush behavior of conical composite shells: Effect of cone angle and diameter/wall thickness ratio. *Polym-Plast. Technol.* Vol. 47. Pág. 147-151.
- Rio, A.P., Jun, S.B., Jin, H.C., Hoon, J.B., Myung, D.B., Min, J.S., 2017a. The effectiveness of thin-walled hull structures against collision impact. *Latin American Journal of Solids and Structures.* Vol. 14. Pág. 1345-1360.
- Rio, A.P., Myung, D.B., Hyung, J.C., Min, J.S., 2017b. Analysis of Structural Crashworthiness and Estimating Safety Limit Accounting for Ship Collisions on Strait Territory. *Latin American Journal of Solids and Structures.* Vol. 14. Pág. 1594-1613.

- Rohayu, S., Sharifah Allyana, S. M., Jamilah, M.M., Wong, S.V., 2012. Predicting Malaysian road fatalities for year 2020.
- Rossi, A., Behdinan, K., 2005. Numerical simulation of the axial collapse of thin-walled polygonal section tubes. *International Journal Thin-Walled Structures*. Vol. 43(10). Pág. 1646-1661.
- Roth, E.M., 1969. *Compendium of Human Responses to the Aerospace Environment*. Vol II. Washington (DC): National Aeronautics and Space Administration. NASA-CR-1205.
- Roy, R., Kelvesjo, S., Forsberg, S., Rush, C., 2001. Quantitative and qualitative cost estimating for engineering design. *Journal of Engineering Design*, Vol. 12(2). Pág. 147-162.
- Sale, D., Quinlan, J., Marsh, E., McComas, A.J., Belanger, A.Y., 1982. Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*. Vol. 52. Pág. 1636–1642.
- Salehghaffari, S., Tajdari, M., Panahi, M., Mokhtarnezhad, F., 2010. Attempts to improve energy absorption characteristics of circular metal tubes subjected to axial loading. *International Journal of Thin-Walled Structures*. Vol. 48(6). Pág. 379-390.
- Santosa S., Wierzbicki, T., Hanssen, A.G., Langseth, M., 2000. Experimental and numerical studies of foam-filled sections. *Int. J. Impact. Eng.*. Vol. 24. Pág. 509-534.
- Schatzker, J., Sanderson, R., Murnagham, J.P., 1975. The holding power of orthopedic screws in bone. *Clin. Orthop.* Vol. 108. Pág. 115-126.

- Schilling, B.K., Falvo, M.J., Chiu, L.Z.F., 2008. Force-velocity, impulse-momentum relationships: Implications for efficacy of purposefully slow resistance training. *Journal of Sports Science and Medicine*. Vol. 7. Pág. 299-304.
- Schultz, A.B., Alexander, N.B., Ashton-Miller, J.A., 1992. Biomechanical analyses of rising from a chair. *Journal of Biomechanics*. Vol. 25. Pág. 1383–1391.
- Schwaberg, G., 1987. Heart rate, metabolic and hormonal responses to maximal psycho-emotional and physical stress in motor car racing drivers. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. Vol. 59. Pág. 579-604.
- Seeman, E., 2008. Bone quality: The material and structural basis of bone strength. *J. Bone Miner. Metab.* Vol. 26(1). Pág. 1-8.
- Segura, A.M.C., Cardona, D.A., Berberí, D.Y.F., Agudelo, A.M., 2017. Mortality in traffic accidents with older adults in Colombia. *Revista de Saúde Pública*. Vol. 51. 7 páginas.
- Seitzberger, M., Rammerstorfer, F.G., Degischer, H.P., Grading, R., 1997. Crushing of axially compressed steel tubes filled with aluminium foam, *Acta Mech.* Vol. 125. Pág. 93-105.
- da Silva M.B., Ferraz, E.T., de Oliveira, M.R.L., de Freitas, T.A.M., Silva, S.M., 2016. Traffic accident and homicide mortality in Curitiba, Paraná, Brazil, 1996-2011. En: *Epidemiol. Serv. Saúde*, Brasília. Vol. 25(1). 9 páginas.

- Simonson, E., Baker, C., Burns, N., Keiper, C., Schmitt, O.H., Stackhouse, S., 1968. Cardiovascular stress (electrocardiographic changes) produced by driving an automobile. *American Heart Journal*. Vol. 75(1). Pág. 125-135.
- Sutarno, C.G., McGill, S.M., 1995. Isovelocity investigation of the lengthening behaviour of the erector spinae muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. Vol. 70. Pág. 146–153.
- Synder, R.G., 1963. Human tolerance to extreme impacts in free-fall. *Aerospace Med*. Vol. 34. Pág. 695-709.
- Snyder, R.G., 1971. Man's survivability of extreme forces in free-fall impact. In linear acceleration of impact type. Paris: North Atlantic Treaty Organization. AGARD-CP-88. Vol. 5. Pág. 1-13.
- Snyder RG. 1973. Impact. In: Parker JF, West VR. *Bioastronautics Databook*. 2nd. ed. Washington (DC): National Aeronautics and Space Administration, NASA-SP- 3006:221-96.
- Stapp, J.P., 1955. Effects of mechanical force on living tissues. *Journal of Aviation Medicine*. Vol. 26(4). Pág. 268-288.
- Stapp, J.P., 1957. Human tolerance factors in supersonic escape. *J. Aviat. Med.*. Vol. 28. Pág. 77-82.
- Stapp, J.P., Taylor, E.R., 1964. Space cabin landing impact vector effects on human physiology. *Aerospace Med*. Vol. 35. Pág. 1117-1133.

- Stoll, A.M., 1956. Human tolerance to positive G as determined by the physiological end points. *J. Aviat. Med.*. Vol. 27. Pág. 356-367.
- Taher, S.T., Zahari, R., Ataollahi, S., Mustapha, F., Basri, S., 2009. A double-cell foam-filled composite block for efficient energy absorption under axial compression. *Compos. Struct.*. Vol.89. Pág. 399-407.
- Taher, S.T., Mahdi, E., Mokhtar, A.S., Magid, D.L., Ahmadun, F.R., Arora, P.R., 2006. A new composite energy absorbing system for aircraft and helicopter. *Composite Structures*. Vol. 75. Pág. 14–23.
- Thorstensson, A., Grimby, G., Karlsson, J., 1976. Force–velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 40. Pág. 12–16.
- Tingvall, C., Stigson, H., Eriksson, L., Johansson, R., Krafft, M., Lie, A., 2010. The properties of Safety Performance Indicators in target setting, projections and safety design of the road transport system. *Accident Analysis & Prevention*. Vol. 42(2). Pág. 372-376.
- Vangness, Jr.C.T., Carter, D.R., Frankel, V., 1981. In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non self-tapped cortical bone screws. *Clin. Orthop*. Vol. 157. Pág. 279-286.
- Vasantha, K.K., Norfleet, W.T., 1992. Issues on human acceleration tolerance after long-duration space flights. National Aeronautics and Space Administration (NASA) Washington, D.C. 20546. Technical memorandum 104753.
- Vasil'yev P.V., Kotovskaia, A.R., 1975. Prolonged linear and radial accelerations. In: Calvin, M., Gzenko, O.G., eds. *Foundations of Space*

- Biology and Medicine. Vol. II, Book 1. Washington (DC): National Aeronautics and Space Administration. Pág. 163-213.
- Voshell, M., 2004. High Acceleration and the Human Body. En: <https://www.researchgate.net/publication/265032104>
- Walker, S.M., Dawson, B., Ackland, T.R., 2001. Performance enhancement in rally car drivers via heat acclimation and race stimulation. *Comparative Biochemistry and Physiology. Part A*, Vol. 128. Pág. 701-707.
- Wang, X., Kockelman, K., 2005. Use of heteroscedastic ordered logit model to study severity of occupant injury: Distinguishing effects of vehicle weight and type. *Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board*, N° 1908, TRB, National Research Council, Washington, D.C.. Pág. 195-204.
- Watkins, E.S., 2006. The physiology and pathology of formula one grand prix motor racing. *Clinical Neurosurgery*. Vol. 53. Pág. 145-152.
- Westing, S.H., Seger, J.Y., 1989. Eccentric and concentric torque–velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *International Journal of Sports Medicine*. Vol. 10. Pág. 175–180.
- Westing, S.H., Seger, J.Y., Thorstensson, A., 1990. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque–velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*. Vol. 140. Pág. 17–22.

- Whinnery, J.E., Shender, B.S., 1993. The opticogavic nerve: eye-level anatomic relationships within the central nervous system. *Aviation Space and Environmental Medicine*. Vol. 63(10). Pág. 952-954.
- de Wit, P.A.J.M., Zaneripe, C. de Souza., 2016. Improving accident statistics and expanding the role of traffic psychologists in Brazil. *Psicologia: Ciência e Profissão* Out/Dez. Vol. 36(4). Pág. 816-830.
- Wojcik, L.A., Thelen, D.G., Schultz, A.B., Ashton-Miller, J.A., Alexander, N.B., 2001. Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. *Journal of Biomechanics*. Vol. 34. Pág. 67–73.
- Wrasse, A.C., Etcheverry, L.P., Marranghello, G.F., da Rocha, F.S., 2014. Investigando o impulso em crash tests utilizando vídeo-análise. *Revista Brasileira de Ensino de Física*. Vol. 36(1). 6 Págs..
- Xua, X.S., Ma, J.Q., Limb, C.W., Chua, H.J., 2009. Dynamic local and global buckling of cylindrical shells under axial impact. *Engineering Structure*. Vol. 31. Pág. 1132-1140.
- Xue, P., Qiao, C.F., Yu, T.X., 2009. Crashworthiness study of a keel beam structure. *International Journal of Mechanical Sciences*. Vol. 52. Pág. 672–679.
- Xue, P., Ding, M.L., Qiao, C.F., Yu, T.X., 2012. Crashworthiness Study of a Civil Aircraft Fuselage Section. Study supported from The National Natural Science Foundation of China under Grant 11072202 and The State Key Laboratory of Explosion Science and Technology under Grant KFJJ12-20M.

- Zarei, H.R., Krogöer, M., 2006. Multi-objective crashworthiness optimization of circular aluminum tubes. *International Journal of Thin-Walled Structures*. Vol. 44(3). Pág. 301-308.
- Zhang, A., Suzuki, K., 2007. A study on the effect of stiffeners on quasi-static crushing of stiffened square tube with non-linear finite element method. *International Journal Impact Engineering*. Vol. 34(3). Pág. 544-550.
- Zhang, C., 2005. Study of Crash Behavior of a 3-D S-Shape Space Frame Using Finite Element Method. M.S. Thesis, Tufts University, Medford.
- Zhang, X., Huh, H., 2009. Energy absorption of longitudinally grooved square tubes under axial compression. *International Journal of Thin-Walled Structures*. Vol. 47(12). Pág. 1469-1477.
- Zhang, X., Tian, Q.D., Yu, T.X., 2009. Axial crushing of circular tubes with buckling initiators. *International Journal of Thin-Walled Structures*. Vol. 47(6-7). Pág. 788-797.
- Zhang, Y., Sun, G., Li, G., Luo, Z., Li, Q., 2012. Optimization of foam-filled bitubal structures for crashworthiness criteria. *International Journal Materials and Design*. Vol. 38. Pág. 99-109.

ANEXO N°1

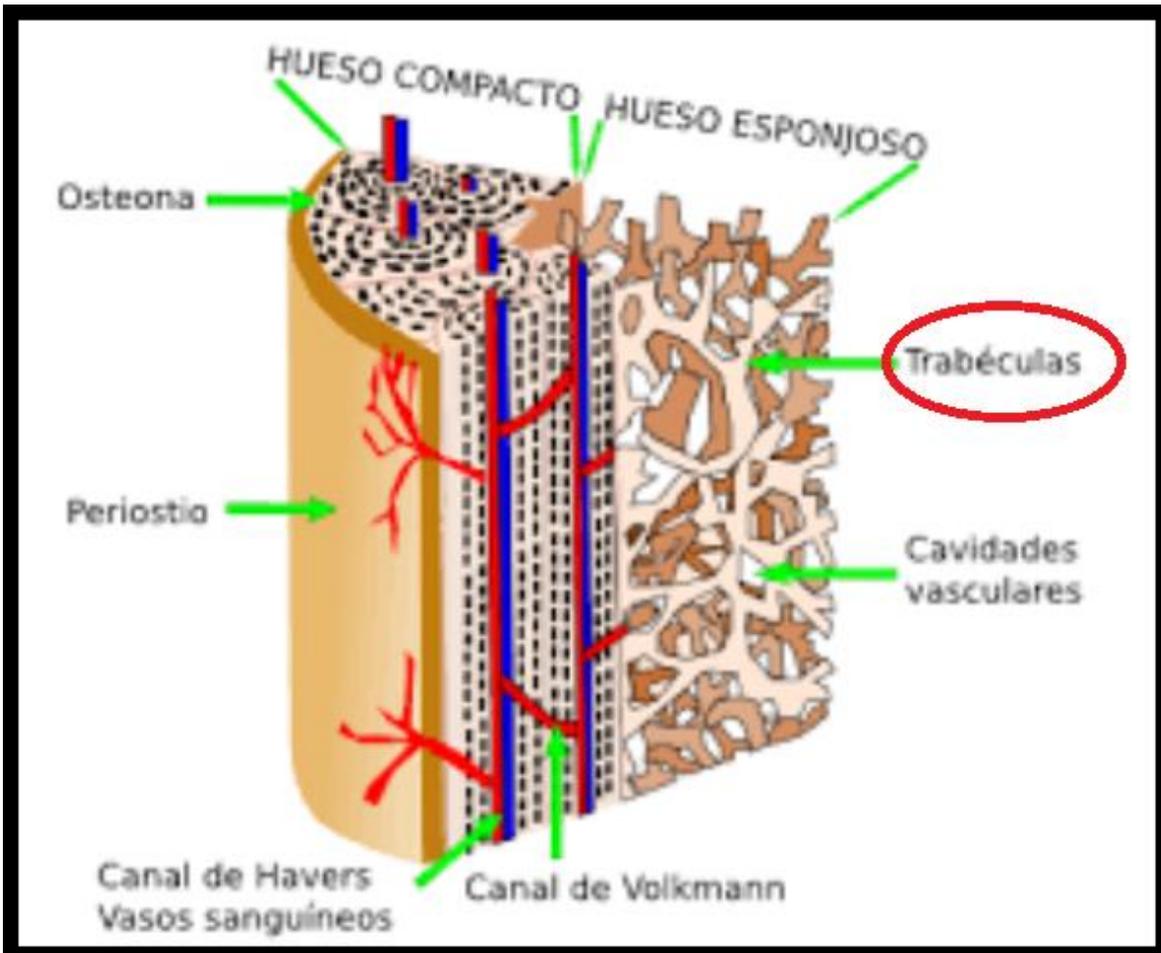


Figura N°40: Imagen referencial de las trabéculas.