

Trabajo de Grado para optar al título de Especialista en Medicina del Deporte

**DETERMINACIÓN DE PROPIEDADES DE CASCO DE RUGBY CON
CAPACIDAD DE REDUCIR LA ACELERACIÓN MÁXIMA DESPUÉS DE
IMPACTO DE 50 J EN UNA SIMULACIÓN VIRTUAL**

**Investigador principal: Besik Chaduneli, MD
Especialización en Medicina del Deporte
Universidad El Bosque**

Asesor científico: Mauricio Serrato Roa, MD
Universidad El Bosque
Asesora metodológico: Ángela Viviana Pérez, MD
Universidad El Bosque
Asesor estadístico: Milciades Ibáñez Pinilla, MD
Universidad El Bosque

Bogotá

2010

Agradecimientos

Se agradece al Sr. Luis Felipe Marconi Martínez, DI, por su valiosa ayuda en aspectos de manejo del software utilizado en esta investigación, que contribuyó enormemente para que el presente estudio se llevará a cabo.

Guía de contenido

Agradecimientos	2
Contenido	3
Lista de figuras	7
Lista de tablas	8
Resumen	9
Abstract	9
1. Introducción	11
2. Marco teórico	13
2.1. Rugby	13
2.2. Lesiones en deportes de colisión	13
2.3. Concusión cerebral	17
2.4. Casco	18
2.5. Actitudes y creencias usando el casco	20
2.6. Costo de la concusión cerebral	20
2.7. Experimentos para mejorar el casco	21
2.8. Simulación virtual	23
2.9. Estudios de validación de FEA	24
2.10. Amortiguación	24
2.11. Métodos y procedimientos de las pruebas del casco de rugby	25
2.12. Materiales de fabricación	25
2.13. Materiales de relleno	25
2.14. Terminación	25

2.15. Amortiguación de impacto	.	.	.	.	.	.	.	26
2.16. Acondicionamiento de las muestras	.	.	.	.	.	.	.	26
2.17. Testeo de amortiguación de impacto	.	.	.	.	.	.	.	26
2.17.1. Principio	.	.	.	.	.	.	.	26
2.17.2. Instrumentos	.	.	.	.	.	.	.	27
2.17.3. Testeo de Referencia	.	.	.	.	.	.	.	28
2.17.4. Aplicación de impactos .	.	.	.	.	.	.	.	28
2.17.5. Cálculos de la aceleración máxima	.	.	.	.	.	.	.	29
3. Problema del estudio	.	.	.	.	.	.	.	30
4. Justificación	.	.	.	.	.	.	.	32
5. Objetivos	.	.	.	.	.	.	.	34
5.1. Objetivo general	.	.	.	.	.	.	.	34
5.2. Objetivos específicos	.	.	.	.	.	.	.	34
6. Propósito	.	.	.	.	.	.	.	35
7. Hipótesis	.	.	.	.	.	.	.	36
8. Materiales y métodos	.	.	.	.	.	.	.	37
8.1. Tipo y diseño general del estudio	.	.	.	.	.	.	.	37
8.2. Definiciones operacionales	.	.	.	.	.	.	.	37
8.3. Sujeto de estudio	.	.	.	.	.	.	.	38
8.4. Selección y tamaño de muestra	.	.	.	.	.	.	.	38
8.5. Unidad de análisis y observación	.	.	.	.	.	.	.	38
8.6. Criterio de inclusión y exclusión	.	.	.	.	.	.	.	38
8.7. Métodos para el control de calidad de los datos	.	.	.	.	.	.	.	39
8.8. Programas a utilizar para análisis de datos	.	.	.	.	.	.	.	39

8.9. Variables	40
8.10. Búsqueda bibliográfica	41
8.11. Metodología global	44
8.12. Módulo de casco	45
8.13. Determinación de la altura de caída	46
8.14. Cálculo de la densidad de gel	48
8.15. Cálculos de la densidad de aceite	52
8.16. Cálculos de la densidad de espuma a 50°C	52
8.17. Recubrimiento	54
8.18. Aceleración	54
8.19. Metodología para realizar las pruebas con Solidworks Premium 2010	54
8.19.1. Creación de nuevas categorías de materiales	54
8.19.2. Creación de nuevos materiales.	55
8.19.3. Especificaciones del dummy	58
8.19.4. Especificaciones de la guía	58
8.19.5. Elaboración de rellenos	59
8.19.6. Elaboración de recubrimientos	60
8.19.7. Elaboración de módulo	61
8.19.8. Elaboración de dummy-módulo	62
8.19.9. Secuencia para armar las pruebas	63
8.19.10. Diagrama de la elaboración de las pruebas	65
8.20. Elaboración y realización de pruebas	66
8.20.1. Varianza intragrupal	66
8.20.2. Grosor de los módulos	66

9. Análisis estadístico	68
10. Resultados	69
10.1. Pruebas de validación comparativas con los datos publicados de las pruebas reales	69
10.2. Pruebas de validación de la altura de caída	70
10.3. Pruebas para la comprobación de la varianza intragrupal	71
10.4. Pruebas experimentales	71
10.5. Relación gmax-material en ambas temperaturas	72
10.6. Relación gmax-material a 20°C	73
10.7. Relación gmax-material a 50°C	74
10.8. Relación gmax-densidad	74
10.9. Relación gmax-temperatura	75
10.10. Relación gmax-grosor	75
11. Discusión	81
11.1. Validación	83
11. 2. FEA	84
11. 3. Aspectos técnicos	84
11.4. Costo efectividad	85
11.5. Limitaciones	86
11.6. Futuras investigaciones	87
12. Conclusiones	89
13. Referencias bibliográficas	90

Lista de Figuras

Figura 1. <i>Aparato típico para el Test de Impacto del casco</i>	27
Figura 2. <i>Módulo de espuma de 10 mm con recubrimiento de neopreno de 1 mm</i>	46
Figura 3. <i>Jeringa</i>	49
Figura 4. <i>Termómetro de alcohol para la tina</i>	49
Figura 5. <i>Calentamiento de gel</i>	51
Figura 6. <i>A. Gel a 20°C; B. Gel a 50°C</i>	51
Figura 7. <i>Secuencia para la elaboración de las pruebas</i>	65
Figura 8. <i>Energía de impacto del dummy sin módulo después de lanzamiento desde la altura de 1.085 m</i>	71
Figura 9. <i>Relación g_{max}-grosor para espuma a 20°C</i>	76
Figura 10. <i>Relación g_{max}-grosor para aceite a 20°C</i>	77
Figura 11. <i>Relación g_{max}-grosor para gel a 20°C</i>	77
Figura 12. <i>Relación grosor-g_{max} para espuma a 50°C</i>	78
Figura 13. <i>Relación g_{max}-grosor para aceite a 50°C</i>	78
Figura 14. <i>Relación g_{max}-grosor para gel a 50°C</i>	79
Figura 15. <i>Relación g_{max}-grosor de los tres materiales a 20°C en los grosores 35, 36 y 37 mm</i>	79
Figura 16. <i>Relación g_{max}-grosor de los tres materiales a 50°C en los grosores 35, 36 y 37 mm</i>	80

Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Matriz de variables</i>	40
Tabla 2. <i>Resultados de referencia de las pruebas reales en cascos</i>	69
Tabla 3. <i>Pruebas comparativas con Solidworks en espuma de 10 mm a 20°C</i>	70
Tabla 4. <i>Caída del dummy sin módulo desde la altura de 1.085 m</i>	70
Tabla 5. <i>Comprobación de la varianza intragrupal con tres lanzamientos</i>	71
Tabla 6. <i>Densidades de los materiales en dos diferentes temperaturas</i>	72
Tabla 7. <i>La distribución de datos en la relación g_{max}-material en ambas temperaturas</i>	73
Tabla 8. <i>La relación g_{max}-material a 20°C</i>	73
Tabla 9. <i>La relación g_{max}-material a 50°C</i>	74
Tabla 10. <i>Relación g_{max}-densidad</i>	74
Tabla 11. <i>Relación g_{max}-temperatura</i>	75
Tabla 12. <i>g_{max} en el grosor de 37 mm</i>	80

Determinación de propiedades de casco de rugby con capacidad de reducir la aceleración máxima después de impacto de 50 J en una simulación virtual

Objetivos: Establecer las propiedades de acolchado de casco de rugby con capacidad de amortiguar un impacto de 50 J hasta menos de 200 gravedades (g), que determinaría su potencial para prevenir la concusión cerebral.

Materiales y Métodos: Se realizó un estudio de simulación virtual con los módulos de casco de rugby variando los materiales de relleno (espuma, aceite y gel) en dos temperaturas (20 y 50°C) aumentando el grosor del relleno por 10 mm a partir del grosor inicial de 10 mm.

Técnicas estadísticas: Con el software *SPSS 15.0 para Windows* se realizó el análisis estadístico de las relaciones entre la aceleración máxima (g_{max}) del *dummy* versus el material, la temperatura, la densidad y el grosor del acolchado de casco.

Resultados: No se encontró asociación estadísticamente significativa entre la g_{max} del *dummy* y el material ($p = 0.761$), densidad ($p = 0.988$) o la temperatura ($p = 0.413$) del módulo de casco. La asociación g_{max} -grosor fue estadísticamente significativa en ambas temperaturas ($p < 0.001$). El grosor en el que la g_{max} es menor de 200 g fue de 37 mm para los tres materiales ensayados.

Conclusiones: El variable que determina la capacidad de reducir la aceleración del *dummy* después de impacto es el grosor del módulo. En el grosor de 37 mm todos los tres materiales de relleno (espuma, aceite y gel) reducen la g_{max} hasta menos de 200 g después de impacto de 50 J.

Palabras claves: Rugby; Casco; Concusión; Simulación virtual; Análisis de elemento finito.

Abstract

Determination of the properties of the rugby headgear with the capacity of reducing the maximum acceleration after 50 J impact in a virtual simulation.

Objectives: To establish the properties of the rugby headgear padding with abilities to attenuate a 50 J impact to less than 200 gravities (g), which will determine its potential to prevent concussion.

Materials and Methods: A virtual simulation study performed with the rugby headgear modules using three materials of filling (foam, oil and gel) at two temperatures (20 and 50 ° C) with increasing thickness of the padding by 10 mm from the initial of 10 mm thickness.

Statistical analysis: The statistical analysis, using the software *SPSS 15.0 for Windows*, performed for the relationships between the dummies maximum acceleration (g_{max}) and the padding's material, temperature, density and thickness,.

Results: There was no statistically significant association between the dummies g_{max} and headgear modules material ($p = 0.761$), density ($p = 0.988$), and temperature

($p = 0.413$). The $g_{\max}$ -thickness association was statistically significant at both temperatures ($p < 0.001$). For all tested materials the $g_{\max}$ was less than 200 g at the paddings thickness of 37 mm.

Conclusions: The thickness of the module is the only variable which determines the dummies ability to reduce the acceleration after an impact. After receiving an impact of 50 J all of the three filling materials (foam, oil and gel) reduce the $g_{\max}$ to less than 200 g at the modules thickness of 37 mm.

Keywords: Rugby; Headgear; Concussion; Virtual simulation; Finite Element Analysis.

.

1. Introducción

El rugby, al igual que otros deportes de colisión, está relacionado con la elevada incidencia de traumatismo. Las lesiones de la cabeza actualmente son de mayor preocupación debido a que pueden causar daños serios y permanentes. A lo largo de la historia de desarrollo del rugby se han propuesto muchos métodos de protección, entre ellos el casco. Sin embargo, los estudios demuestran que el casco permitido actualmente por el mayor ente administrativo del rugby, International Rugby Board (IRB), solamente es apto para evitar laceraciones y abrasiones y no puede proteger de la concusión cerebral. Los estudios de laboratorio han demostrado que el relleno de espuma de polietileno, con el grosor con la densidad establecidos por el IRB, disminuye su capacidad de amortiguación con cada impacto y con un golpe mayor de 20 J se pierde completamente la capacidad protectora de la espuma. Si tomamos en consideración el hecho de que los impactos durante el juego que causan la concusión oscilan entre 45 y 75 J será evidente que el casco de rugby no podrá proteger de la concusión. Aparte de lo mencionado, los jugadores usando el casco de espuma y sin adecuado conocimiento de las cualidades de ésta, pueden sentirse protegidos y por eso pueden aumentar la energía de choque con que aumentaría el riesgo de lesiones.

Para mejorar las cualidades protectoras del casco se han hecho esfuerzos modificando las características de la espuma (grosor y densidad), que en laboratorio mostró ventajas contra el casco convencional, pero en el campo la diferencia no fue significativa.

En el presente estudio se experimentaron las diferentes materiales de relleno de casco (espuma, aceite y gel), puesto que los líquidos poseen de la cualidad de transmitir la presión aplicada uniformemente en todas las direcciones. Hipotéticamente eso ayudaría a disipar y distribuir el impacto sobre el cráneo disminuyendo de esta manera el “impacto concusionante”. Para ampliar las posibilidades de estudio, se realizó una simulación virtual para determinar las propiedades del relleno

de casco que tuviera la capacidad de la aceleración máxima transmitida al *dummy* hasta menos de 200 gravedades (g) después de impacto de 50 J.

2. Marco teórico

2.1. Rugby

Rugby Union, más conocido como el rugby, es un deporte muy popular en muchos países del mundo. Rugby se juega con 15 jugadores por cada equipo. El partido consiste de 2 tiempos de 40 min y de un descanso de 5-10 min. “El objeto del juego es que dos equipos de quince jugadores en cada uno, practicando un juego leal de acuerdo a las leyes y al espíritu deportivo, portando, pasando, pateando, y apoyando la pelota, marquen la mayor cantidad de puntos posible” (1). El juego se basa en contacto cuerpo a cuerpo entre los jugadores a altas velocidades, que contribuye a la elevada incidencia de lesiones.

En Colombia la popularidad del rugby crece cada vez más. Actualmente, cuenta con 5414 jugadores registrados (2). Como últimos logros de la Selección Colombiana de Rugby a nivel internacional se puede mencionar el Campeonato Suramericano Juvenil en modalidad de XV en Lima, Perú en 2009, donde la Selección Nacional quedó campeón de grupo B, Campeonato Suramericano de mayores en modalidad de XV en San José de Costa Rica en 2009, donde la Selección Nacional quedó campeón de grupo B, Campeonato Suramericano mayores en modalidad de 7's en Mar del Plata, Argentina en 2010 donde la Selección Nacional femenino quedó subcampeona y la Selección Nacional masculino ganó la copa de bronce (3). Por este desempeño exitoso Colombia subió del puesto 65 al 55 en el ranking mundial del IRB (4).

2.2. Lesiones en deportes de colisión

En diferentes deportes de colisión se han reportado diferentes tasas de lesiones que en cierto grado está causado por la diferencia en la definición de lesiones y la fórmula aplicada. Actualmente se recomienda utilizar la tasa de lesiones por 1000 jugadores por hora que en caso de rugby se puede calcular con la siguiente ecuación (5):

Tasa de una lesión = $1000 \times (\text{número de lesiones que han ocurrido durante los partidos}) / (1.33 \times \text{número de los partidos jugados})$ donde 1.33 es la duración del partido de rugby (80 min) expresado en horas.

En los Estados Unidos entre 1945 y 1999 un total de 497 jugadores han muerto jugando el Fútbol Americano, 69% de estos murieron por la lesión fatal del cerebro y 16% por la lesión de la columna vertebral (6).

Actualmente en los Estados Unidos de América se estima que anualmente ocurren 1.5-2 millones de nuevos casos de lesión traumática del cerebro, con más de 300.000 ocurriendo en deporte (7).

En British Columbia Junior Hockey League la tasa de concusiones en la temporada de 1998–1999 era 5.95 por 1000 jugador-horas de juego y para 1999–2000 – 4.63. La concusión contribuye entre el 2 y 14% de todas las lesiones relacionadas con el hockey y entre 15% y 30% de las lesiones de la cabeza relacionadas con el hockey (8).

En el hockey canadiense los jóvenes entre 5 y 17 años tienen alrededor de 2.8 concusiones por 1000 jugadores-horas, más o menos lo mismo para los jugadores de *high school*, hasta 4.2 entre los jugadores universitarios y 6.6 entre los amateurs de élite. Entre los jugadores amateurs de hockey canadiense de mayores de 18 años, la tasa es de 4.6 – 6.0 concusiones por 1000 jugadores-horas de juego. La tasa de lesiones catastróficas no fatales de la columna vertebral y de la cabeza es de 2.6 por 100 000 jugadores de hockey y 0.7 por 100 000 jugadores de fútbol entre los atletas de *high school* (9). Considerando que el artículo es canadiense, se puede deducir, que se refiere al fútbol americano.

En una comparación la tasa de concusión entre 12 deportes de high school el fútbol americano mostró la mayor número: 148.84 por 100 000 atleta-juegos, seguido por el soccer masculino: 59.34 por 100 000 atleta-juegos (10).

La mayoría de lesiones en el Fútbol Australiano ocurren en la región de la cabeza/cuello/dientes. La tasa de lesiones en esta región entre los futbolistas australianos de élite alcanza a 14.1 por 1000

jugadores horas. Concusión ocupa 3.1% de todas las lesiones entre los jugadores amateurs. En el nivel élite la tasa de concusión es en promedio de 4 por 1000 jugadores horas (11).

En cuanto al rugby, hasta la fecha la literatura sobre las lesiones ha sido dominada por los estudios epidemiológicos, los reportes de casos, y los informes sobre las lesiones catastróficas no mortales de la columna vertebral. Los estudios epidemiológicos en épocas pre y post profesionalismo en su gran mayoría se han realizado en los equipos de rugby de élite (Australia, Inglaterra, Gales, Irlanda, Nueva Zelanda, Escocia, Sudáfrica), pero en las uniones menos desarrollados o en otros cohortes de rugby (como femenino, menores de 19, etc.) los datos publicados son muy escasos.

El estudio de Garraway et al. (12) compara la incidencia de las lesiones ocurridos en Nueva Zelanda en dos periodos diferentes: en la temporada de 1993-94 cuando el rugby todavía era amateur y en la temporada de 1997-98, cuando entró la era de profesionalismo. Los autores definieron la lesión como aquella sostenida durante un partido competitivo que impidió que el jugador se entrenara o jugara rugby desde el momento de la lesión o desde la final del partido en que el daño fue sufrido. Los resultados mostraron que la proporción global de los jugadores que resultaron lesionados casi se duplicó, del 27% en 1993-1994 a 47% en 1997-1998. El aumento fue especialmente alto en los jugadores adolescentes. La incidencia y la tasa por 1000 horas de juego para las lesiones musculoesqueléticas aumentó de 43% a 65% (en los amateurs) y de 152% a 405% (en los profesionales) entre 1993–1994 y 1997–1998, respectivamente. La tasa de 47 lesiones por 1000 jugador-horas de partido en el año 1995 aumentó hasta 74/1000 entre los años 1996-2000 (13).

El profesionalismo resultó en un incremento del tiempo de la pelota en el juego (es decir, el tiempo cuando los jugadores están expuestos a las lesiones) en un 19% por partido, el número de los *tackles* en 51% y de los *rucks* en 63% por partido (12). Estas dos fases de juego completaron un 73% de todas las lesiones entre los jugadores de rugby australiano (58% durante el tackle y 15% durante el ruck) (13). Ese mismo estudio menciona que 28,7% de todas las lesiones fueron las de la cabeza y el cuello.

Entre los deportes de contacto los deportes de colisión se caracterizan por un número elevado de lesiones, entre las cuales las más alarmantes son las de la cabeza y cuello.

Los autores mencionan un rango variado de las lesiones de la cabeza en el rugby (13-18). Entre todas lesiones ocurridas en el rugby la proporción de concusión varía entre el 1% y 22% (19).

La mayoría de lesiones son los de tejidos blandos. Aunque las lesiones catastróficas son raras en el rugby (15), la concusión es común y llega de ser hasta un 15% de todas las lesiones del rugby (20).

En un estudio controlado aleatorizado las lesiones de la cabeza (excluyendo la cara) abarcaron 13% de todas las lesiones. La concusión constaba de 11% de todas las lesiones (20) aunque en este estudio no se aclaran los criterios para el diagnóstico de la concusión.

En el fútbol australiano la tasa de concusión según los estudios prospectivos es de 4.7 por 1000 jugador-horas. En Rugby Union y el Rugby League los datos de estudios prospectivos son limitados. Sin embargo, se estima una tasa de 3 y 8 por 1000 jugador-horas en Rugby Union y en el Rugby League, respectivamente (21).

Se encontró solo un artículo publicado sobre la incidencia de lesiones en el rugby latinoamericano el cual evalúa lesiones ocurridos en el rugby argentino durante los 6 años (22). Fue detectado un total de 924 lesiones ocurridas durante un partido oficial, las cuales requerían un cambio permanente o reemplazo temporal por la herida abierta o sangrado. El miembro inferior fue la región anatómica más afectada (42.6%), seguido por la cabeza y el cuello (35.1%), el miembro superior (15.3%) y el tronco (6.8%). Entre las lesiones de la cabeza la trauma cerrada de la cabeza sin la pérdida de conocimiento 8.8% y con la pérdida de conocimiento 0.8% sumaron un total de 9.6% de todas las lesiones.

En Colombia no hay datos publicados en esta área.

2.3. Concusión cerebral

En la tercera conferencia internacional en concusión en deportes, organizado por el Comité Olímpico Internacional, FIFA, Federación Internacional de Hockey sobre Hielo y el IRB, la cual se llevó a cabo en Zurich en noviembre de 2008 (23), se definió la concusión como el complejo proceso patológico que afecta el cerebro y está inducido por las fuerzas biomecánicas traumáticas. La concusión puede ser causada por un golpe directo a la cabeza, la cara, el cuello o a cualquier otra parte del cuerpo cuando la fuerza “impulsiva” se transmite a la cabeza. Sin embargo, la causa más común de las concusiones en el rugby y rugby League es el golpe directo a la cabeza, que según un estudio incluso puede alcanzar a 97% (24).

Generalmente, presenta un inicio rápido de impedimento de función neurológica de corto plazo que se resuelve espontáneamente. Concusión puede causar cambios neuropatológicos, pero por lo general sus manifestaciones clínicas no están relacionadas con trastornos estructurales, sino funcionales. En la mayoría de concusiones la resolución de síntomas sigue a un curso secuencial. Sin embargo, en pequeño porcentaje de casos puede prolongarse los síntomas de post concusión.

Después de recibir una concusión el deportista debe retirarse del campo de juego y no debe regresar la actividad deportiva ese mismo día (23). Sin embargo, basándose en las guías publicadas por *the American Academy of Neurology*, *US Team Physician Consensus Statement* y *US National Athletic Trainers Association Position Statement* (25-27), para determinadas circunstancias la conferencia admitió el retorno al juego el día de concusión (23). Esta decisión fue respaldada por los estudios de *National Football League* según las cuales ciertos atletas pueden regresar al juego el día de la concusión sin el riesgo de recurrencia o secuelas (28). No obstante, en los atletas menores de 18 años el manejo postconcusión debe ser más conservativo, puesto que ellos pueden presentar el inicio tardío de la sintomatología y el déficit neuropsicológico indetectable en la evaluación inmediatamente después de la concusión (29-34).

El manejo de retorno a la actividad deportiva debe seguir a un patrón escalonado que comprende aumento de la carga física en cada escalón, llegando gradualmente a las actividades deportivas de contacto completo. Cada escalón debe durar como mínimo 24 h, y la condición para avanzar al siguiente escalón es estar asintomático (23).

Según las disposiciones médicas de las regulaciones de IRB el jugador con concusión se suspende por un periodo de 3 semanas. Este periodo puede ser reducido solamente “si el jugador no tiene más síntomas y es declarado apto para jugar después de una evaluación adecuada por parte de un especialista neurológico reconocido y calificado” (35).

Tales precauciones relacionados con el manejo de la concusión se deben a las posibles complicaciones de la misma, de las cuales la más preocupante es el síndrome de segundo impacto. Según algunas publicaciones el edema cerebral deportivo que lleva al síndrome de segundo impacto tiene una tasa de mortalidad cercana al 100% (36). Por estas razones, la prevención de la concusión deportiva toma una alta importancia.

2.4. Casco

Posible método para reducir la incidencia y la severidad de las lesiones de la cabeza es usar el casco. Por el reglamento en el rugby no es obligatorio usar protectores (1). Sin embargo, se permite usar una protección no rígida con un relleno mínimo, convirtiendo a los jugadores en gran parte desprotegidos de los impactos físicos de alta energía. Según la normatividad del rugby, un jugador puede usar un casco confeccionado con materiales suaves y delgados siempre que el espesor del casco sin compactar en ninguna parte sea superior a 1 cm, y ninguna parte del casco tenga una densidad mayor a 45 kg/m^3 (35). Cuando el espesor total esté formado por acolchado cubierto por tela, la tela puede aportar un espesor máximo de 1 mm de cada lado del acolchado. Un jugador no debe usar ningún material rígido no especificado en el reglamento (35).

Los cascos de rugby están diseñados para la prevención de solo cierto tipo de lesiones, tales como laceraciones, abrasiones, lesiones dentales, etc. (37-39), pero no protegen de lesiones de mayor gravedad, como es la concusión cerebral (21,39-41).

La tasa de uso de cascos en estos tres códigos de fútbol mencionados anteriormente no es alta. En ninguno de estos deportes está permitido el uso de un casco rígido. Gerrard *et al* (42) en reportan que 20% de jugadores de rugby usaban casco en 1992. Según McIntosh *et al* (21) en 1999 la tasa de uso voluntario de casco entre los jugadores de rugby menores de 15 años fue alrededor de 60%. Al parecer, la tasa de uso e casco cambia según el código de fútbol, grupo etario, y nivel de desempeño.

En un estudio sobre 327 jugadores de rugby de Nueva Zelanda (43) los autores encontraron que el protector más usado era el protector bucal, seguido por el casco y el esparadrapo (10-25% de uso). Según el nivel de juego en el nivel *Senior A* (el más alto nivel de Nueva Zelanda) el uso de casco fue de 18.0%, en el nivel *Senior B* 14.3%, y a nivel escolar – 32.6%. Según las posiciones, el casco usaba 52.4% de los delanteros (entre ellos 16.0% los de la primera línea, 12.9% los de la segunda línea y 23.5% las alas) y 28.3% de los jugadores de la línea (backs) (entre ellos 6.4% los medio melés y aperturas, 10.6% centros, 11.3% los *wings* y *fullbacks*). La historia de lesiones (de la cabeza o de otra parte del cuerpo) en la temporada previa fue fuertemente asociada con el uso incrementado de los cascos. Asimismo, después de ajuste con la posición y el nivel de juego la frecuencia acumulativa de lesiones entre la temporada tuvo una asociación con el uso de casco y esparadrapo. Entre los 252 portadores de protectores las tres principales razones para usarlos eran la prevención de lesiones (70.2%), una lesión previa (65.5%) y el consejo médico (25.0%). Entre los factores que podrían impedir que el jugador usara un casco los autores mencionan el alto costo de este protector.

2.5. Actitudes y creencias usando el casco

El potencial de casco para reducir la tasa de concusión depende no solo en la tasa de su uso, sino en la capacidad del casco de atenuar la energía de impacto (21). Para que los jugadores usen un casco ellos deben tener las expectativas de que el casco los suministra una protección adicional para las lesiones.

En el estudio no publicado del investigador principal de la presente investigación, realizado sobre las creencias y las actitudes hacia los protectores entre los de los jugadores de Liga de Rugby de Bogotá mostró que de los 282 encuestados 65 (23%) usaba el casco u otro protector de la cabeza – 38 (13%) vendaje para orejas, 259 (92%) protector bucal. 72 (25%) jugadores pensaban que el protector el cual protege de la concusión es el protector bucal, para 14 (5%) personas es el vendaje para orejas, y finalmente, para los 214 (76%) jugadores es el casco.

Varios autores buscaron la relación entre las creencias y actitudes de los atletas y el riesgo de lesiones. Según McIntosh AS et al. los jugadores jóvenes usando el casco pueden cambiar sus conducta durante el juego hacia y tacklear más agresivamente por la creencia errónea que el casco los está protegiendo de las lesiones de la cabeza (21). Algunos autores consideran que la protección puede aumentar el riesgo de la lesión convirtiendo al jugador con protección en un blanco para atacarlo más duro, o a su vez los jugadores con protección se sienten más protegidos y entran en un tackle con más fuerza (9,21,24,40,44-48). En el rugby, donde la probabilidad de desarrollar una lesión del cuello o de la cabeza es relativamente alta, la falsa sensación de seguridad podría ser muy peligrosa en términos de aumento de la incidencia de lesiones graves.

2.6. Costo de la concusión cerebral

La corporación de compensación de accidentes de Nueva Zelanda (*The Accident Compensation Corporation – ACC*) indica que según los datos del año 2003 en Nueva Zelanda se registraron 17,514 nuevos casos de concusión tratamiento de cuales costaron 12,532,834.00 dólares neozelandeses (NZD)

es decir 17,390 mln pesos colombianos (COP). A eso si agregamos 1477 casos antiguos de la lesión traumática de cerebro que costó NZD 93,728,240.00 (COP 130,059 mln) da un total de: NZD 106,261,074.00 (COP 147,450 mln) (USD 74,595,273.948).

Según los datos de ACC de 2004 se destina unos NZD 100,000,000.00 (COP 138,762 mln) por año para el tratamiento de la fase post-aguda y la rehabilitación de la concusión y la lesión traumática de cerebro. Este valor no incluye los costos de la fase aguda de cuidado (49).

2.7. Experimentos para mejorar el casco

Buscando mejor efecto protector algunos autores han modificado las especificaciones del casco establecido por el IRB. Se ha demostrado que en las pruebas de laboratorio usando el casco de espuma de polietileno de 16 mm de grosor y de 60 kg/m³ de densidad fue más efectivo que lo permitido de 10 mm de grosor y de 45 kg/m³ de densidad en cuanto a la atenuación del impacto y aceleración de la cabeza (50). A mayor grosor mayor fuerza será necesaria para su deformación. Sin embargo, en el estudio de campo los autores no encontraron la diferencia funcional entre el casco modificado y el casco estándar (20). Las posibles razones para eso podrían ser varias, como por ejemplo que el impacto en la cancha puede ser de mayor magnitud que los generados en el laboratorio, usando el casco los deportistas pueden jugar con mayor agresividad y de esta manera exponerse a impactos más severos, casco más duro y más grueso puede ser incómodo para los jugadores, etc. (50). Por eso es importante que a la hora de elaboración de los cascos se tengan en cuenta el contexto de juego y sus diferentes episodios, como *ruck*, *scrum*, *maul*, *tackle*, o los aspectos más generales como por ejemplo, el peso del casco, puesto que el aumento de la densidad del relleno puede aumentar la masa del casco y así aplicar una carga adicional al cuello del jugador, o, por otro lado, incremento de grosor puede obstruir el campo de la visión lateral.

Para la elaboración del casco y realización de pruebas en el contexto de laboratorio es necesario conocer las características de la colisión que causa la lesión, como son velocidad del impacto, energía del impacto, sitios de impacto en la cabeza, la naturaleza del objeto impactante, permisible aceleración de la cabeza (24).

En un estudio se realizó el video análisis de 100 casos de concusión en el *Rugby Union*, *Rugby League* y el Fútbol Australiano (24). Todos los 100 fueron concusiones diagnosticadas medicamente de los cuales la de mayor gravedad fue una pérdida extensa de la consciencia. Ningún impacto causó lesión severa, como hemorragia intracraneana, o la fractura del cráneo. Los autores determinaron que la mitad anterior de la cabeza (incluyendo la cara) recibía el 86% de todos los impactos a la cabeza, y que el sitio del cráneo que más frecuentemente se chocaba era la región temporo-parietal. De las colisiones que causaron la concusión el 10% era en la región occipital y 3% en el cuerpo superior. En total, 97% fueron contactos directos a la cabeza. En promedio los cambios en cuanto a la velocidad de la cabeza y la energía del impacto a la cabeza en todos los 97 casos del choque directo a la cabeza fueron $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y 56 J, respectivamente. Los autores estimaron que para la atenuación de la energía el casco sometido al impacto de 50 J deberá reducir la aceleración resultante de la cabeza hasta 200 g o menos para disminuir la probabilidad de la concusión.

Por otro lado, es importante conocer las especificaciones del golpe. En este sentido los estudios de laboratorio utilizaban diferentes alturas y aceleraciones para semejar el impacto al de la vida real. En el estudio realizado con el casco modificado (mencionado arriba), se evaluaron alturas de la caída del muñeco de 0.3, 0.4, 0.5 y 0.6 m. Sin embargo, los test de las alturas 0.5 y 0.6 m no se continuaron por la gran aceleración del muñeco. En las pruebas la espuma de 16 mm se comprimía completamente en los test de 0.8 m y por lo tanto fue incapaz de atenuar la energía del impacto. La baja aceleración del muñeco se interpretaba como mayor atenuación de la energía por el casco y, de este modo menor probabilidad de la lesión (50).

Durante la evaluación de los cascos para el ciclismo los autores encontraron, que los casos severos de la concusión fueron causados por los golpes con la velocidad promedio de 5.5 m.s^{-1} . La concusión como tal ocurre con los impactos a la cabeza de 50-60 J. En un estudio cadavérico, los impactos mayores de 200 J resultaban en la lesión cerebral estructural, como por ejemplo, fractura del cráneo (51,52).

Con la búsqueda bibliográfica realizada para este estudio no se encontró ningún estudio sobre la simulación virtual para elaborar un modelo de casco.

2.8. Simulación virtual

Se trata de realización de pruebas virtuales tridimensionales. Para el presente estudio se hizo la elección en el software *SolidWorks® Premium 2010* de *Dassault Systèmes SolidWorks Corporation* (53) de una empresa francesa de alta tecnología *Dassault Aviation* dedicada principalmente a la producción de aviones militares, civiles y cohetes para el espacio.

Las simulaciones virtuales con *Solidworks* se utilizan ampliamente en el campo científico, educativo, tecnológico, sector consumidor, industrial, de transportación y finalmente, en el área médica. En la búsqueda realizada en la base de datos de *PubMed* con la palabra clave *Solidworks* se encontraron 26 artículos. Actualmente, en los buscadores médicos se encuentra un número creciente de los estudios con la simulación virtual, o como se reconoce en la literatura científica *Finite Element Analysis* (FEA).

Las principales ventajas de las simulaciones virtuales en general, y en específico de *SolidWorks*, son la reducción de tiempo de diseño y fabricación, reducción de los costos, mejoría de diseño, introducción de modelos innovadores, la costo-efectividad, disminución de “devoluciones” del producto, reducción de la cantidad y los costos de prototipos (53).

Con *Solidworks* se puede determinar las características de un material a prueba, como son la vida útil, análisis termal, análisis de estrés, análisis de flujo, etc.

Según los proveedores del producto (54) en promedio *Solidworks* proporciona:

23 % de reducción en el ciclo de diseño del producto.

16 % de reducción en la elaboración de los prototipos.

20 % de reducción en solicitudes de cambio de ingeniería.

34 % de reducción en el tiempo para completar cada solicitud de cambio de ingeniería.

21 % de aumento en ahorro de desechos debido a la menor cantidad de errores de diseño.

FEA se ha usado en deportes de contacto, sobre todo en futbol americano, para investigar diferentes aspectos de la concusión (55-57). Duma *et al.* usaron FEA para estudiar la respuesta a los impactos a nivel de tejido cerebral durante el juego y la práctica de fútbol americano (58). Rigby *et al.* utilizó FEA para estudiar la atenuación de impactos por los cascos en deportes vehiculares (59).

2.9. Estudios de validación de FEA

Aparte del software *Solidworks*, el cual ha sido validado en diferentes áreas medicina, como son ortopedia, odontología, neurología, circulación, biomecánica, etc. (60-62), los investigadores también han usado otros modelos de FEA, como por ejemplo, *The Wayne State University Head Injury Model* cual proporciona 300.000 finos elementos de cerebro y cráneo (56), o *Simulated Injury Monitor (SIMon) finite element head model* (58). Se ha publicado artículos sobre la validación de la biomecánica de diferentes huesos y articulaciones con FEA (63-67). Comportamiento de materiales, en espumas de diferentes densidades, bajo el estrés de impacto fue validado con FEA (68).

2.10. Amortiguación

El líquido en general es casi incompresible. Sin embargo, en la industria se utilizan líquidos, como aceite o gel, como amortiguadores gracias a su movimiento entre los compartimientos del recipiente o la deformación del recipiente bajo la presión transmitida por el líquido.

2.11. Métodos y procedimientos de las pruebas del casco de rugby

Debido a que hasta el momento no existen los estudios virtuales para las pruebas de cascos de rugby, y por tanto es imposible hacer referencia a algún estudio, a continuación se describen la normatividad de procedimientos de las pruebas de cascos en la vida real tomado desde las normas para el *Testeo de Amortiguación de Impacto* de las Regulaciones Relativas al Juego del IRB para las condiciones reales de laboratorio (35).

2.12. Materiales de fabricación

Los materiales utilizados en la confección del casco no deben resultarse afectados en forma significativa por la radiación ultravioleta, agua, polvo, sudor, jabones y detergentes. Todos los materiales que entran en contacto con el cuerpo del que lo usa, no deberán ser de algún tipo conocido como que afectan la piel, y no deberán ser causa de raspaduras del que lo usa ni de los otros jugadores.

2.13. Materiales de relleno

Los materiales de relleno deben ser homogéneos (la cara que da al usuario debe tener la misma textura, dureza y densidad que la cara que da al oponente). El relleno de espuma elaborado en forma de sándwich no está permitido.

2.14. Terminación

El casco debe estar confeccionado de manera tal que sea poco probable que ocasione una lesión del usuario o de otros jugadores durante el partido. No deberá tener bordes duros ni filosos, costuras, hebillas u otros elementos en la superficie del producto que puedan lastimar al que lo usa o a otros jugadores durante su normal utilización.

2.15. Amortiguación de impacto

Cuando se someta a los procedimientos de testeo especificados en la sección *Testeo de Amortiguación de Impacto*, la aceleración pico de los impactos efectuados sobre las zonas testeadas no deberá ser menor que 200 g.

2.16. Acondicionamiento de las muestras

Antes del test de impacto una muestra será expuesta a las condiciones ambientales y la otra a condiciones de alta temperatura como se indica a continuación:

1. Temperatura ambiente: acondicionar una muestra exponiéndola a una temperatura de $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ con una humedad relativa de $60\% \pm 5\%$ durante un período de 4 a 24 horas.
2. Alta Temperatura: acondicionar la segunda muestra exponiéndola a una temperatura de $50^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ con una humedad relativa de $60\% \pm 5\%$ durante un período de 4 a 24 horas. Todos los testeos deberán comenzar dentro de los 5 minutos de extraídas las muestras del entorno condicionante.

2.17. Testeo de amortiguación de impacto

2.17.1. Principio

Se monta el casco en la cabeza del muñeco de modo que la cabeza pueda ser orientada en diferentes posiciones y tirada sobre una superficie de impacto plana. El registro de aceleración y tiempo del impacto se efectuará con un acelerómetro triaxial e instrumentos apropiados. Para determinar las características de impacto del casco se utilizarán los datos de máxima aceleración y tiempo de duración obtenidos mediante la aplicación de los métodos especificados en la sección *Aplicación de Impactos*.

2.17.2. Instrumentos

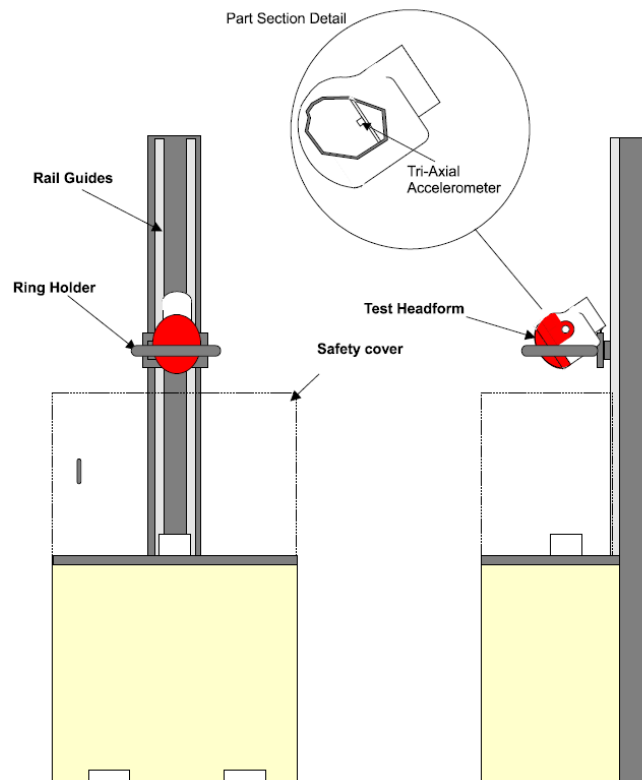
Los instrumentos que se utilizarán en el test de amortiguación de impacto serán los siguientes (Fig. 1):

Muñeco: Todos los muñecos utilizados, conforme la norma EN 960, serán de metal y tendrán una frecuencia de resonancia baja (pero no menor a 3kHz).

Yunque: el yunque consistirá de una superficie de acero plana de diámetro $130\text{mm} \pm 3\text{mm}$ y no tendrá una frecuencia de resonancia que pueda afectar las mediciones. El centro de la masa de la cabeza del muñeco que se arroja deberá caer sobre el centro del yunque.

Sistema de Guía: se fijará un muñeco a un carro con caída libre o sobre rieles, por medio de un montaje ajustable o por otros medios que permitan que se efectúen impactos sobre puntos predeterminados del casco.

Figura 1. *Aparato típico para el Test de Impacto del casco*



Acelerómetro: Cuando se monte el muñeco sobre el carro de caída libre, se montarán tres acelerómetros en un conjunto triaxial en el centro de gravedad del muñeco o en un punto cercano al mismo.

Instrumentos de visualización y registración de impactos: el impacto será registrado y visualizado mediante un osciloscopio con memoria, con factores de desviación especificados, velocidad de barrido por división y ancho de banda para cada uno de los acelerómetros, y capaz de determinar la g_{max} del muñeco. Podrá utilizarse otro instrumental equivalente capaz de registrar, mostrar y almacenar la señal de impacto de los acelerómetros.

2.17.3. Testeo de Referencia

Se utilizará una superficie plana de referencia MEP (*Modular Elastomer Programmer*) que mida 150mm de diámetro por 25 mm de espesor montada sobre una base de acero. El muñeco será lanzado sobre la superficie de impacto MEP desde una distancia de $300 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$. Los valores determinados de g_{max} registrados por el acelerómetro en tres lanzamientos sucesivos deberán estar dentro de $\pm 10 \text{ g}$ de la media.

2.17.4. Aplicación de Impactos

Se coloca el casco en el muñeco de acuerdo a las especificaciones del fabricante para obtener el calce perfecto. Cada casco se hará impactar en los lugares donde se colocó relleno adicional dentro de las zonas de cobertura especificadas (la corona de la cabeza, la frente y sienes/banda de transpiración). Para el impacto se usará un nivel de energía de 13.8 J. Esto es equivalente al muñeco 'J' cayendo a 300mm. La altura de la caída se ajustará para cada muñeco.

Nota: La masa de los muñecos utilizados es:

Determinación de propiedades de casco de rugby con capacidad de reducir la aceleración máxima después de impacto de 50 J en una simulación virtual

A – 500 mm – 3.1 kg $\pm$ 0.10

E – 540 mm – 4.1 kg $\pm$ 0.10

J – 570 mm – 4.7 kg $\pm$ 0.14

M – 600 mm – 5.6 kg $\pm$ 0.16

O – 620 mm – 6.1 kg $\pm$ 0.18

NOTA: Los valores dados en milímetros reflejan las circunferencias de los muñecos.

2.17.5. Cálculos de la aceleración máxima

El pico de aceleración máxima se calcula midiendo la distancia perpendicular desde la base hasta el punto medio de la traza resultante en su máximo recorrido y multiplicando por el factor de sensibilidad.

El factor de sensibilidad se define como el producto de g por la desviación de la división de la traza.

3. Problema del estudio

A pesar de la amplia utilización de los cascos no rígidos, existen pocos estudios sobre su comportamiento durante el impacto (69). La protección que ofrece este tipo de cascos es polémica. En varios estudios se ha demostrado que los cascos no rígidos son efectivos para la prevención de solo cierto tipo de lesiones, como son laceraciones, abrasiones, lesiones dentales, etc. (37-39), pero no protegen de lesiones de mayor gravedad, como es la concusión cerebral (21,39-41). Se ha encontrado que la incidencia de concusión entre los jugadores con o sin protección no es significativamente diferente y a veces es aún mayor en aquellos quienes usan la protección (40,70) debido al *efecto de compensación de riesgo*, que se manifiesta en el incremento de la energía de impacto en las colisiones por parte del portador del protector por una falsa sensación de sentirse protegido, que finalmente lleva a un aumento paradójico de riesgo de lesiones (45).

Las mediciones o simulaciones de los impactos en el campo están relacionadas con varias dificultades, ya que los músculos, las articulaciones o los tejidos blandos atenúan la energía de impacto. Sin embargo, según los datos preliminares no publicados de una investigación sobre los impactos a la cabeza que causaron la concusión entre los jugadores de rugby y el fútbol australiano se estima que la energía del impacto varía en promedio entre 45 J para la concusión sin la pérdida de consciencia y 75 J cuando hay una pérdida de consciencia por más de 1 min de duración (21). En otro estudio, basándose en un video análisis de 100 casos de concusión diagnosticada en los jugadores del rugby unión, *rugby league* y fútbol australiano, los autores estimaron que se necesita una energía entre 50 y 60 J para causar la concusión (24). Ellos concluyeron que, para poder disminuir la probabilidad de concusión, el casco probado a 50 J de energía debería reducir la resultante aceleración de la cabeza hasta menos de 200 g.

No obstante, las pruebas de laboratorio han demostrado que los cascos acolchados aprobados por el IRB disponibles actualmente en el mercado pierden sus capacidades protectoras con el impacto mayor

a 20 J (21). Los test repetitivos en los cascos mostraron que la espuma manifiesta un *efecto de memoria*, que se expresa en la disminución de la capacidad de amortiguación con cada impacto sucesivo (21).

Debido a que los cascos están destinados para soportar impactos repetitivos durante un partido y durar varios partidos o, incluso, varias temporadas, podría suponerse que por esta característica de espuma con tiempo podría aumentarse el riesgo de lesiones, en especial, de la concusión cerebral.

Eso genera la necesidad de buscar nuevas soluciones para el problema. Los intentos de mejorar la capacidad amortiguadora del casco a través del aumento del grosor y la densidad de la espuma de acolchado, realizado por McIntosh et al. (50) mostró que con las modificaciones realizadas la energía de impacto se atenúa mejor. Sin embargo, los autores suspendieron las pruebas al registrar la aceleración máxima de 500 g después de un impacto de 39.2 J con la caída del muñeco desde una altura de 0.8 m, ya que esta aceleración excedió los niveles razonables de tolerancia humana (71).

Todo lo anterior lleva a la reflexión, que es razonable buscar modelos alternativos para mejorar la protección de la cabeza. Para eso el primer paso sería determinar las propiedades del acolchado necesarias para reducir la aceleración de cabeza suficientemente para poder reducir el riesgo de la concusión.

De esta manera se genera la pregunta de la presente investigación: ¿Cuáles son las propiedades de un módulo de casco que pueda reducir la aceleración del dummy hasta menos de 200 g después de un impacto de 50J?

4. Justificación

El beneficio por el uso de protectores en diferentes industrias (como automotriz, pesada, etc.) ya está bien establecido. El trabajo sobre la creación y perfeccionamiento de tales protectores como *airbags*, cinturones de seguridad, cascos para motos, entre otros, han salvado vidas.

En el deporte, sobre todo en el de contacto y de colisión, el uso de los protectores está relacionado con la disminución de las lesiones. En el rugby es común usar el casco de espuma que tiene capacidad de proteger el cuero cabelludo y algunas partes de cara de las lesiones de tejidos blandos, pero no puede prevenir de las lesiones cerebrales, como es la concusión (39).

Rugby es el deporte de gran popularidad en muchos países. En Colombia actualmente están registrados 3984 jugadores (2). Por su gran popularidad a nivel mundial, desde 2009 la modalidad de *rugby seven* fue admitido como un nuevo deporte olímpico. Probablemente, eso llevará a su mayor popularización tanto a nivel nacional, como internacional. Por las particularidades de deporte de colisión que es el rugby, cada jugador, sobre todo los niños y jóvenes, tienen un potencial riesgo de recibir una concusión cerebral. Se ha reportado que la concusión ocupa hasta 22% de todas las lesiones de rugby (19).

Se ha hecho varios intentos en busca de mejorar el acolchado (21,50). Sin embargo, por las limitaciones de las pruebas reales, ninguno ha encontrado los parámetros de acolchado que pueda proteger de la concusión cerebral. Debido a eso, y también por las restricciones de presupuesto, tiempo y fabricación, se decidió realizar el estudio virtual.

El hecho que las simulaciones virtuales permiten a controlar de manera precisa los variables (como son la temperatura, la humedad, la fricción, el desgaste de material, desajuste del casco, etc.) que en las condiciones reales son difícilmente controlables, da la posibilidad de obtener resultados que en la vida real es complicado de obtener, como por ejemplo determinar la relación entre diferentes variables de

forma precisa. Por la gran variedad de posibilidades que ofrecen las pruebas virtuales, se puede pensarse en la aplicación de la metodología de este estudio a diferentes áreas de prevención de lesiones.

Desde la perspectiva biomecánica el casco ideal lograría una perfecta amortiguación a través de la absorción y la distribución de la energía de impacto a mayor área del cráneo. Como se conoce de la física los materiales sólidos transmiten la presión aplicada de forma directa y lineal, mientras que los líquidos y gases obedecen a la Ley de Pascal, según la cual el cambio de la presión en una parte del líquido encerrado en un contenedor se transmite uniformemente en todas las direcciones del líquido y de la pared del contenedor. Teniendo en cuenta esta característica de los líquidos se supone que la fuerza aplicada al casco relleno con líquido podría distribuirse mejor y, de este modo, atenuarse más que en un casco con relleno de espuma.

A través de la determinación de material y el grosor mínimo del acolchado de casco de rugby que tendrá la capacidad de atenuar el impacto “concusionante”, se pretende aportar con la información al problema de protección de concusión cerebral en deportes, en específico en el rugby.

La aprobación del módulo de casco por el IRB no es el objetivo del actual estudio. Sin embargo, con las ideas emergentes de esta investigación, como por ejemplo, la realización de pruebas con cascos reales con su posterior validación en el campo, podría en el futuro llegarse a la aprobación por el IRB.

Por último, con la búsqueda bibliográfica realizada no se encontraron los estudios ni en condiciones reales, ni en simulaciones virtuales, dirigidos para la elaboración de cascos o sus módulos con relleno líquido para el juego de rugby. En este contexto, el presente estudio será el primero en esta área.

5. Objetivos

5.1. Objetivo general

- Determinar las propiedades del módulo virtual de casco de rugby con capacidad de reducir la aceleración máxima del dummy hasta menos de 200 g después de impacto de 50 J.

5.2. Objetivos específicos

- Elaborar un modelo virtual para las pruebas de los módulos de casco rellenos con diferentes materiales.
- Comparar los resultados de las pruebas virtuales con los datos publicados de las pruebas reales.
- Determinar la altura de caída del dummy que genere la energía de impacto de 50 J.
- Determinar el efecto de material de relleno de módulo de casco sobre la aceleración máxima del *dummy* después de impacto de 50 J.
- Determinar el efecto de la densidad de material de relleno de módulo de casco sobre la aceleración máxima del *dummy* después de impacto de 50 J.
- Determinar el efecto del grosor de módulo de casco sobre la aceleración máxima del *dummy* después de impacto de 50 J.
- Determinar el efecto de la temperatura de módulo de casco sobre la aceleración máxima del *dummy* después de impacto de 50 J.
- Determinar las propiedades de módulo de casco relleno con espuma con capacidad de reducir la aceleración máxima del *dummy* hasta menos de 200 g después de impacto de 50 J.
- Determinar las propiedades de módulo de casco relleno con aceite con capacidad de reducir la aceleración máxima del *dummy* hasta menos de 200 g después de impacto de 50 J.
- Determinar las propiedades de módulo de casco relleno con gel con capacidad de reducir la aceleración máxima del *dummy* hasta menos de 200 g después de impacto de 50 J.

6. Propósito

El presente estudio tiene como propósito la determinación de las propiedades de módulo virtual de casco de rugby con capacidad de reducir la aceleración máxima del *dummy* hasta menos de 200 g después de un impacto de 50 J, para que de esta manera el casco tenga el potencial para prevenir la aparición de la concusión cerebral.

7. Hipótesis

El módulo de casco relleno con líquido reducirá la aceleración máxima del dummy en menores grosores que el módulo relleno con espuma.

8. Materiales y métodos

8.1. Tipo y diseño general del estudio

Se trata de un estudio prospectivo experimental factorial de simulación virtual.

8.2. Definiciones operacionales

- Casco: dispositivo protector de la cabeza.
- Módulo: unidad funcional del casco.
- Muñeco: (*headform*) dispositivo de forma de cabeza sin pelo utilizado en las pruebas de cascos.
- *Dummy*: el objeto virtual que representa el muñeco (*headform*) de las pruebas reales, cubierto con un casco y el cual recibe el impacto.
- Guía: mecanismo virtual sobre el cual se hace el lanzamiento del *dummy*
- Yunque: la plataforma horizontal de la guía contra la cual se realiza el impacto del *dummy* cubierto con el módulo de casco
- Acolchado: el relleno utilizado en el cuerpo y la cabeza.
- Relleno: material virtual utilizado en el interior del módulo
- Líquido: aceite o gel
- g : la aceleración de la gravedad; $g = 9.80665 \text{ m/s}^2$.
- Aceleración máxima: la máxima aceleración alcanzada por el *dummy* después de impacto.
- Aceleración máxima (g_{max}): el valor máximo de la aceleración detectado durante la prueba de impacto.
- Zona de Cobertura: el área a la que se intenta proporcionar protección.
- Tackle: un tackle ocurre cuando el portador de la pelota es agarrado por uno o más oponentes y derribado al suelo (1).

- Ruck: un ruck es una fase del juego donde uno o más jugadores de cada equipo, que están sobre sus pies, en contacto físico, se agrupan alrededor de la pelota que está en el suelo (1).
- Maul: un maul comienza cuando un jugador portando la pelota es agarrado por uno o más oponentes, y hay uno o más compañeros del portador de la pelota asidos al portador de la pelota (1).
- Scrum: un scrum se forma en el campo de juego cuando ocho jugadores de cada equipo, asidos en tres líneas por cada equipo, se juntan con sus oponentes de modo que las cabezas de las primeras líneas quedan intercaladas (1).

8.3. Sujeto de estudio

El estudio virtual se utilizó un *dummy* con las especificaciones estipuladas en las Regulaciones Relativas al Juego del IRB (35).

8.4. Selección y tamaño de muestra

Los módulos de casco se elaboraron con tres materiales (espuma, aceite y gel), para dos temperaturas (20 y 50°C), de cinco grosores iniciales (10, 20, 30, 40 y 50 mm) con su consiguiente aumento por 1 mm hasta la encontrar el grosor en el cual la $g_{\max}$ es menor de 200 g.

8.5. Unidad de análisis y observación

Para realizar las pruebas virtuales de impacto en el módulo de casco con la caída libre del *dummy* se utilizó el software *SolidWorks® Premium 2010* de *Dassault Systèmes SolidWorks Corporation* (53) y su complemento *Solidworks Motion*.

8.6. Criterio de inclusión y exclusión

Se incluirán el *dummy*, la guía y los variables de las pruebas según las especificaciones de IRB (1).

8.7. Métodos para el control de calidad de los datos

Después de introducir los datos de las especificaciones del dummy, la guía, los rellenos, los recubrimientos, los módulos, los dummy-módulos y las pruebas, se revisó el 100% de los datos introducidos con el fin de detectar posibles errores o inconsistencias de elaboración o digitación. En las piezas (dummy, guía, rellenos, recubrimientos) se revisaron las dimensiones, material utilizado, apariencia, iluminación. En los módulos se revisaron: el grosor de relleno y de recubrimiento, dimensiones de las piezas, material de relleno, la coherencia entre el nombre del archivo y el grosor del relleno, apariencia, iluminación y la relación de posiciones. En los dummy-módulos se revisaron las relaciones de posiciones y la coherencia entre el nombre del archivo con el modulo utilizado. En las pruebas se evaluaron: la coherencia entre el nombre del archivo con el módulo utilizado, activación-desactivación de los materiales y de la fricción, altura de caída y los contactos. En las piezas y las pruebas no se encontró ningún error de elaboración o digitación. En los módulos se encontraron cuatro errores en iluminación. En los dummy-módulos se encontraron dos errores de relación de posición. Todos los errores fueron corregidos satisfactoriamente. Después de corregir los errores, se volvió a revisar los archivos corregidos, pero ya no se encontró ningún error.

También se revisaron las tablas de resultados exportados desde *Solidworks* al *Microsoft Office Excel 2007* para determinar la coherencia entre el nombre del archivo y la prueba realizada. No se encontró ningún error de compatibilidad.

8.8. Programas a utilizar para análisis de datos

Con el programa estadístico *SPSS 15.0 para Windows* se realizó el análisis estadístico de las relaciones entre la $g_{\max}$ del dummy versus el material, la temperatura, la densidad y el grosor del acolchado de casco.

8.9. Variables

Las variables del estudio y su descripción están presentadas en la Tabla 1.

Tabla 1. *Matriz de variables*

Nombre	Definición conceptual de la variable	Definición operacional es decir indicador	Escala de Medición	Tipo de variable	Escala de Medición
Masa	La magnitud escalar que cuantifica la cantidad de materia de un cuerpo.	Masa del <i>dummy</i>	Numérica de intervalo	Variable de control	kg
Altura	La distancia más corta entre dos puntos ubicados verticalmente.	Altura de donde se cae el <i>dummy</i>	Numérica de intervalo	Variable de control	m
Temperatura	Magnitud escalar relacionada con la energía interna de un sistema termodinámico	Temperatura del módulo	Numérica de intervalo	Independiente	°C
Grosor	Una longitud o una distancia de una dimensión geométrica,	La máxima distancia vertical del módulo	Numérica de intervalo	Independiente	m

	usualmente vertical o en la dirección de la gravedad				
Material	Clase de sustancia de la que está formado un objeto que ocupa un lugar en el espacio.	Material de los módulos, del recubrimiento, de la guía y del dummy	Nominal	Independiente	Nombre
Densidad	La cantidad de masa contenida en un determinado volumen.	Densidad de los materiales de relleno	Numérica de intervalo	Independiente	kg/m ³
Aceleración máxima	La tasa de cambio de velocidad por unidad de tiempo	El máximo valor de la aceleración del <i>dummy</i> (m/s ²) dividido en el valor de una gravedad (9.80665 m/s ²)	Numérica de intervalo	Dependiente	g

8.10. Búsqueda bibliográfica

Con el fin de encontrar antecedentes de los estudios similares el día 17 de enero de 2010 entre 1:30 y 11:05 pm se realizó la búsqueda en la base de datos de Pubmed con las siguientes palabras claves con términos *MeSH: Head protective devices [MeSH]* con 1893 resultados, *Football [MeSH]* – 2493, *Soccer [MeSH]* – 2569. Los dos últimos términos se escogieron porque en la descripción *MeSH* de

Football aparece: *This is the American or Canadian version of the game and also includes the form known as rugby. It does not include non-North American football (= Soccer)* (72). Sin embargo, debido a que en el *Soccer* empezaron a usar los cascos no rígidos y en ocasiones usan incluso los cascos de rugby, se realizó la búsqueda con esta palabra clave también.

Además se hizo la búsqueda sin usar los términos *MeSH: Football* – 4396 resultados, *Soccer* – 3518, *Rugby* – 4683, *Helmet* – 3146, *Headgear* – 791, *Virtual simulation* – 3892, *Solidworks* – 26. Posteriormente se agregaron las siguientes búsquedas: el 23 de enero de 2010 – *Virtual reality* – 2906, el 22 de junio de 2010 – *Finite element analysis [MeSH]* – 4692, el 04 de julio de 2010 – *Computer simulation [MeSH]* – 96844.

Luego en el Search History de la búsqueda avanzada de PubMed se cruzaron las siguientes búsquedas:

1. Head protective devices [MeSH] vs. Football [MeSH] – 99
2. Head protective devices [MeSH] vs. Soccer [MeSH] – 14
3. Head protective devices [MeSH] vs. Virtual simulation – 1
4. Head protective devices [MeSH] vs. Solidworks – 0
5. Head protective devices [MeSH] vs. Football – 113
6. Head protective devices [MeSH] vs. Soccer – 14
7. Head protective devices [MeSH] vs. Rugby – 113
8. Head protective devices [MeSH] vs. Virtual reality – 1
9. Helmet vs. Football [MeSH] – 132
10. Helmet vs. Football – 184
11. Helmet vs. Soccer [MeSH] – 18
12. Helmet vs. Soccer – 20
13. Helmet vs. Rugby – 185

14. Helmet vs. Virtual simulation – 9
15. Helmet vs. Solidworks – 0
16. Helmet vs. Virtual reality – 21
17. Headgear vs. Football [MeSH] – 24
18. Headgear vs. Football – 33
19. Headgear vs. Soccer [MeSH] – 8
20. Headgear vs. Soccer – 10
21. Headgear vs. Rugby – 35
22. Headgear vs. Virtual simulation – 0
23. Headgear vs. Solidworks – 0
24. Headgear vs. Virtual reality – 1
25. Head protective devices [MeSH] vs. Finite element analysis [MeSH] – 6
26. Helmet vs. Finite element analysis [MeSH] – 10
27. Headgear vs. Finite element analysis [MeSH] – 6
28. Soccer [MeSH] vs. Finite element analysis [MeSH] – 0
29. Soccer vs. Finite element analysis [MeSH] – 0
30. Football [MeSH] vs. Finite element analysis [MeSH] – 4
31. Football vs. Finite element analysis [MeSH] – 4
32. Rugby vs. Finite element analysis [MeSH] – 4
33. Solidworks vs. Finite element analysis [MeSH] – 11
34. Head protective devices [MeSH] vs. Computer simulation [MeSH] – 15
35. Helmet vs. Computer simulation [MeSH] – 47
36. Headgear vs. Computer simulation [MeSH] – 5
37. Soccer [MeSH] vs. Computer simulation [MeSH] – 10

38. Soccer vs. Computer simulation [MeSH] – 12
39. Football [MeSH] vs. Computer simulation [MeSH] – 6
40. Football vs. Computer simulation [MeSH] – 11
41. Rugby vs. Computer simulation [MeSH] – 14
42. Solidworks vs. Computer simulation [MeSH] – 9

Además se revisaron 13 artículos del suplemento del British Journal of Sports Medicine de mayo de 2009 donde se publicó el ultimo Consenso del Congreso realizado en Zürich, 2008. También se revisaron otros 15 artículos los cuales no se habían encontrado con la búsqueda realizada, pero tenían relación con el tema de la investigación y estaban citados en las referencias bibliográficas de los artículos revisados.

De esta manera, de se sumó un total de 1237 artículos, de los cuales se eliminaron los títulos repetidos, los comentarios, las cartas al editor, los títulos o abstracts los cuales temáticamente no correspondían al objetivo del estudio, y los artículos escritos en idiomas diferentes a inglés, español, georgiano o ruso, lo que dejó 116 artículos para revisar.

8.11. Metodología global

Durante el estudio se usó el siguiente esquema de la metodología:

- Revisar los estudios de pruebas biomecánicas de laboratorio reales en cascos de espuma.
- Determinar las propiedades de los materiales utilizados para las temperaturas de 20 y 50°C.
- Elaborar el modelo virtual para las pruebas:
 - Creación de materiales para las temperaturas 20 y 50°C.
 - Elaboración de piezas (guía, *dummy*, rellenos, recubrimientos).
 - Elaboración de ensamblajes (módulos, *dummy*-módulos, pruebas).

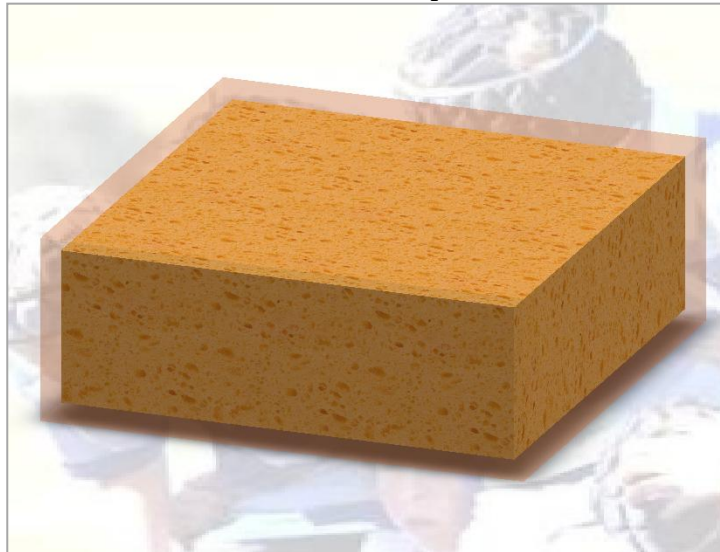
- Realizar pruebas virtuales en módulo de casco de espuma según las especificaciones del IRB para las pruebas de los cascos desde una altura de 0,3 y 0,6 m y compararlos con los resultados de los datos publicados con los cascos reales.
- Determinar la altura de caída que cause al *dummy* un impacto de 50 J.
- Realizar las pruebas virtuales según las especificaciones del IRB para las pruebas de los cascos desde una altura que cause al *dummy* un impacto de 50 J en los módulos de casco de grosor estándar rellenos con diferentes materiales en temperaturas de 20 y 50°C.
- Realizar las pruebas virtuales según las especificaciones del IRB para las pruebas de cascos desde una altura que cause al *dummy* un impacto de 50 J en los módulos de casco de grosor incremental rellenos con diferentes materiales en temperaturas de 20 y 50°C.
- Comparar las aceleraciones máximas transmitidas al *dummy* después de un impacto de 50 J en las pruebas virtuales con los módulos de cascos con diferentes grosores y rellenos en temperaturas de 20 y 50°C.
- Determinar los parámetros (grosor, material, densidad y temperatura) de un módulo de casco con capacidad de reducir la aceleración máxima transmitida al *dummy* hasta menos de 200 g después de un impacto de 50 J.

8.12. Módulo de casco

El módulo se refiere a la unidad funcional de casco, es decir a una parte de casco que tiene las mismas características biomecánicas que el casco entero compuesto con los módulos. Debido a que el objetivo del estudio no es determinar si la forma del módulo influye en el comportamiento amortiguador del mismo, sino busca encontrar las diferencias en el comportamiento amortiguador de los materiales de relleno, se adoptó una forma simple rectangular para los módulos (Fig. 2).

Las medidas bidimensionales (largo y ancho) se determina como 3 x 3 cm, debido a que hipotéticamente podría dar variedad de opciones para el ensamblaje de un casco en condiciones reales, que daría las posibilidades para manipular entre las áreas de cobertura y de ventilación del casco. El grosor del módulo es el objeto de cambios según los requerimientos del estudio. El grosor inicial para todos los módulos se establece como 10 mm. Como relleno se utilizaron materiales virtuales: espuma, aceite y gel. El relleno está cubierto con un recubrimiento de neopreno de 1 mm de grosor en todas las pruebas.

Figura 2. Módulo de espuma de 10 mm con recubrimiento de neopreno de 1 mm.



8.13. Determinación de la altura de caída

Según las normas para las pruebas de los cascos (35) “para el impacto se usará un nivel de energía de 13.8 J. Esto es equivalente al muñeco ‘J’ cayendo a 300 mm”. El muñeco ‘J’ tiene una circunferencia de 570 mm y una masa de $4.7 \text{ kg} \pm 0.14$.

El valor de 13.8 J es el resultado de los siguientes cálculos:

$$E = F * d \text{ (J, Nm)}$$

Donde:

E = Energía (Julio, J)

F = Fuerza (Newton, N)

d = Distancia (metro, m)

Conforme a la segunda ley de Newton:

$$F = m * a \text{ (N, } kgm/s^2)$$

Donde:

m = Masa (kg)

a = Aceleración (m/s^2)

Remplazando F en la primera ecuación

$$E = m * a * d = 4.7 \text{ kg} * 9.80665 \text{ m/s}^2 * 0.3 \text{ m} = 13.8273765 \text{ J} \approx 13.8 \text{ J}$$

Según las normas de IRB para las pruebas de cascos “la altura de la caída se ajustará para cada muñeco” (35). En el presente estudio se utilizó un *dummy* virtual con especificaciones del muñeco ‘J’, es decir con una masa de 4.7 kg. Debido a que la masa (m) y la aceleración de gravedad (a) son constantes, la distancia (d) se determina aplicando la regla de tres a la ecuación de energía:

$$E = m * a * d$$

$$d_1 - E_1$$

$$d_2 - E_2$$

$$d_2 = d_1 * E_2 / E_1$$

Donde:

$$d_1 = 0.3 \text{ m}$$

$$E_1 = 13.8273765 \text{ J}$$

$E_2 = 50 \text{ J}$ (ya que según los objetivos del estudio la aceleración del *dummy* se prueba con el impacto de 50 J).

Remplazando con valores:

$$d_2 = 0.3 * 50 / 13.8273765 = 1.085 \text{ m}$$

8.14. Cálculo de la densidad de gel

Se utilizó el gel fijador de cabello BoiHerbal Papaya Extra Firme con un contenido de 400 gr (0,4 kg) por frasco, con los siguientes ingredientes: Water, PVP, PVP/VA copolymer, Propylenglycol, Triethanolamine, Carbomer, PPG-1/PEG-9 Lauryl, Glycol Ether, Fragrance, Papaya (carica papaya) Extract, Panthenol, Diazolidinyl Urea/Iodopropynyl Butylcarbamate, Tetrasodium EDTA, Sodium Benzotriazolyl Butylphenol/Buteth – 3/Propane Tricarboxylic Acid, C.I.19140, C.I.16035. Producto Univeresus, Cali, Colombia. Fabricante: Belleza Express S.A., Calle 36, 134-201 km 6 via Jamundí, PBX: 5552255, Cali, Colombia.

Para calcular la densidad de gel se utiliza la ecuación:

$$\rho = m / V$$

Donde:

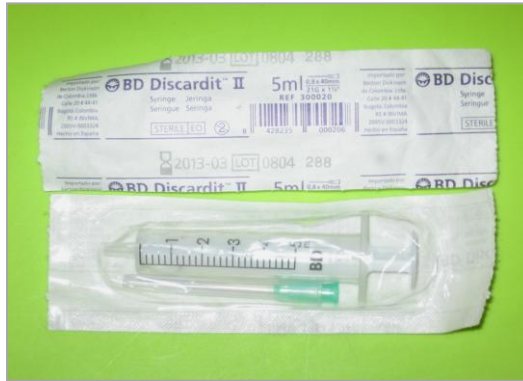
ρ = Densidad

m = Masa

V = Volumen

Para calcular el volumen de frasco de gel a 20°C se tomó el frasco vacío, se lavó para quitar los residuos de gel, se llenó con agua hasta el nivel donde llegaba el gel, se pasó a otro recipiente y se midió utilizando una jeringa de 5 ml de BD Discardit™ II, Lote 0804288, fecha de vencimiento marzo, 2013 (Fig. 3).

Figura 3. Jeringa.



Se llenaron 78 jeringas completas de 5 ml y 4 mL más que dio un volumen de 394 mL (0,000394 m³). De esta manera se calculó la densidad de gel:

$$\rho = 0.4 \text{ kg} / 0.000394 \text{ m}^3 = 1015.2 \text{ kg/m}^3$$

Para calcular la densidad de gel a 50°C se calentó el agua a esta temperatura y sumergió el frasco de gel durante 30 min. Este tiempo se estimó como suficiente para que gel alcanzara a calentarse.

Para medir la temperatura se utilizó el termómetro de alcohol *para la tina del baño* de marca Dreambaby® Growing Safety, producto de ©2009, Tee-Zed Products, LLC. PO Box 1662, Jamestown, NC 27282, USA, Tel.: (336) 454 5716, Toll free (888)271-6959 (www.dream-baby.com) (Fig. 4).

Figura 4. Termómetro de alcohol para la tina.



Según las instrucciones de uso, el termómetro se colocó dentro del agua de la tina, se aseguró de que el extremo estuviera sumergido hasta el indicador 10°C, y se leyó la temperatura cuando el indicador dejó de moverse.

Debido a que el recipiente no cubrió la totalidad del frasco, a éste se le daba giros cada 5 min para poder calentar todo su contenido (Fig. 5). La temperatura del agua se comprobaba permanentemente para que no se bajara menos de 50°C. En ocasiones la temperatura subía más de 50°C.

Al pasar los 30 min se midió y se marcó el nivel que alcanzó el gel (Fig. 6). Al mismo nivel se marcó el frasco vacío el cual se llenó con agua hasta el nivel que ocupaba el gel en condiciones de 20°C. Luego con la jeringa se le agregó el agua hasta alcanzar el nivel de gel a los 50°C.

Se midió la diferencia, la cual resultó de ser de 2 mL. Es decir, el gel a los 50°C ocupó el volumen de 78 jeringas de 5 mL completas más 6 mL que dio un volumen total de 396 mL (0.000396 m³).

De aquí:

$$\rho = 0.4 \text{ kg} / 0.000396 \text{ m}^3 = 1010.1 \text{ kg/m}^3$$

La densidad calculada de esta manera está un poco inferior de las densidades de geles reportados por German et al. quienes reportan un rango entre 1037 y 1096 kg/m³ para los geles para el cabello (73). Esta diferencia podría existir en primer lugar, por la gran variedad de las densidades y contenidos de los geles comerciales y en el segundo lugar, por la cantidad y el tamaño de las burbujas de aire que ellos contienen. En diferencia con el presente estudio, en el artículo mencionado los autores trataron de evitar la formación de las burbujas, que eventualmente contribuyó al aumento de la densidad de los geles.

Figura 5. Calentamiento de gel.



Figura 6. A. Gel a 20°C; B. Gel a 50°C



No se encontraron la conductividad térmica y el calor específico de gel. Debido a que su densidad es más cerca al del agua, se tomaron los valores correspondientes del agua.

8.15. Cálculos de la densidad de aceite

Existe una gran variedad de aceites disponibles en el mercado. Su utilidad y las cualidades funcionales en gran medida se diferencian por tales características como la densidad y la viscosidad. Sin embargo, el software *Solidworks* no utiliza la viscosidad para cálculos de impacto. Puesto que la función del relleno es amortiguar el impacto, se utilizaron las características de aceite de amortiguación. Para tal fin se escogió el aceite *Motul Shock Oil* de la marca *Motul. Fluid Force* (74). Sus propiedades dadas a 15°C (75) se utilizaron para calcular sus densidades a temperaturas de 20°C y 50°C, usando la calculadora desde la página web de la empresa petrolera multinacional *Cameron. Raising Performance. Together™* (76).

Con los cálculos se determinaron que la densidad de aceite *Motul Shock Oil* a 20°C corresponde a 872.93 kg/m³ y a 50°C – a 866.6 kg/m³.

8.16. Cálculos de la densidad de espuma a 50°C

Según las normas del IRB (35) la densidad del relleno de casco no debe ser mayor a 45 kg/m³ en la temperatura de 20°C.

Para determinar la densidad de esta espuma a 50°C se utilizó la ecuación:

$$\rho = m / V$$

Se tomó un acolchado del casco usado de marca *Canterbury of New Zealand*, modelo Honeycomb.

Se cortó un módulo con dimensiones de 0.03 x 0.03 x 0.01 m que dio un volumen de 0.000009 m³.

El módulo se colocó en un recipiente donde el aire se calentó a 50°C utilizando un secador de cabello de marca *Vidal Sassoon* modelo VS773. La temperatura se midió con el mismo termómetro de alcohol que se utilizó para la determinación de la densidad de gel (ver Fig. 4). Cada 5 min se medía la temperatura del aire en el recipiente. Después de 4 h reglamentarias de acondicionamiento de los cascos (35) el módulo se extrajo del recipiente e inmediatamente se midieron sus dimensiones. Se observó aumento de grosor por 0.5 mm (0.0005 m). No hubo aumento de largo y ancho del módulo. De este modo el volumen a 50°C se determinó como 0.03 x 0.03 x 0.0105 = 0.00000945 m³.

Debido a que la masa del módulo no se cambió para determinar la densidad de espuma a 50°C se aplica la regla de tres a la ecuación

$$\rho = m / V$$

De aquí

$$\rho_1 / \rho_2 = m * V_2 / m * V_1 = V_2 / V_1$$

$$\rho_2 = \rho_1 * V_1 / V_2$$

Donde:

$$\rho_1 = 45 \text{ kg/m}^3$$

$$V_1 = 0.000009 \text{ m}^3$$

$$V_2 = 0.00000945 \text{ m}^3$$

$$\rho_2 = \text{la densidad de espuma a } 50^\circ\text{C}$$

Remplazando con valores

$$\rho_2 = 45 * 0.000009 / 0.00000945 = 42.9 \approx 43 \text{ kg/m}^3.$$

8.17. Recubrimiento

Con el fin de que la comparación entre el comportamiento de diferentes materiales de relleno no se influenciara por la diferencia entre los materiales de recubrimiento, se decidió usar el mismo material de recubrimiento (neopreno) para todos los rellenos, entre ellos para la espuma también, a pesar de que por las norms el recubrimiento (banda de tolerancia) de los cascos debería ser de un tejido con una densidad de no mayor de 15 kg/m^3 (35). En ambas temperaturas (20°C y 50°C) la densidad de recubrimiento se dejó sin modificaciones.

8.18. Aceleración

Como la aceleración transmitida al *dummy* después de un impacto se consideró únicamente la aceleración máxima registrada por el software. Para expresarla en gravedades (g) la aceleración registrada por el software en mm/s^2 se divide en una gravedad 9806.65 mm/s^2 .

8.19. Metodología para realizar las pruebas con Solidworks Premium 2010

Teniendo en cuenta que la alteración de los pasos para armar las pruebas con el software *SolidWorks® Premium 2010* de *Dassault Systèmes SolidWorks Corporation* usando su complemento *SolidWorks Motion* podría alterar los resultados, a continuación se describe la secuencia de acciones utilizadas en la presente investigación. La terminología especial del software no se ha modificado.

8.19.1. Creación de nuevas categorías de materiales

- Editar material → Materiales personalizados
- Materiales personalizados → Click derecho: Nueva categoría → Nombrar: ESPUMAS
- Materiales personalizados → Click derecho: Nueva categoría → Nombrar: ACEITES

- Materiales personalizados → Click derecho: Nueva categoría → Nombrar: GELES
- Materiales personalizados → Click derecho: Nueva categoría → Nombrar:

RECUBRIMIENTOS

8.19.2. Creación de nuevos materiales

- ESPUMAS → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Espuma 20
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Caucho → Caucho natural
 - Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal
 - Unidades: SI – N/m^2 (Pa)
 - Módulo elástico: 470000 N/m^2
 - Coeficiente de Poisson: 0.32
 - Densidad: 45 kg/m^3
 - Límite de tracción: 270000 N/m^2
 - Pestaña CALCULAR → Propiedades físicas → Opciones → Utilizar configuraciones personalizadas → Longitud: mm, Masa: kg, Por unidad de: m^3 . → Nivel de precisión: propiedad física/sección predeterminada
- ESPUMAS → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Espuma 50
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Caucho → Caucho natural
 - Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal
 - Unidades: SI – N/m^2 (Pa)
 - Módulo elástico: 470000 N/m^2
 - Coeficiente de Poisson: 0.32

- Densidad: 43 kg/m^3
- Límite de tracción: 270000 N/m^2
- Pestaña CALCULAR → Propiedades físicas → Opciones → Utilizar configuraciones personalizadas → Longitud: mm, Masa: kg, Por unidad de: m^3 . → Nivel de precisión: propiedad física/sección predeterminada
- ACEITES → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Aceite 20
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Otros no metales → Agua
 - Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal
 - Unidades: SI – N/m^2 (Pa)
 - Densidad: 872.93 kg/m^3
 - Conductividad térmica: $0.15 \text{ W/(m}\cdot\text{K)}$
 - Calor específico: $2000 \text{ J/(kg}\cdot\text{K)}$
 - Pestaña CALCULAR → Propiedades físicas → Opciones → Utilizar configuraciones personalizadas → Longitud: mm, Masa: kg, Por unidad de: m^3 . → Nivel de precisión: propiedad física/sección predeterminada
- ACEITES → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Aceite 50
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Otros no metales → Agua
 - Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal
 - Unidades: SI – N/m^2 (Pa)
 - Densidad: 866.6 kg/m^3
 - Conductividad térmica: $0.15 \text{ W/(m}\cdot\text{K)}$

- Calor específico: 2000 J/(kg·K)
- Pestaña CALCULAR → Propiedades físicas → Opciones → Utilizar configuraciones personalizadas → Longitud: mm, Masa: kg, Por unidad de: m³. → Nivel de precisión: propiedad física/sección predeterminada
- GELES → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Gel 20
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Otros no metales → Agua
 - Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal
 - Unidades: SI – N/m² (Pa)
 - Densidad: 1015.2 kg/m³
 - Conductividad térmica: 0.61 W/(m·K)
 - Calor específico: 4200 J/(kg·K)
 - Pestaña CALCULAR → Propiedades físicas → Opciones → Utilizar configuraciones personalizadas → Longitud: mm, Masa: kg, Por unidad de: m³ → Nivel de precisión: propiedad física/sección predeterminada
- GELES → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Gel 50
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Otros no metales → Agua
 - Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal
 - Unidades: SI – N/m² (Pa)
 - Densidad: 1010.1 kg/m³
 - Conductividad térmica: 0.61 W/(m·K)
 - Calor específico: 4200 J/(kg·K)

- Pestaña CALCULAR → Propiedades físicas → Opciones → Utilizar configuraciones personalizadas → Longitud: mm, Masa: kg, Por unidad de: m³. → Nivel de precisión: propiedad física/sección predeterminada
- RECUBRIMIENTOS → Click derecho: Nuevo material → Nombrar: Neopreno
 - Copiar, pegar y modificar desde: Solidworks materiales → Caucho → Neopreno
 - Especificaciones: Indicados por el Software

8.19.3. Especificaciones del dummy

- Dimensiones del *Dummy*: 80x80x80 mm
- Material del *Dummy*: Cobre (DIN alineaciones de Cobre → 2.0060 (Cu-ETP))
- Apariencia del *Dummy*: Metal → Cobre → Cobre mate
- Peso del *Dummy*: 4700 g (4.7 kg)
- Redondeo: 10 mm

8.19.4. Especificaciones de la guía

- Croquis vertical:
 - Plano: Alzado
 - Alto: 1155 mm
 - Ancho: 120 mm
 - Profundidad: 50 mm

- Croquis horizontal:
 - Plano: Alzado
 - Alto: 70 mm
 - Ancho: 120 mm
 - Profundidad: 90 mm

- Guía
 - “L” vertical interno: 1085 mm
 - “L” vertical externo: 1155 mm (1085 + 70)
 - “L” horizontal interno: 90 mm
 - “L” horizontal externo: 140 mm (90 + 50)
 - Redondeo: 20 mm
 - Material de la Guía: Acero (DIN Acero (inoxidable) → 1.4000 (X6Cr13))
 - Apariencia de la Guía: Metal → Acero → Polished Steel

8.19.5. Elaboración de rellenos

- Plano: Planta
- Dimensiones de croquis de relleno: 30x30 mm
- Profundidad: Inicial 10 mm, se aumenta por 10 mm en cada siguiente prueba
- Materiales:
 - Material para Espuma a 20°C: Editar material → Espuma 20
 - Material para Espuma a 50°C: Editar material → Espuma 50
 - Material para Aceite a 20°C: Editar material → Aceite 20

- Material para Aceite a 50°C: Editar material → Aceite 50
- Material para Gel a 20°C: Editar material → Gel 20
- Material para Gel a 50°C: Editar material → Gel 50
- Apariencia de Espuma: Orgánico → Misceláneo → Esponja
- Apariencia de Aceite: Vidrio → Lustroso → Vidrio verde (Feature Manager: color rojo: 1)
- Apariencia de Gel: Orgánico → Agua quieta 2d (Feature Manager: Propiedades ópticas: 0.2)

NOTA: “Relleno 10 Espuma 20” significa que es un relleno de 10 mm de grosor con material de espuma a 20°C.

8.19.6. Elaboración de recubrimientos

- Abrir archivo: Relleno
- Visualizar: Sin líneas ocultas
- Pestaña operaciones: Vaciado
- Parámetros: Espesor: 1 mm
- Activar casillas:
 - Vaciado hacia afuera
 - Vista preliminar
- Material: Editar material → Neopreno
- Apariencia de Recubrimiento: Vidrio → Lustroso → Vidrio Marrón → Feature Manager:

Propiedades ópticas: 0.8

NOTA: El material del recubrimiento (neopreno) fue el mismo para todos los rellenos con el fin de que las cualidades amortiguadoras del éste no afectara a la interpretación de los resultados de las pruebas.

8.19.7. Elaboración de módulo

Módulo = Relleno + Recubrimiento

NOTA: “Módulo 10 Espuma 20” significa que es un relleno de 10 mm de grosor de espuma a 20°C con recubrimiento de neopreno con 10 mm de grosor interno.

1. Abrir archivo: Recubrimiento
2. Nuevo: Ensamblaje
3. Insertar componentes: Examinar → Relleno
4. Insertar componentes: Recubrimiento
5. Orientación: Dimétrica
6. Vista de sección: On
7. Vista de sección: OK (salir)
8. Relación de posición:
 - Coincidente:
 - Recubrimiento: Vista lateral – Relleno: Vista lateral
 - Recubrimiento: Cara posterior interno – Relleno: Cara posterior
 - Recubrimiento: Cara superior interno – Relleno: Cara superior
9. Orientación: Dimétrica

10. Vista de sección: Off
11. Orientación: Dimétrica
12. Estilo de visualización: Sombreado
13. Relación de posiciones: OK (salir)
14. Escena: Serie de luces
15. GUARDAR COMO... (Ejemplo: Módulo 10 Espuma 20)

8.19.8. Elaboración de dummy-módulo

1. Abrir archivo: *Dummy*
2. Nuevo: Ensamblaje
3. Insertar componentes: *Dummy*
4. Insertar componentes: Examinar → Módulo
5. Relación de posición Recubrimiento:
 - Coincidente:
 - Cara superior – *Dummy*: Cara inferior
 - Alzado – *Dummy*: Alzado
 - Vista lateral – *Dummy*: Vista lateral
6. Orientación: Dimétrica
7. Estilo de visualización: Sombreado
8. Relación de posiciones: OK (salir)
9. Escena: Serie de luces
10. GUARDAR

8.19.9. Secuencia para armar las pruebas

1. Abrir archivo: Guía

Nuevo → Ensamblaje → insertar componentes: Guía → Insertar componentes: *Dummy*-Módulo →

GUARDAR COMO...

2. Relación de posiciones:

- Coincidente:
 - Guía: Cara anterior – *Dummy*: Cara posterior
 - Guía: Vista lateral – *Dummy*: Vista lateral
- Distancia: 1085 mm entre
 - Guía: Cara superior del yunque – *Dummy*: Cara inferior
- OK → Salir de Relaciones de posiciones

3. Distancia: ELIMINAR

4. Orientación:

- Derecha (ctrl + 4) – lateral
- Tecla: Flecha derecha – un click
- Tecla: Flecha abajo – un click

5. Estilo de visualización:

- Sombreado

6. Escena:

- Serie de luces

7. GUARDAR!

8. Pestaña: Estudio de movimiento 1

Desplegable: Análisis de movimiento

9. Gravedad:

- Eje: Y
- *Dummy*: Cara superior
- Dirección: hacia abajo

10. Duración de la prueba: 1 segundo

11. Contactos:

- Contacto 1:
 - Guía – *Dummy*
 - Material: Activado
 - ✓ Aluminum (Dry)
 - ✓ Steel (Dry)
 - Fricción: Desactivado
 - OK
- Contacto 2:
 - Guía – Recubrimiento – Relleno
 - Material: Desactivado
 - Fricción: Desactivado
 - OK

12. Calcular

13. Resultados de trazados

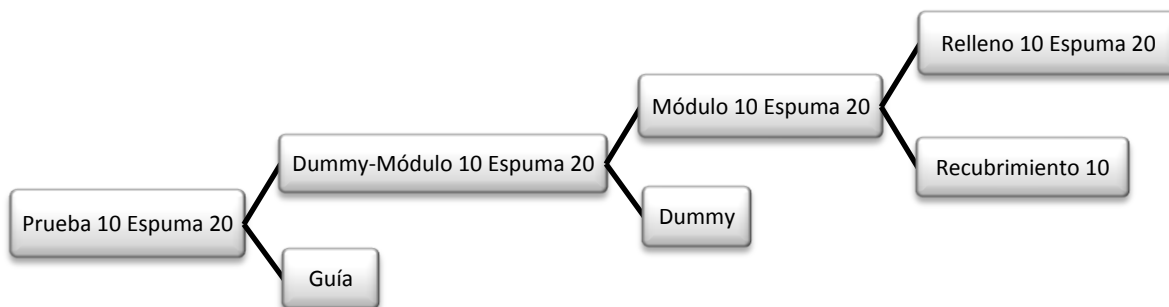
- Gráfica Aceleración:
 - Desplazamiento / Velocidad / Aceleración
 - Aceleración lineal

- Componente Y
- *Dummy*: Cara lateral
- Exportar CSV
- Gráfica Velocidad:
 - Desplazamiento / Velocidad / Aceleración
 - Velocidad lineal
 - Magnitud
 - *Dummy*: Cara lateral
- Gráfica Energía:
 - Momento / Energía / Electricidad
 - Posible delta de energía
 - *Dummy*: Cara lateral

8.19.10. Diagrama de la elaboración de las pruebas

Para mayor facilidad se presenta el diagrama de la elaboración de las pruebas (Fig. 7).

Figura 7. *Secuencia para la elaboración de las pruebas*



8.20. Elaboración y realización de pruebas

8.20.1. Varianza intragrupal

En la primera prueba con el módulo de espuma de 10 mm a 20°C se realizaron tres lanzamientos. En las pruebas virtuales con el software *SolidWorks* eso significa recalcular tres veces el lanzamiento del ensamblaje *dummy*-módulo. Los resultados se guardaron en archivos separados. Si no hubiera existido la diferencia entre las $g_{\max}$ en los tres lanzamientos consecutivos, en las siguientes pruebas el ensamblaje *dummy*-módulo se lanzaría una sola vez.

En caso de que haya diferencia de las $g_{\max}$ entre los lanzamientos uno, dos y tres, se harán tres lanzamientos en cada siguiente prueba y los resultados se guardarán en archivos separados.

Si los valores determinados de $g_{\max}$ en tres lanzamientos sucesivos están fuera de rango de $\pm 10g$ de la media establecido por las Regulaciones relativas al juego (35), las pruebas se declaran como inválidas.

8.20.2. Grosor de los módulos

La primera prueba se realizará con un módulo con un grosor reglamentario de 10 mm (35). En cada prueba consecutiva el grosor se aumentará por 10 mm hasta un máximo provisional de 50 mm. Debido a que un grosor mayor a 50 mm no será práctico durante el juego de rugby, inicialmente no se justifica buscar resultados en grosores superiores. Sin embargo, si el resultado deseado ($g_{\max} < 200 g$) no se encuentra en los grosores mencionados, se seguirá incrementando el grosor del relleno con la misma magnitud hasta encontrar el grosor mínimo suficiente para reducir la aceleración del *dummy* hasta menos de 200g.

Si dentro del rango de grosores mencionado anteriormente se encuentra algún grosor que reduce la aceleración del *dummy* hasta menos de 200 g, se ensayará un grosor de 5 mm inferior. Si en este nuevo grosor $g_{\max}$ será mayor a 200 g en cada prueba consecutiva el grosor se aumentará por 1 mm hasta

llegar al grosor deseado. Si $g_{\max}$ será menor de 200 g en cada prueba consecutiva el grosor se disminuirá por 1 mm hasta llegar al grosor deseado.

Ejemplos:

Ejemplo 1			Ejemplo 2	
Prueba	Grosor (mm)	Gravedad (g)	Grosor (mm)	Gravedad (g)
2	20	> 200	20	> 200
3	30	< 200	30	< 200
4	25	> 200	25	< 200
5	26	> 200	24	< 200
6	27	< 200	23	> 200
Fin de las pruebas			Fin de las pruebas	
Grosor deseado: 27 mm			Grosor deseado: 24 mm	

Análisis estadístico

Con el software *SPSS 15.0 para Windows* se realizó el análisis estadístico de las relaciones entre la $g_{\max}$ del *dummy* versus el material, la temperatura, la densidad y el grosor del acolchado de casco. Las pruebas se evaluaron a nivel de significancia de 5% ($p < 0.05$).

Para determinar la normalidad de distribución de los datos se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk, donde $p > 0.05$ refleja la normalidad de la distribución de datos y la $p < 0.05$ – la distribución no normal. Esta prueba se aplicó a las siguientes relaciones: $g_{\max}$ -material a 20°C, $g_{\max}$ -material a 50°C, $g_{\max}$ -material en ambas temperaturas, $g_{\max}$ -densidad, $g_{\max}$ -temperatura, $g_{\max}$ -grosor a 20°C, $g_{\max}$ -grosor a 50°C, $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas.

Para los datos normales: para comparar dos grupos se aplicó la prueba de T student y para comparar 3 o más grupos – ANOVA paramétrico. Para los datos no normales se aplicó ANOVA no paramétrico de Kruskal-Wallis en tres o más grupos y en comparación de dos grupos la prueba de Mann-Whitney. De este modo, la prueba de Mann-Whitney se aplicó a la relación $g_{\max}$ -temperatura, y la prueba de Kruskal-Wallis – a las relaciones: $g_{\max}$ -material a 20°C, $g_{\max}$ -material a 50°C, $g_{\max}$ -material en ambas temperaturas, $g_{\max}$ -densidad, $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas.

Para la homogeneidad de varianzas se aplicó la prueba de Levene (a las relaciones: $g_{\max}$ -material en ambas temperaturas, $g_{\max}$ -densidad, $g_{\max}$ -temperatura, $g_{\max}$ -grosor a 20°C, $g_{\max}$ -grosor a 50°C, $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas). Al encontrar diferencia significativa de los datos homogéneos ($p > 0.05$) se aplicó la prueba de comparaciones múltiples Post hoc de Bonferroni, y para los datos con varianza heterogéneas ($p < 0.05$) – Post hoc de Tamhane. Así, la prueba Post hoc de Bonferroni se aplicó a las relaciones $g_{\max}$ -grosor a 50°C, $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas, y la prueba Post hoc de Tamhane – a $g_{\max}$ -grosor a 20°C.

Resultados

Se realizó un total de 53 pruebas. Cuatro de ellas se realizaron solamente con el módulo de 10 mm con relleno de espuma a 20°C, de las cuales dos eran comparativas con las pruebas reales, y otras dos eran repeticiones de la primera prueba para determinar la existencia de varianza intragrupal. Una prueba se realizó sin el módulo para determinar la energía de impacto recibida por el *dummy* después de impacto. 48 pruebas restantes eran experimentales con tres materiales (espuma, aceite y gel), ocho diferentes grosores (10, 20, 30, 35, 36, 37, 40 y 50 mm) y en dos temperaturas (20 y 50°C).

10.1. Pruebas de validación comparativas con los datos publicados de las pruebas reales

Dos pruebas tenían como fin la comparación de los resultados del software con los datos publicados de las pruebas reales. Como la referencia se tomaron las pruebas realizadas por McIntosh *et al.* (21) donde se probaron los cascos de rugby disponibles comercialmente, puestos sobre el muñeco *Hybrid III* con un peso de 4.7 kg. El muñeco se lanzaba desde diferentes alturas. La prueba se realizó en temperaturas de 20 y 50°C. Los resultados principales de estas pruebas se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2. Resultados de referencia de las pruebas reales en cascos.

(Adaptada desde la referencia 1).

Altura de caída (m)	No. de cascos probados	Velocidad del muñeco (m/s)	Energía de impacto (J)	Aceleración máxima (g)	
				Mínima	Máxima
0.3	8	2.4	13.8	106	569
0.6	8	3.4	27.7	524	1132

Con *Solidworks* se realizaron dos pruebas con el módulo de espuma a 20°C desde dos alturas: 0.3 y 0.6 m. Se midieron la velocidad máxima alcanzada por el *dummy*, la energía de impacto recibido por el *dummy* y la $g_{\max}$ del *dummy* después de impacto. Se encontró una similitud de la velocidad alcanzada, energía de impacto y $g_{\max}$. Los resultados se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. *Pruebas comparativas con Solidworks*

en espuma de 10 mm a 20°C

Altura de caída (m)	Velocidad del muñeco (m/s)	Energía de impacto (J)	Aceleración máxima (g)
0.3	2.354	13.5	116
0.6	3.138	27.3	598

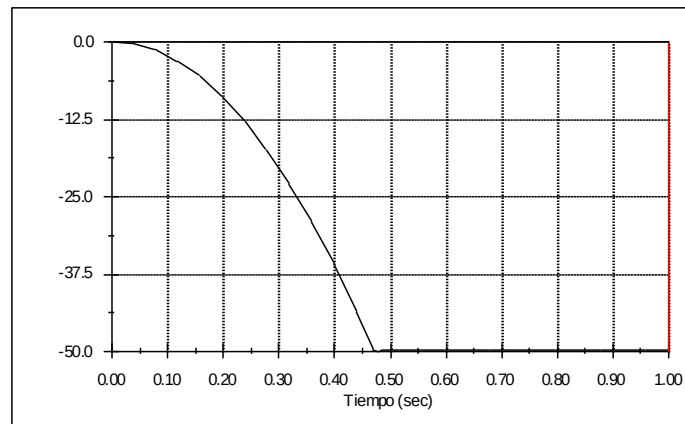
10.2. Pruebas de validación de la altura de caída

Con el fin de asegurarse que lanzamiento del *dummy* desde una altura de 1.085 m generaba 50 J de energía de impacto, se realizó la prueba con *dummy* sin el módulo. Se midieron la velocidad máxima alcanzada por el *dummy*, la energía de impacto recibido por el *dummy* y la $g_{\max}$ del *dummy* después de impacto. Los resultados se muestran en la Tabla 4 y la curva de la delta de energía del *dummy* en la Fig. 8.

Tabla 4. *Caída del dummy sin módulo desde la altura de 1.085 m.*

Altura de caída (m)	Velocidad del muñeco (m/s)	Energía de impacto (J)	Aceleración máxima (g)
1.085	4.315	50	1797

Figura 8. *Energía de impacto del dummy sin módulo después de lanzamiento desde la altura de 1.085 m.*



10.3. Pruebas para la comprobación de la varianza intragrupal

En la primera prueba realizada con el módulo 10 espuma 20 (es decir, espuma de 10 mm de grosor a 20°C) se realizaron tres lanzamientos. No se registró ninguna diferencia entre las $g_{\max}$ del *dummy* entre los lanzamientos dando la varianza intragrupal de valor cero. Los resultados se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5. *Comprobación de la varianza intragrupal con tres lanzamientos.*

Lanzamientos	Aceleración máxima (mm/s ²)	Aceleración máxima (g)
Lanzamiento 1	13464437.69517430	1372.99054
Lanzamiento 2	13464437.69517430	1372.99054
Lanzamiento 3	13464437.69517430	1372.99054

10.4. Pruebas experimentales

En las pruebas experimentales solamente se medía la $g_{\max}$ recibida por el *dummy* después de impacto para los tres materiales (aceite, espuma, gel) en dos temperaturas: en 20 y 50°C.

En términos generales, mejor comportamiento amortiguador, expresado en el menor $g_{\max}$ en el mismo grosor y temperatura, mostró gel, seguido por aceite y espuma. Con el aumento de la temperatura de 20 a 50°C se observó una leve disminución de las densidades de los materiales (Tabla 6) y un leve aumento de $g_{\max}$ en todos los materiales. La densidad de material y el grosor mostraron la relación inversamente proporcional con la $g_{\max}$.

Tabla 6. Densidades de los materiales en
dos diferentes temperaturas

Material	Densidad (kg/m ³)	
	20°C	50°C
Espuma	45	43
Aceite	872.93	866.6
Gel	1015.2	1010.1

La distribución de datos no normal se encontró para las relaciones $g_{\max}$ -material a 20°C ($p = 0.002$), $g_{\max}$ -material a 50°C ($p = 0.002$), $g_{\max}$ -material en ambas temperaturas ($p < 0.001$), $g_{\max}$ -densidad ($p = 0.002$), $g_{\max}$ -temperatura ($p < 0.001$), $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas ($p < 0.05$). La relación $g_{\max}$ -grosor a 20°C fue no normal por un valor de la $g_{\max}$ en el grosor de 35 mm con $p < 0.01$, en resto de valores: $p > 0.2$. La relación $g_{\max}$ -grosor a 50°C fue normal ($p > 0.2$).

10.5. Relación $g_{\max}$ -material en ambas temperaturas

Datos descriptivos de la relación $g_{\max}$ -material se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7. La distribución de datos en la relación g_{max} -material en ambas temperaturas.

Material	Media	Desviación típica	Mediana	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Aceite	416,23	409,79	220,85	197,86	634,59	130,05	1371,25
Espuma	417,35	410,085	221,45	198,83	635,86	131,04	1372,99
Gel	416,04	409,74	220,68	197,70	634,38	129,89	1370,95
Total	416,54	401,06	221,36	300,08	532,99	129,89	1372,99

Prueba de Levene mostró homogeneidad de los datos ($p = 1.0$). Prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis no detectó diferencia significativa ($p = 0.761$)

10.6. Relación g_{max} -material a 20°C

Prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis no detectó diferencia significativa ($p = 0.906$). Los datos descriptivos de la relación g_{max} -material a 20°C se reportan en la Tabla 8.

Tabla 8. La relación g_{max} -material a 20°C.

Material	Desviación		
	Media	típica	Mediana
Aceite	416,22	424,17	220,85
Espuma	417,28	424,51	221,20
Gel	416,05	424,12	220,79
Total	416,52	405,40	221,20

10.7. Relación g_{max} -material a 50°C

Prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis no detectó diferencia significativa ($p = 0.852$). Los datos descriptivos de la relación g_{max} -material a 50°C se reportan en la Tabla 9.

Tabla 9. La relación g_{max} -material a 50°C.

Material	Desviación		
	Media	típica	Mediana
Aceite	416,23	424,18	220,86
Espuma	417,41	424,44	221,74
Gel	416,03	424,13	220,68
Total	416,56	405,39	221,36

10.8. Relación g_{max} -densidad

Los datos descriptivos de la relación g_{max} -densidad se presentan en la Tabla 10.

Tabla 10. Relación g_{max} -densidad

Densidad	N	Desviación			Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
		Media	típica	Mediana	Límite inferior	Límite superior		
43,0	8	417,41	424,44	221,74	62,57	772,26	131,05	1372,99
45,0	8	417,28	424,51	221,20	62,38	772,18	131,04	1372,99
866,6	8	416,23	424,18	220,86	61,61	770,85	130,06	1371,25
872,9	8	416,22	424,17	220,85	61,60	770,84	130,05	1371,24
1010,1	8	416,03	424,13	220,68	61,44	770,61	129,89	1370,95
1015,2	8	416,05	424,12	220,79	61,48	770,62	129,89	1370,94
Total	48	416,54	401,06	221,36	300,08	532,99	129,89	1372,99

La prueba de homogeneidad de varianzas de Levene para la relación $g_{\max}$ -densidad mostró la distribución homogénea de los datos ($p = 1.00$). Prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis no detectó la relación estadísticamente significativa ($p = 0.988$).

10.9. Relación $g_{\max}$ -temperatura

Datos descriptivos de la relación $g_{\max}$ -temperatura se muestra en la Tabla 11.

Tabla 11. Relación $g_{\max}$ -temperatura

Temperatura (°C)	Media	N	Desv. típ.	Mediana
20	416,52	24	405,40	221,20
50	416,56	24	405,39	221,36
Total	416,54	48	401,06	221,36

A la relación $g_{\max}$ -temperatura se aplicó la prueba ANOVA no paramétrica de Mann-Whitney la cual mostró una relación estadísticamente no significativa ($p = 0.413$).

10.10. Relación $g_{\max}$ -grosor

La prueba Levene mostro heterogeneidad de la relación $g_{\max}$ -grosor a 20°C ($p = 0.046$). La prueba Post hoc de Tamhane mostró la asociación estadísticamente significativa ($p < 0.008$). La prueba de homogeneidad de varianzas de Levene para la relación $g_{\max}$ -grosor a 50°C mostró la distribución homogénea ($p = 0.421$). Se aplicó prueba Post hoc de Bonferroni, la cual mostró la diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$).

La prueba de homogeneidad de varianzas de Levene para la relación $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas mostró la distribución heterogénea ($p = 0.003$). Se aplicó la prueba Post hoc de Tamhane, la cual mostró la diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$).

Prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis aplicada a la relación $g_{\max}$ -grosor en ambas temperaturas mostró la diferencia significativa ($p < 0.001$).

La relación $g_{\max}$ -grosor para los tres materiales a 20°C se observa en las Fig. 9, 10, 11.

Figura 9. Relación $g_{\max}$ -grosor para espuma a 20°C.

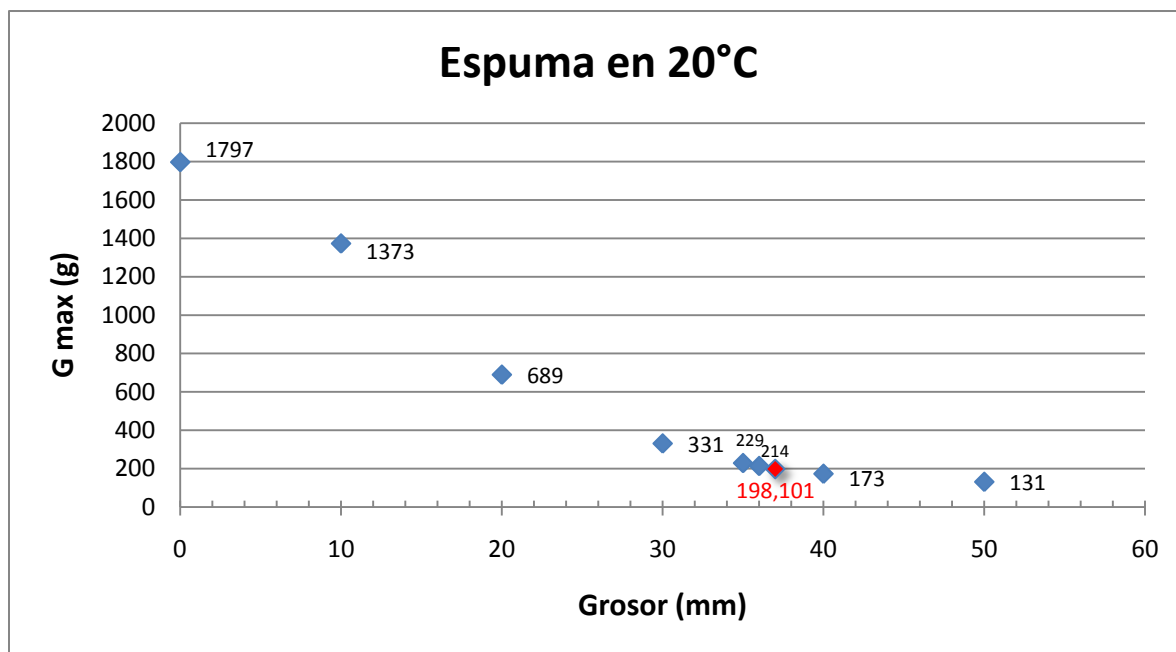


Figura 10. Relación g_{max} -grosor para aceite a 20°C.

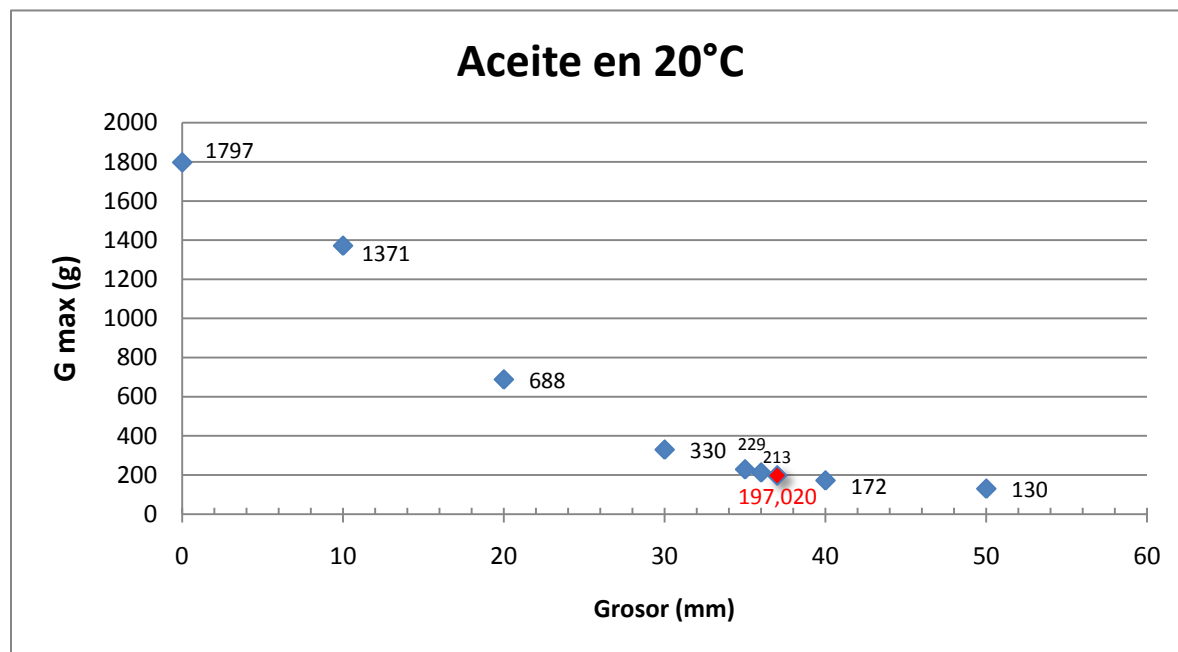
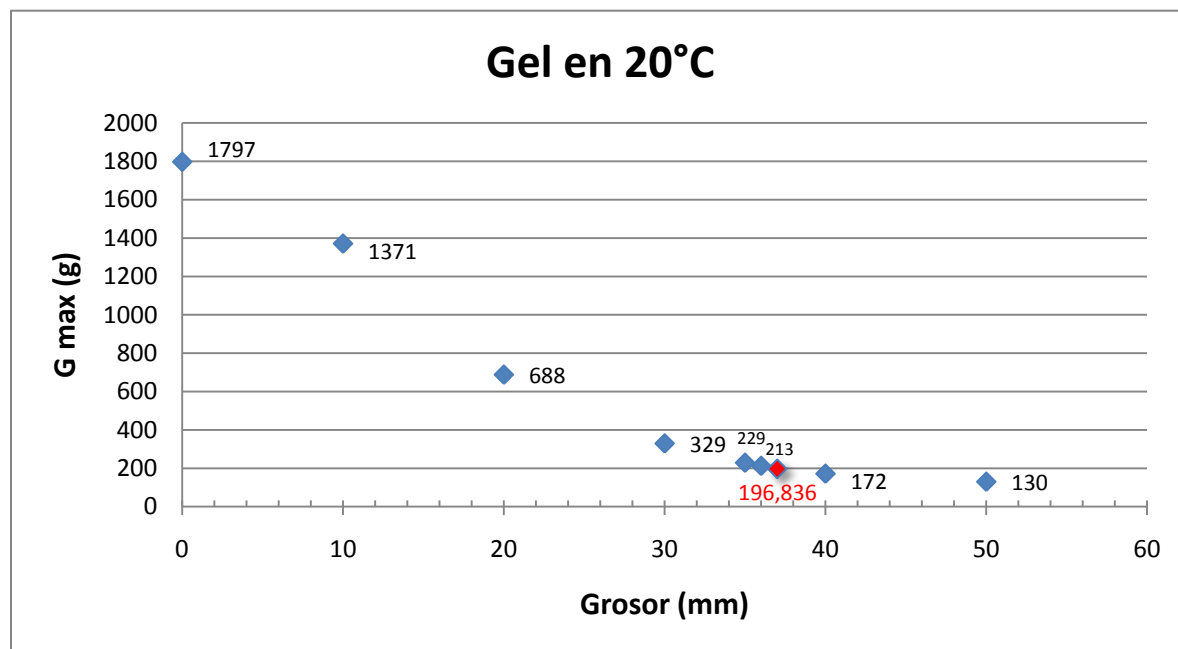


Figura 11. Relación g_{max} -grosor para gel a 20°C.



La relación $g_{\max}$ -grosor para los tres materiales a 50°C se observa en las Fig. 12, 13 y 14.

Figura 12. Relación grosor- $g_{\max}$ para espuma a 50°C.

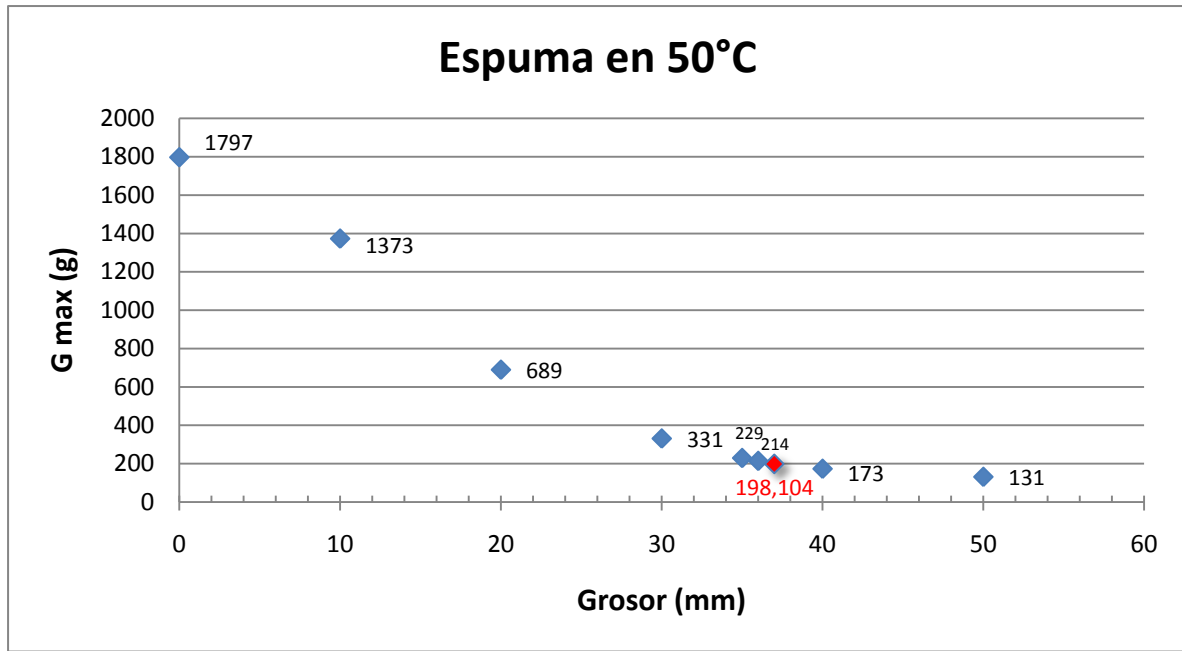


Figura 13. Relación $g_{\max}$ -grosor para aceite a 50°C.

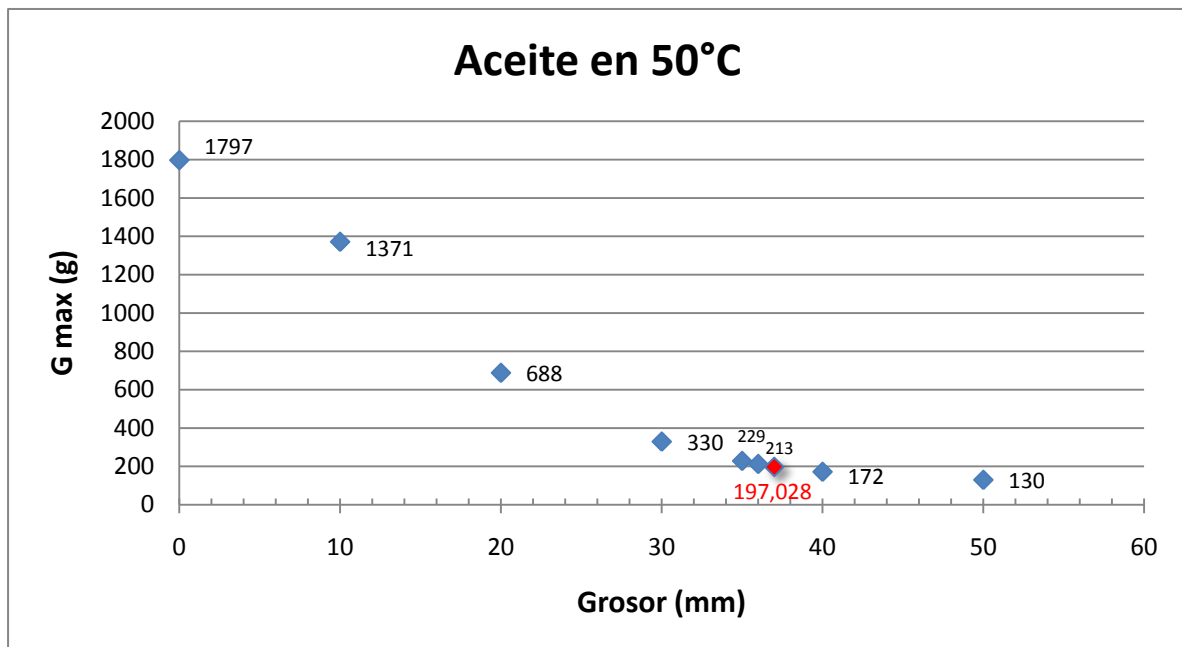
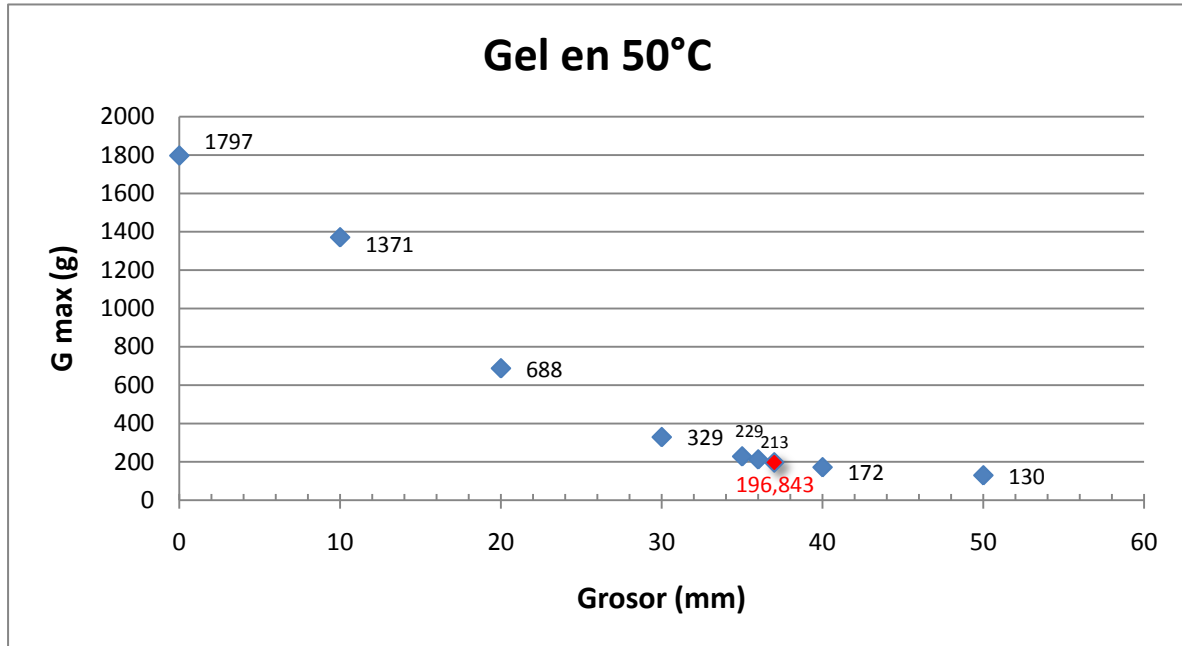


Figura 14. Relación g_{max} -grosor para gel a 50°C.



La relación de g_{max} -grosor de tres materiales en los grosores 35, 36 y 37 mm en la temperatura de 20°C se refleja en la Fig. 15 y en la temperatura de 50°C – en la Fig. 16.

Figura 15. Relación g_{max} -grosor de los tres materiales a 20°C en los grosores 35, 36 y 37 mm.

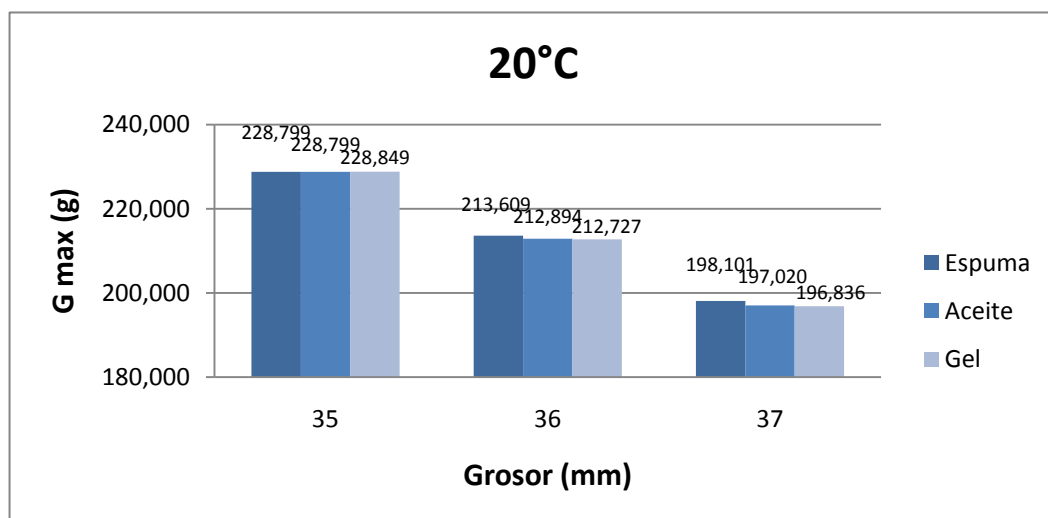
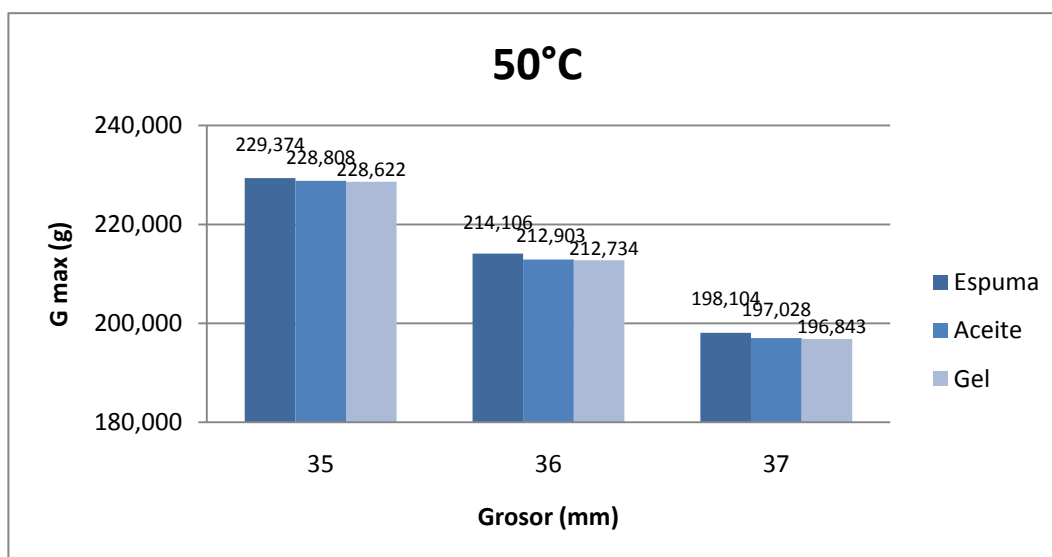


Figura 16. Relación g_{max} -grosor de los tres materiales a 50°C

en los grosores 35, 36 y 37 mm.



El grosor en el cual g_{max} alcanzó valores inferiores a 200 g fue de 37 mm para todos los tres materiales. Los valores de g_{max} en este grosor se muestran en la Tabla 12.

Tabla 12. g_{max} en el grosor de 37 mm.

Material	g_{max} (g)	
	20°C	50°C
Gel	196.8361	196.8427
Aceite	197.0201	197.0283
Espuma	198.1013	198.1039

11. Discusión

El presente estudio es el primero que determinó las propiedades del acolchado de casco de rugby con capacidad de amortiguar la carga de 50 J hasta menos de 200 g. También es el primer estudio que utilizó FEA como método de valoración de las cualidades amortiguadoras de los módulos para el casco de rugby. Hasta el momento de la búsqueda bibliográfica para este estudio, tampoco se había encontrado experimentos con otros materiales de acolchados.

El hallazgo más importante del presente estudio es encontrar el grosor del acolchado de casco, en el cual la aceleración resultante después de un impacto de 50 J es inferior a 200 g. Como se ha reportado en los estudios anteriores, para disminuir la probabilidad de la concusión, el casco sometido al impacto de 50 J debería reducir la aceleración resultante de la cabeza hasta 200 g o menos (24). A pesar de que varios estudios han buscado el “casco ideal” con estas capacidades (21,50) ninguno ha encontrado el grosor y el material del acolchado que se adecuara para este fin. Como se sabe, las lesiones de la cabeza y el cuello, entre ellas la concusión cerebral, son comunes en los deportes de colisión, y en particular en el rugby. Según Bathgate et al. (13) las lesiones de la cabeza y cuello pueden alcanzar a 28.7% de todas las lesiones del rugby. La concusión por su parte, puede ocupar hasta un 22% de todas las lesiones de rugby (19). Por el riesgo de las complicaciones, las discapacidades y las secuelas de la concusión, se ha realizado gran número de investigaciones dirigidas hacia su prevención. Para resaltar la importancia de la prevención de la concusión en el rugby cabe mencionar que el Fondo Médico del IRB tiene ubicado la concusión cerebral en el rango de investigaciones de primera prioridad (77). Teniendo en cuenta, que todavía no existen métodos efectivos para la protección de esta lesión en este deporte, el hallazgo del presente trabajo toma mayor importancia y se espera que podrá aportar a la solución de problema de la prevención de la concusión cerebral en los deportes, especialmente en el rugby.

Este grosor para los tres materiales coincidió y fue de 37 mm más 1 mm de grosor del recubrimiento de ambos lados. Ningún otro variable, el comportamiento de las cuales se estaba observando en este estudio, mostró asociación estadísticamente significativa con la $g_{\max}$ del módulo después de un impacto de 50 J. Similares hallazgos se encontraron en los experimentos de McIntosh et al (50), donde el grosor del acolchado de casco tenía una relación inversamente proporcional con la $g_{\max}$ del muñeco. Los autores también modificaban la densidad de la espuma. Sin embargo, no está clara la contribución de cada uno de estos variables en el efecto encontrado. En los estudios mencionados los autores no llegaron a experimentar con la carga de 50 J, porque suspendieron las pruebas en 27.7 J debido a que el acolchado de los cascos probados perdía las capacidades amortiguadoras. Por lo tanto, hasta el presente estudio no se conocía el grosor del acolchado que pudiera amortiguar la carga de 50 J hasta menos de 200 g.

Knouse et al. (78) compararon 20 cascos de dos diferentes tipos aprobados por IRB puesto al muñeco Hybrid III con masa de 4.8 kg que se lanzaba de una altura de 0.3 m. Después de 10 impactos repetitivos cada casco mostró una disminución de la capacidad de atenuar el impacto. Similar efecto de “memoria” de la espuma fue encontrado también por McIntosh et al. (21). El mayor $g_{\max}$ registrado en el estudio de Knouse et al. (78) fue de 115.7g. Esta magnitud de la aceleración recibida por el muñeco no es suficiente para causar la concusión. Sin embargo, los autores no reportan los valores de la energía de impacto, pero comparan la velocidad de impacto, la cual con la caída desde 0.3 m fue de 2.7 m/s, mientras que durante el juego de rugby puede alcanzar a 13.8 m/s. De este modo hay que suponer, que la altura que se usó en este estudio no generaría el impacto “concusionante”, cual varía entre 50 y 60 J (24,50-52).

Los autores, basándose en datos no publicados del IRB de 2003, también mencionan la razón por la cual el IRB introdujo el límite de 200 g para las pruebas de los cascos. Según eso, los cascos los cuales

no pudieran cumplir con este criterio harían que el jugador usara más su cabeza, que aumentaría el riesgo de las lesiones de la columna cervical.

Se desconoce la razón para introducir la altura estándar de 0.3 m para las pruebas de los cascos, tampoco se conoce el raciocinio para establecer el límite máximo de 10 mm para el grosor del acolchado de casco (35). No es ilógico pensar que estas restricciones no favorecen a la solución del problema de la prevención de la concusión.

El grosor “ideal” de 37 mm, encontrado en este estudio, es 3.7 veces mayor del reglamentario (10 mm). Por esta razón, en este momento no es prudente pensar en llevar a la vida real los hallazgos de este estudio. Además, sería más razonable comprobar este hallazgo con otros programas de FEA y luego con las pruebas reales, debido a que es aconsejable buscar nuevos métodos de simulación virtual los cuales tendrían en cuenta tales propiedades de los acolchados los cuales tienen relación con las capacidades amortiguadoras de los materiales, sobre todo de los líquidos, refiriéndose a la viscosidad, el flujo, la distribución de cargas, etc.

11.1. Validación

Cierto grado de dificultad relacionada con la validación de software con las pruebas experimentales publicadas previamente fue causado por el gran rango de las $g_{\max}$ registradas en estos estudios (21). El rango tan amplio entre las $g_{\max}$ de diferentes cascos (de 106 a 569 g para las espumas a 20°C y de 524 a 1132 g para las espumas a 50°C) podría ser ocasionado por las variedades de espumas utilizadas en los diferentes cascos examinados o imperfecciones de sistema de medición. Los valores encontrados en el presente estudio coinciden con el rango mencionado. Sin embargo, hay que tener en cuenta los hallazgos de Mills et al. (68), los cuales determinaron que el estrés de la espuma con densidad de 45 kg/m³ es 20% mayor del modelo predicho por FEA bajo el estrés similar. Eso sugiere que el estrés usando FEA debe ser 20% mayor que el estrés de la vida real.

11.2. FEA

La ventaja de usar la simulación virtual es la posibilidad de controlar de manera precisa los variables difícilmente controlables en la vida real (como son la temperatura, la humedad, la fricción, el desgaste de material, desajuste del casco, etc.). Prueba virtual elimina el efecto de memoria de la espuma, que tiene como la ventaja de poder realizar indefinida cantidad de pruebas sin que los resultados se sesguen por el efecto de memoria de la espuma. Eso puede tener su desventaja relacionada con que los hallazgos pueden no reflejar el real comportamiento de las espumas reales.

Otra ventaja de estudios usando FEA es su alta reproducibilidad, pues la detallada descripción de la metodología, como es el caso del presente trabajo, permitirá obtener los mismos resultados con un grado alto de precisión.

11.3. Aspectos técnicos

- La razón para activación-desactivación de la casilla *Material* durante la prueba, es que según el software con la activación de esta casilla se pierden las cualidades de cada material asignado anteriormente y durante el impacto se le aplican las propiedades de los grupos grandes de materiales. Para conservar las propiedades de los materiales, se debe desactivarse la casilla *Material*. En este estudio las partes metálicas (*dummy* y guía) son elaborados con cobre y acero, respectivamente. De las opciones desplegables se eligieron materiales más cercanos, Aluminum (Dry) y Steel (Dry), en cualquier orden porque según el manual del software el orden no afecta el resultado de impacto. En cuanto a los materiales de los módulos, era importante conservar las propiedades físicas de cada uno de ellos. Por lo tanto, se desactivó la casilla de materiales y así el software aplicó las propiedades de cada módulo.

Según las normas del IRB (35) la banda de tolerancia (es decir, el recubrimiento) de 1mm debe tener una densidad $< 15 \text{ kg/m}^3$. En este estudio la densidad de neopreno fue de 1292 kg/m^3 . Eso podría

afectar resultados de pruebas de validación comparándolas con los resultados de las pruebas reales. Sin embargo, el hecho que todos los materiales utilizados en este estudio tenían el mismo recubrimiento, garantiza que el comportamiento intergrupar de los rellenos no se afecte.

Se estima que para un casco de talla ‘M’ se utilizaría aproximadamente 56 módulos. El peso aproximado del casco confeccionado con los módulos de 37 mm es:

$$56 \times \text{masa de módulo}$$

Tomando los datos de propiedades físicas desde el software, la masa del casco confeccionad para cada material sería:

$$\text{Espuma: } 56 \times 10.07 \text{ gr} = 563.92 \text{ gr}$$

$$\text{Aceite: } 56 \times 37.64 \text{ gr} = 2107,84 \text{ gr}$$

$$\text{Gel: } 56 \times 42,38 \text{ gr} = 2373.28 \text{ gr}$$

De este modo, el casco de gel pesaría aproximadamente 4 veces más que el casco de espuma. Por lo tanto, a pesar de que el módulo de gel de 37 mm disminuye la aceleración por 1.265 g más que el módulo de espuma, por la facilidad de la confección, el costo y, sobre todo, el peso 4 veces menor de la espuma, se piensa que la mejor opción para el relleno será la espuma.

11.4. Costo efectividad

En el actual estudio se hicieron 53 pruebas virtuales, para los cuales se utilizaron 48 módulos. En caso de que este estudio hubiese realizado en la vida real, y teniendo en cuenta el costo de materiales, la confección de los módulos, realización de pruebas, uso de acondicionadores de temperatura, posibles daños de los módulos y transporte, se estima que el costo total del estudio podría alcanzar un rango entre \$890.000 y \$2.100.000, moneda corriente. Comparando este valor con el prácticamente único gasto para el estudio, el costo de software *SolidWorks® Premium 2010* de *Dassault Systèmes SolidWorks Corporation* (79) utilizado en el actual estudio: USD 150 = COP 285.000, tasa de cambio

para 15 de diciembre 2010: USD 1 = COP 1899.89 (80), se evidencia la ventaja del estudio virtual sobre el estudio real en términos de costo efectividad.

Desde el punto de vista temporal, la realización de todas las 53 pruebas es posible en términos de 2 a 3 h.

11.5. Limitaciones

Se considera que la presente investigación tuvo varias limitaciones, las cuales se enumeran a continuación:

- Las masas de los módulos virtuales a 50°C son menores que a 20°C debido a que la densidad de los mismos materiales se disminuye al calentarse. Sin embargo, en la vida real, junto con la disminución de la densidad hay un aumento del volumen que hace que la masa quede sin cambios. Por ende, se puede suponer que *Solidworks* al parecer no toma en cuenta el aumento de volumen al calentar la pieza de 20 a 50°C. Por eso, las pruebas a 50°C podrían presentar cierto grado de error.
- Según las instrucciones del software, durante las pruebas de complemento *Solidworks Motion* el software no va a detectar la falla (ruptura) de un material. Debido a eso, es posible que los valores elevados de aceleración en pruebas iniciales se debía no a la baja capacidad amortiguadora del módulo, sino a la falla de la estructura de recubrimiento (neopreno de 1mm).
- Puesto que los líquidos prácticamente no se comprimen, los amortiguadores industriales se basan no en la capacidad de líquidos para comprimirse, sino en la capacidad de desplazarse de un recipiente a otro, que a su vez está determinado por la viscosidad del líquido. Sin embargo, durante las pruebas de impacto *Solidworks Motion* no toma en cuenta la viscosidad del material. Eso podría afectar la veracidad de los resultados, sobre todo en las pruebas con los líquidos. Por lo general, *Solidworks* se ha utilizado en materiales sólidos. Con la búsqueda bibliográfica no se encontraron los estudios que

utilizaban *Solidworks* en líquidos. Aunque, el software tiene una amplia gama de posibilidades para los líquidos, como por ejemplo, *Solidworks Flowworks*, *Solidworks Simulation*, etc. A pesar de que el complemento *Solidworks Motion* se utiliza para las pruebas de impacto, al parecer no es la más adecuada para los estudios con los líquidos.

- Algunos parámetros para ciertos materiales y/o condiciones, requeridos por el software, son difíciles de obtener. Aunque, estos parámetros (por ejemplo, la conductividad térmica) no se utiliza directamente para los cálculos de impacto. Sin embargo, para otro tipo de estudio podría convertirse en un obstáculo.

- A pesar de que en las pruebas reales se trata que la fricción sea mínima, nunca llega a ser nula. Durante las pruebas virtuales se indicaba no tomar en cuenta la fricción. Por lo tanto, la fricción podría alterar levemente los resultados.

- Las mediciones de la espuma a 50°C podría llevar a unos datos equivocados debido al pequeño tamaño del módulo y a que la espuma fue extraído de un casco usado que podría no comportarse igual que una espuma nueva. Por otro lado, las mediciones realizadas en condiciones caseras no son las más apropiadas para obtener datos exactos. Lo mismo puede decirse sobre las mediciones de la densidad de gel realizadas en el presente estudio.

11.6. Futuras investigaciones

Los hallazgos de la presente investigación generan las siguientes ideas para los futuros estudios:

- Usar otro software de FEA con capacidades de determinar las dinámicas de los líquidos, como son sus movimientos de un recipiente a otro influenciado por la viscosidad del líquido, dispersión y distribución de la carga, etc.

- Usar diferentes estructuras del módulo, como por ejemplo, varios pisos dentro de un módulo, diferentes formas del módulo, divisiones dentro del módulo para el movimiento de líquido, módulos con comunicación entre las celdas, etc.
- Usar otros criterios aparte de la $g_{\max}$ (como por ejemplo, los Criterios de Lesión de Cabeza (21) o el Índice de Severidad de Gadd (78)), para determinar el potencial del acolchado para reducir la probabilidad de aparición de la concusión cerebral.
- Realizar pruebas reales de laboratorio usando módulos con las propiedades encontrados en este estudio que son suficientes para la amortiguación de la carga de 50 J.
- En caso de hallar los resultados similares con el presente estudio, realizar pruebas de validación en campo.
- Probar la efectividad del módulo en otros deportes de contacto.

12. Conclusiones

- El grosor mínimo de acolchado para reducir la aceleración máxima transmitida al dummy después de un impacto de 50 J es de 37 mm para los tres materiales utilizados en este estudio.
- El material del módulo, su densidad o la temperatura no tienen una asociación estadísticamente significativa con la $g_{\max}$.
- El grosor del acolchado de casco es el principal determinante de la capacidad amortiguadora del mismo.
- FEA es una herramienta válida, costo efectiva y ahorradora de tiempo, para las pruebas en el área de prevención de lesiones.
- En caso de pensar realizar el casco en la vida real la mejor opción sería casco de espuma de 37 mm, puesto que el peso de casco de gel puede superar cuatro veces el peso de la espuma, además la facilidad comparativa de confección probablemente se reflejaría en el menor costo del producto.
- Debido a que hasta el momento no se conocían las propiedades del casco con capacidad de proteger de la concusión, el principal hallazgo de la presente investigación, es decir, la determinación del grosor de relleno de casco con capacidades de reducir $g_{\max}$ hasta menos de 200 g, en caso de que se valide en las condiciones reales, se convertiría en un paso importante en la solución del problema de la prevención de la concusión en el rugby.

13. Referencias bibliográficas

1. International Rugby Board. Documento del Juego de Rugby. URL: www.irb.com/lawregulations/laws/index.html (Accedido el 15 de mayo de 2009).
2. International Rugby Board. Unions. URL: www.irb.com/unions/union=11000049/index.html. (Accedido el 25 de enero de 2011).
3. Confederación Suramericana de Rugby. URL: www.consur.org. (Accedido el 15 de enero de 2010).
4. International Rugby Board. World Rankings. URL: www.irb.com/rankings/archive/date=2010-01-18/histranking.html (Accedido el 15 de enero de 2010).
5. Quarrie KL, Alsop JC, Waller AE, Bird YN, Marshall SW, and Chalmers DJ. The New Zealand rugby injury and performance project. VI. A prospective cohort study of risk factors for injury in rugby union football. *Br J Sports Med* 2001;35:157-166.
6. Cantu RC, and Mueller FO. Brain injury-related fatalities in American football, 1945–1999. *Neurosurgery* 52:846–853, 2003.
7. NIH consensus development panel on rehabilitation of persons with traumatic brain injury. Rehabilitation of persons with traumatic brain injury. *JAMA* 1999;282:974–983.
8. Goodman D, Gaetz M, and Meichenbaum D. Concussions in hockey: there is cause for concern. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(12):2004–2009.
9. Marchie A, and Cusimano MD. Bodychecking and concussions in ice hockey: Should our youth pay the price? *CMAJ* 2003; 169 (2):124-128.
10. Schulz MR, Marshall SW, Mueller FO, Yang J, Weaver NL, Kalsbeek WD, and Bowling JM. Incidence and Risk Factors for Concussion in High School Athletes, North Carolina, 1996–1999. *Am J Epidemiol* 2004;160:937–944.

11. Braham RA, Finch CF, McIntosh A, and P McCrory. Community football players' attitudes towards protective equipment—a pre-season measure. *Br J Sports Med* 2004;38:426-430.
12. Garraway WM, Lee AJ, Hutton SJ, Russell EBAW, and Macleod DAD. Impact of professionalism on injuries in rugby union. *Br J Sports Med* 2000;34:348–351.
13. Bathgate A, Best JP, Craig G, Jamieson M, and Wiley JP. A prospective study of injuries to elite Australian rugby union players. *Br J Sports Med* 2002;36(4):265–9.
14. Bird YN, Waller AE, Marshall SW, Alsop JC, Chalmers DJ, and Gerrard DF. The New Zealand Rugby Injury and Performance Project: V. Epidemiology of a season of rugby injury. *Br J Sports Med* 1998;32(4):319–25.
15. Brooks JHM, Fuller CW, Kemp SPT, and Reddin DB. Epidemiology of injuries in English professional rugby union: Part 1. Match injuries. *Br J Sports Med* 2005;39(10):757–66.
16. Sparks JP. Half a million hours of rugby football. The injuries. *Br J Sports Med* 1981;15(1):30-2.
17. Targett SG. Injuries in professional rugby union. *Clin J Sport Med* 1998;8(4):280–285.
18. Marshall SW, Waller AE, Dick RW, Pugh CB, Loomis DP, and Chalmers DJ. An ecologic study of protective equipment and injury in two contact sports. *Int J Epidemiol* 2002;31(3):587–92.
19. Marshall SW, and Spencer RJ. Concussion in Rugby: The Hidden Epidemic. *J Athl Train* 2001;36(3):334–338.
20. McIntosh AS, McCrory P, Finch CF, Best JP, Chalmers DJ, and Wolfe R. Does Padded Headgear Prevent Head Injury in Rugby Union Football? *Med Sci Sports Exerc* 2009;41(2):306–313.
21. McIntosh AS, and McCrory P. Impact energy attenuation performance of football headgear. *Br J Sports Med* 2000;34:337–341.
22. Bottini E, Poggi EJT, Luzuriaga F, and Secin FP. Incidence and nature of the most common rugby injuries sustained in Argentina (1991–1997). *Br J Sports Med* 2000;34:94-97.

23. McCrory P, Meeuwisse W, Johnston K, Dvorak J, Aubry M, Molloy M, and Cantu R. Consensus Statement on Concussion in Sport: the 3rd International Conference on Concussion in Sport held in Zurich, November 2008. *Br J Sports Med* 2009;43:i76-i84.
24. McIntosh A, McCrory P, and Comerford J. The dynamics of concussive head impacts in rugby and Australian rules football. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(12):1980–1984.
25. Guskiewicz KM, Bruce SL, Cantu RC, Ferrara MS, Kelly JP, McCrea M, et al. National Athletic Trainers' Association position statement: management of sport-related concussion. *J Athl Train* 2004;39:280–97.
26. Herring S, Bergfeld J, Boland A, Boyajian-O'Neill L, Cantu R, Hershman E, et al. Concussion (mild traumatic brain injury) and the team physician: a consensus statement. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:395–9.
27. Kelly JP, and Rosenberg JH. The development of guidelines for the management of concussion in sports. *J Head Trauma Rehabil* 1998;13:53–65.
28. Pellman EJ, Viano DC, Casson IR, Arfken C, and Feuer H.. Concussion in professional football: players returning to the same game—part 7. *Neurosurgery* 2005;56:79–92.
29. Guskiewicz KM, McCrea M, Marshall SW, Cantu RC, Randolph C, Barr W et al. Cumulative effects associated with recurrent concussion in collegiate football players. *JAMA* 2003;290:2549–55.
30. Lovell M, Collins M, and Bradley J. Return to play following sports-related concussion. *Clin Sports Med* 2004;23:421–41.
31. Collins M, Field M, Lovell M, Grant Iverson G, Johnston KM, Maroon J et al. Relationship between postconcussion headache and neuropsychological test performance in high school athletes. *Am J Sports Med* 2003;31:168–73.
32. Collins M, Grindel S, Lovell M, Dede DE, Moser DJ, Phalin BR et al. Relationship between concussion and neuropsychological performance in college football players. *JAMA* 1999;282:964–70.

33. McCrea M, Guskiewicz KM, Marshall SW, Barr W, Randolph C, Cantu RC et al. Acute effects and recovery time following concussion in collegiate football players. JAMA 2003;290:2556–63.
34. McCrea M, Hammeke T, Olsen G, Leo P, and Guskiewicz K. Unreported concussion in high school football players: implications for prevention. Clin J Sport Med 2004;14:13–7.
35. International Rugby Board. Regulaciones relativas al juego. URL: www.irb.com/lawregulations/regulations/index.html (Accedido el 15 de mayo de 2009).
36. McCrory PR, and Berkovic SF. Second impact syndrome. Neurology 1998;50:677-683.
37. Marshall SW, Loomis DP, Waller AE, Chalmers DJ, Bird YN, Quarrie KL, et al. Evaluation of protective equipment for prevention of injuries in rugby union. Int J Epidemiol 2005;34:113–118.
38. Biasca N, Wirth S, and Tegner Y. The avoidability of head and neck injuries in ice hockey: an historical review. Br J Sports Med 2002;36:410-427.
39. Jones SJ, Lyons RA, Evans R, Newcombe RG, Nash P, McCabe M, et al. Effectiveness of rugby headgear in preventing soft tissue injuries to the head: a case-control and video cohort study. Br J Sports Med. 2004;38(2):159–62.
40. McIntosh AS, and McCrory P. Effectiveness of headgear in a pilot study of under 15 rugby union football. Br J Sports Med 2001;35:167-169.
41. Withnall C, Shewchenko N, Wonnacott M, Dvorak J, and Delaney JS. Effectiveness of headgear in football. Br J Sports Med 2005;39:40-48.
42. Gerrard DF, Waller AE, and Bird YN. The New Zealand rugby injury and performance project: II. Previous injury experience of a rugby playing cohort. Br J Sports Med 1994;28:229–33.
43. Marshall SW, Waller AE, Loomis DP, Feehan M, Chalmers DJ, Bird YN, et al. Use of protective equipment in a cohort of rugby players. Med Sci Sports Exerc 2001;33(12):2131–2138.
44. Pettersen J.A. Does rugby headgear prevent concussion? Attitudes of Canadian players and coaches. Br J Sports Med 2002;36:19-22.

45. Hagel B, and Meeuwisse W. Risk compensation: a “side effect” of sport injury prevention? Clin J Sport Med 2004;14(4):193–7.
46. Quarrie K L, Gianotti SM, Chalmers DJ, Hopkins WG. An evaluation of mouthguard requirements and dental injuries in New Zealand rugby union. Br J Sports Med 2005;39:650-651.
47. McIntosh AS, and McCrory P. Preventing head and neck injury. Br J Sports Med 2005;39:314-318.
48. Finch CF, McIntosh AS, and McCrory P.M. What do under 15 year old schoolboy rugby union players think about protective headgear? Br J Sports Med 2001;35:89-94.
49. New Zealand Guidelines Group for ACC. Traumatic Brain Injury: Diagnosis, Acute Management and Rehabilitation. July 2006.
50. McIntosh AS, McCrory P, and Finch CF. Performance enhanced headgear: a scientific approach to the development of protective headgear. Br J Sports Med 2004;38:46-49.
51. McIntosh AS, and Dowdell B. A field and laboratory study of the performance of pedal cycle helmets in real accidents, Proceedings of 1992 International Conference on the Biomechanics of Impacts, Sept. 9–11, Verona, Italy, 1992, pp. 51–60.
52. McIntosh AS, Kalliers D, Mattern R, and Miltner E. Head and neck injury resulting from low velocity direct head impact, Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference, November 7–8, San Antonio, TX: SAE Publications, 1993, pp. 43–58.
53. SolidWorks. URL: www.solidworks.com (accedido el 10 de febrero de 2010).
54. SolidWorks. URL: www.solidworkssouthamerica.com/site/choose/why.html (Accedido el 11 de julio de 2010).
55. Viano DC, Casson IR, Pellman EJ, Bir CA, Zhang L, Sherman DC et al. Concussion in professional football: comparison with boxing head impacts—part 10. Neurosurgery. 2005 Dec;57(6):1154-72; discussion 1154-72.

56. Viano DC, Casson IR, Pellman EJ, Zhang L, King AI, and Yang KH, et al. Concussion in professional football: brain responses by finite element analysis: part 9. *Neurosurgery* 2005 Nov;57(5):891-916; discussion 891-916.
57. Kleiven S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions. *Stapp Car Crash J* 2007 Oct;51:81-114.
58. Duma SM, and Rowson S. Every Newton Hertz: a macro to micro approach to investigating brain injury. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009;2009:1123-6.
59. Rigby P, and Chan P. Evaluation of the biofidelity of FMVSS No. 218 injury criteria. *Traffic Inj Prev* 2009;Apr;10(2):170-7.
60. Yosibash Z, Trabelsi N, and Milgrom C. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *J Biomechanics* 2007;40: 3688–3699.
61. Moore S. David T, Chase JG, Arnold J, and Fink J. 3D models of blood flow in the cerebral vasculature. *J Biomechanics* 2006;39: 1454–1463.
62. Tak-Man Cheung J. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *J Biomechanics* 2005;38:1045–1054.
63. Blankevoort L, and Huiskes R. Validation of a three-dimensional model of the knee. *J Biomechanics* 1996;29(7):955–961.
64. Beillas P, Papaioannou G, Tashman S, and Yang KH. A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *J Biomechanics* 2004;37:1019–1030.
65. Beillas P, Lavaste F, Nicoloupoulos D, Kayventash K, Yang KH, and Robin S. Foot and ankle finite element modeling using CT-scan data. 43rd Stapp Car Crash Conference Proceedings, SAE 99SC11, 1999;171–184.

66. Beillas P, Begeman PC, Yang KH, King AI, Arnoux P-J, Kang H-S, et al. Lower limb: advanced FE model and new experimental data. *Stapp Car Crash J* 2001;45:469–494.
67. Schileo E, Taddei F, Malandrino A, Cristofolini L, and Viceconti M. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *J Biomechanics* 2007;40:2982–2989.
68. Mills NJ, Stämpfli R, Marone F, and Brühwiler PA. Finite element micromechanics model of impact compression of closed-cell polymer foams. *International Journal of Solids and Structures*, 2009;46:677-697.
69. Wilson BD. Protective headgear in rugby union. *Sports Med* 1998;25:333–7.
70. Barbic D, Pater J, and Brison RJ. Comparison of Mouth Guard Designs and Concussion Prevention in Contact Sports. A Multicenter Randomized Controlled Trial. *Clin J Sport Med* 2005;15:294–298.
71. Hirsch A, and Ommaya A. Protection from brain injury: the relative significance of translational and rotational motions of the head after impact. *Proceedings of the 14th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, 1970:144–151.
72. A Server of the National Library of Medicine and the National Institutes of Health. URL: www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh?term=Football (Accedido el 04 de julio de 2010).
73. German G, and Bertola V. The free-fall of viscoplastic drops. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2010;165:825-828.
74. Motul. Fluid Force. URL: www.motul.fr/uk/index.html (Accedido el 10 de octubre de 2010).
75. Motul Shock Oil. URL: [www.motorspot.com/Shock Oil Factory Line 8127 %28GB%29.pdf](http://www.motorspot.com/Shock_Oil_Factory_Line_8127_%28GB%29.pdf) (Accedido el 10 de octubre de 2010)
76. Cameron. Raising Performance. Together URL: www.jiskoot.com/Calculations/Density_VCF/index.html (Accedido el 09 de octubre de 2010).

77. International Rugby Board. Medical Funding. URL: www.irb.com/aboutirb/medfunding/index.html (Accedido el 25 de enero de 2011).
78. Knouse GL, Gould TE, Caswell SV, and Deivert RG. Efficacy of Rugby Headgear in Attenuating Repetitive Linear Impact Forces. J Athl Train 2003;38(4):330–335.
79. Solidworks Student Store. URL: <http://storefront.dsgraphics.com/studentstore/default.php> (Accedido el 15 de diciembre de 2010).
80. El Tiempo. URL: www.eltiempo.com (Accedido el 15 de diciembre de 2010).

* * *