



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA



INGENIERÍA DE LA SALUD  
Mención en Ingeniería Biomédica

DISEÑO DE UN CASCO INTELIGENTE PARA LA  
PREVENCIÓN DE LESIONES CEREBRALES EN  
DEPORTES DE COMBATE

DESIGN OF A SMART HEADGEAR FOR THE  
PREVENTION OF BRAIN INJURIES IN COMBAT  
SPORTS

Realizado por  
Miguel Pancorbo Maeso

Tutorizado por  
Antonio Jesús Bandera Rubio  
Camilo Andrés Ruiz Beltrán

Departamento  
Tecnología Electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, febrero 2026





UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA  
GRADUADA EN INGENIERÍA DE LA SALUD  
MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**DISEÑO DE UN CASCO INTELIGENTE PARA LA  
PREVENCIÓN DE LESIONES CEREBRALES EN  
DEPORTES DE COMBATE**

**DESIGN OF A SMART HEADGEAR FOR THE  
PREVENTION OF BRAIN INJURIES IN COMBAT  
SPORTS**

Realizado por  
**Miguel Pancorbo Maeso**

Tutorizado por  
**Antonio Jesús Bandera Rubio**  
**Camilo Andrés Ruiz Beltrán**

Departamento  
**Tecnología electrónica**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA  
MÁLAGA, FEBRERO DE 2026

Fecha defensa: febrero de 2026



# Agradecimientos

Este trabajo no habría sido posible sin el apoyo de muchas personas que me han acompañado en los últimos años.

En primer lugar, quiero agradecer a mi familia por su respaldo constante y por la confianza depositada en mí. Su apoyo firme y su ayuda han sido fundamentales para poder llegar hasta aquí.

A mis amigos, por hacer el camino mucho más llevadero, por el apoyo constante y por haber convertido estos años en una experiencia de la que me llevo mucho más que conocimientos académicos.

Quiero agradecer de manera especial a mi compañero Moisés, por su ayuda en la fase de prototipado e impresión 3D del encapsulado y por su disposición a colaborar siempre que fue necesario.

A mi abuelo, ingeniero y referente personal, por su criterio técnico, por su ejemplo y por el tiempo dedicado a asesorarme y colaborar en los ajustes manuales del encapsulado. Su forma de entender la ingeniería sigue siendo un referente para mí.

Agradezco también a Pablo “El Bigote” Valverde por facilitarme el acceso a su gimnasio y permitirme realizar las pruebas experimentales en un entorno real de entrenamiento, haciendo posible la validación práctica del sistema desarrollado.

Finalmente, quiero mencionar a José Luis Rosúa, quien me inculcó desde joven el respeto y la pasión por las artes marciales, una de las bases sobre las que se ha construido este proyecto.

A todos ellos, gracias por formar parte de este proceso.

# Abstract

This Bachelor's Thesis presents the design, implementation, and experimental validation of a smart helmet prototype intended for monitoring head impacts in combat sports. The project is motivated by the growing concern regarding traumatic brain injuries associated with repetitive head impacts and the need for technological tools capable of objectively quantifying exposure to biomechanical risk.

The developed system integrates a portable embedded platform with Bluetooth Low Energy (BLE) connectivity and a six-degree-of-freedom inertial measurement unit (IMU) capable of recording linear acceleration and angular velocity. Through an event-based software architecture, the device detects impact events, estimates peak rotational acceleration, and classifies each event into biomechanical severity ranges derived from values reported in the scientific literature.

The prototype was integrated into protective headgear using a custom-designed 3D-printed enclosure and evaluated during real training sessions with multiple athletes. Experimental results show consistent impact detection under adequate mechanical fixation conditions and highlight the critical role of sensor-helmet coupling in ensuring measurement reliability.

The proposed system is not intended as a clinical diagnostic tool but as a preventive monitoring solution aimed at supporting informed management of cumulative head impact exposure in combat sports.

**Keywords:** traumatic brain injury, rotational acceleration, head impact monitoring, wearable devices, embedded systems.



# Resumen

Este Trabajo de Fin de Grado aborda el diseño, implementación y validación experimental de un prototipo de casco inteligente orientado a la monitorización de impactos craneales en deportes de combate. La motivación del proyecto se fundamenta en la creciente preocupación por las lesiones cerebrales traumáticas asociadas a impactos repetidos en la cabeza y en la necesidad de herramientas tecnológicas que permitan cuantificar objetivamente la exposición al riesgo.

El sistema desarrollado integra una plataforma embebida portable con comunicación Bluetooth Low Energy (BLE) y una unidad de medición inercial (IMU) capaz de registrar aceleraciones lineales y velocidades angulares. Mediante una arquitectura software basada en adquisición por eventos, el dispositivo detecta impactos, estima la aceleración rotacional máxima y clasifica cada evento en rangos de severidad biomecánica definidos a partir de la literatura científica.

El prototipo se integró en un casco de protección mediante un encapsulado diseñado en CAD e impreso en 3D, y fue evaluado en sesiones reales de entrenamiento con varios deportistas. Los resultados muestran una detección consistente bajo condiciones adecuadas de fijación mecánica y evidencian la importancia del acoplamiento sensor-casco para garantizar la fiabilidad de la medida.

El sistema no constituye una herramienta diagnóstica clínica, sino una solución orientada a la monitorización preventiva y a la gestión prudente de la exposición acumulada a impactos craneales en el ámbito deportivo.

**Palabras clave:** lesión cerebral traumática, aceleración rotacional, monitorización de impactos craneales, dispositivos wearables, sistemas embebidos.

# Índice

<b>1. Introducción</b>	<b>13</b>
1.1. Motivación . . . . .	13
1.2. Objetivos . . . . .	14
1.3. Estructura del documento . . . . .	14
1.4. Tecnologías usadas . . . . .	16
<b>2. Biomecánica y fisiopatología de las lesiones cerebrales en deportes de combate</b>	<b>17</b>
2.1. Anatomía y estructuras cerebrales relevantes . . . . .	18
2.2. Lesiones cerebrales traumáticas y daño acumulativo . . . . .	20
2.3. Mecanismos biomecánicos de la lesión cerebral . . . . .	23
2.4. Lesiones cerebrales en deportes de combate . . . . .	24
2.5. Relación entre la cinemática del impacto y el riesgo de lesión . . . . .	26
<b>3. Diseño e implementación</b>	<b>29</b>
3.1. Instrumentación de impactos craneales en deportes de contacto . . . . .	29
3.1.1. Sistemas integrados en casco . . . . .	29
3.1.2. Sensores adhesivos o parches cutáneos . . . . .	30
3.1.3. Protectores bucales instrumentados . . . . .	31
3.1.4. Parámetros operativos y configuración de adquisición . . . . .	31
3.1.5. Limitaciones comunes identificadas . . . . .	32
3.2. Objetivo del diseño y requisitos . . . . .	33
3.2.1. Requisitos funcionales . . . . .	33
3.2.2. Requisitos no funcionales . . . . .	35
3.3. Selección de componentes . . . . .	35
3.3.1. Microcontrolador y plataforma de procesamiento . . . . .	36
3.3.2. Unidad de Medición Inercial . . . . .	38
3.3.3. La placa Tiny-BLE de Seeed Studio . . . . .	39
3.3.4. Alimentación . . . . .	40

3.4.	Descripción del diseño software . . . . .	41
3.4.1.	Objetivos del firmware y trazabilidad con requisitos . . . . .	41
3.4.2.	Arquitectura general y máquina de estados . . . . .	42
3.4.3.	Adquisición IMU y temporización . . . . .	42
3.4.4.	Detección de evento de impacto . . . . .	43
3.4.5.	Procesado por evento y extracción de métricas . . . . .	44
3.4.6.	Clasificación biomecánica del impacto . . . . .	45
3.4.7.	Modelo de sesión y exposición acumulativa . . . . .	47
3.4.8.	Comunicación BLE y protocolo de mensajes . . . . .	48
3.4.9.	Gestión de memoria, robustez y consumo . . . . .	49
3.4.10.	Verificación interna del firmware . . . . .	51
3.5.	Encapsulado . . . . .	52
3.5.1.	Requisitos mecánicos y condicionantes . . . . .	53
3.5.2.	Toma de medidas y diseño CAD . . . . .	53
3.5.3.	Fabricación mediante impresión 3D e iteraciones . . . . .	54
3.5.4.	Control de holguras internas y fijación al casco . . . . .	55
3.5.5.	Montaje final . . . . .	56
<b>4.</b>	<b>Resultados</b>	<b>57</b>
4.1.	Diseño de las pruebas experimentales . . . . .	57
4.2.	Resultados por asalto . . . . .	58
4.3.	Análisis global . . . . .	60
4.3.1.	Coherencia biomecánica . . . . .	60
4.3.2.	Importancia de la fijación . . . . .	60
4.3.3.	Latencia y comunicación BLE . . . . .	61
4.4.	Limitaciones . . . . .	61
4.5.	Conclusión y verificación de la validación experimental . . . . .	61
<b>5.</b>	<b>Conclusiones y Líneas Futuras</b>	<b>63</b>
5.1.	Conclusiones . . . . .	63
5.2.	Líneas Futuras . . . . .	64

<b>Apéndice A. Planos del encapsulado</b>	<b>71</b>
<b>Apéndice B. Manual de usuario</b>	<b>73</b>



# Índice de figuras

1.	Capas meníngeas del encéfalo: duramadre, aracnoides y piamadre. Fuente: [3].	18
2.	Sustancia gris y sustancia blanca en un encéfalo humano. Fuente: [3].	19
3.	Estructura general de una neurona, incluyendo soma, dendritas, axón y vaina de mielina. Fuente: [3].	20
4.	Esquema de la cascada fisiopatológica tras una lesión cerebral inducida por movimiento rotacional, Fuente: [4].	21
5.	Estadios neuropatológicos de la encefalopatía traumática crónica (CTE) Fuente: [1].	22
6.	Porcentaje de resultados de combate según categoría de peso y sexo, Fuente: [8].	25
7.	Sistema Head Impact Telemetry System (HITS) integrado en casco de fútbol americano. Fuente: [9].	30
8.	Dispositivos instrumentados evaluados en boxeo: parche cutáneo CSx y protector bucal instrumentado, junto con ejemplos de colocación en región mastoidea y casco. Fuente: [13].	32
9.	Componentes electrónicos principales del prototipo	41
10.	Modelo CAD del encapsulado diseñado para la integración del sistema electrónico, mostrando la carcasa superior y la base de fijación.	54
11.	Proceso de ajuste manual del encapsulado mediante herramienta rotativa	55
12.	Dispositivo integrado en el casco, mostrando la fijación mediante sistema de velcro estructural.	56
13.	Proceso de instalación del dispositivo en casco de entrenamiento previo a una sesión de <i>sparring</i> , durante la fase de validación experimental.	57
14.	Detección de impacto durante entrenamiento (izquierda) y notificación generada en tiempo real mediante comunicación Bluetooth Low Energy (BLE) en el dispositivo receptor (derecha).	62



# 1

# Introducción

## 1.1. Motivación

En los últimos años, los deportes de combate han experimentado un notable incremento en su popularidad, lo que ha conllevado un aumento en el número de practicantes y, en consecuencia, en la exposición de la población a impactos repetidos en la cabeza. Este contexto convierte a las lesiones cerebrales traumáticas en un problema de creciente relevancia dentro del ámbito deportivo y sanitario.

Paralelamente, este aumento de popularidad ha ido acompañado de un mayor interés por parte de organizaciones, federaciones y deportistas en promover una práctica más segura y sostenible en el tiempo, con el objetivo de preservar la salud neurológica y la longevidad deportiva. Sin embargo, las medidas de protección tradicionales presentan limitaciones a la hora de evaluar de forma objetiva el riesgo asociado a los impactos sufridos durante la práctica.

En este contexto, la ingeniería biomédica ofrece un marco adecuado para el desarrollo de soluciones que integren el conocimiento biomecánico con tecnologías de monitorización. La incorporación de sensores inerciales en elementos de protección wearable, como cascos o protecciones craneales, permite registrar parámetros cinemáticos relevantes y favorecer estrategias de prevención pasiva basadas en el conocimiento objetivo de la práctica y de los riesgos asociados.

Este Trabajo de Fin de Grado se motiva, por tanto, en la necesidad de contribuir al desarrollo de herramientas tecnológicas que permitan una práctica más informada y responsable de los deportes de combate, abordando un problema real de salud desde una perspectiva interdisciplinar que combine biomecánica, electrónica y sistemas embebidos.

## **1.2. Objetivos**

El objetivo general de este trabajo es el diseño y desarrollo de un prototipo de casco inteligente orientado a la monitorización de impactos craneales en deportes de combate, mediante la adquisición y análisis de parámetros cinemáticos asociados al riesgo de lesiones cerebrales traumáticas.

Para cumplir este objetivo se deberá conseguir:

- Analizar los fundamentos biomecánicos y fisiopatológicos de las lesiones cerebrales traumáticas, con especial atención al papel de las aceleraciones lineales y rotacionales.
- Seleccionar e integrar sensores inerciales adecuados para la medición de aceleraciones y velocidades angulares durante impactos en la cabeza.
- Diseñar e implementar el firmware encargado de la adquisición, filtrado y procesado de los datos procedentes de los sensores inerciales.
- Desarrollar algoritmos que permitan la detección de eventos de impacto y la obtención de información relevante y recomendaciones en función de la severidad estimada del impacto.
- Implementar un sistema de comunicación inalámbrica de baja energía (BLE) para la transmisión de la información procesada y las recomendaciones generadas a un dispositivo externo.
- Integrar la electrónica en un elemento de protección wearable, teniendo en cuenta criterios de ergonomía, usabilidad y viabilidad práctica.
- Realizar pruebas iniciales de funcionamiento y validación del prototipo en condiciones controladas.

## **1.3. Estructura del documento**

El presente proyecto se estructura en cinco capítulos principales, cuyo contenido se describe a continuación.

- En el Capítulo 1, Introducción, se expone la motivación personal y académica que ha dado lugar a la realización de este Trabajo de Fin de Grado. Asimismo, se presentan los objetivos planteados, el alcance del proyecto y las tecnologías empleadas durante su desarrollo, proporcionando una visión general del trabajo realizado.
- El Capítulo 2, Biomecánica y fisiopatología de las lesiones cerebrales en deportes de combate, aborda los fundamentos biológicos y biomecánicos necesarios para comprender el problema objeto de estudio. En este capítulo se describen las estructuras cerebrales relevantes, los principales tipos de lesiones cerebrales traumáticas y los mecanismos biomecánicos asociados al daño cerebral, con especial atención a la influencia de las aceleraciones lineales y rotacionales. Finalmente, se analiza la relación entre la cinemática del impacto y el riesgo de lesión en el contexto de los deportes de combate.
- En el Capítulo 3, Diseño e implementación, se detalla el desarrollo del sistema propuesto. En primer lugar, se definen los objetivos de diseño y los requisitos del sistema. A continuación, se justifica la selección de los principales componentes hardware utilizados, incluyendo la unidad de medición inercial, la plataforma de procesamiento y el sistema de alimentación. Posteriormente, se describe en profundidad el diseño del software, prestando especial atención al desarrollo del firmware encargado de la adquisición, filtrado y procesamiento de los datos, así como a la generación de información relevante y su transmisión mediante comunicación inalámbrica de baja energía (BLE).
- El Capítulo 4, Resultados, presenta los resultados obtenidos tras la implementación del prototipo. En este capítulo se muestran y analizan las pruebas realizadas para verificar el correcto funcionamiento del sistema, así como la información generada a partir del procesamiento de los datos cinemáticos en condiciones controladas.
- Por último, el Capítulo 5, Conclusiones y líneas futuras, recoge las conclusiones extraídas a partir del trabajo desarrollado y se proponen posibles líneas de mejora y ampliación del sistema, orientadas a futuras investigaciones o desarrollos.

## 1.4. Tecnologías usadas

A lo largo de este trabajo se han empleado diversas tecnologías hardware y software para el desarrollo del prototipo propuesto. A continuación, se enumeran las principales herramientas y plataformas utilizadas:

- **Placa TinyBLE de Seeed Studio:** placa de desarrollo basada en el microcontrolador Nordic nRF51822, que integra capacidad de procesamiento y comunicación inalámbrica Bluetooth de baja energía (BLE). Ha sido utilizada como plataforma principal del sistema embebido.
- **Unidad de Medición Inercial MPU-6050:** sensor inercial que integra acelerómetro y giróscopo triaxiales, empleado para la adquisición de datos cinemáticos, incluyendo aceleraciones lineales y velocidades angulares, utilizados en la monitorización de impactos craneales.
- **Lenguaje de programación C++:** utilizado para el desarrollo del firmware ejecutado en el microcontrolador, encargado de la adquisición, filtrado, procesado y transmisión de la información.
- **Entorno de desarrollo ARM Keil Studio:** entorno de desarrollo integrado empleado para la programación, compilación y depuración del firmware del sistema embebido.
- **Protocolo de comunicación Bluetooth Low Energy (BLE):** tecnología de comunicación inalámbrica de bajo consumo utilizada para la transmisión de la información procesada desde el dispositivo wearable a un dispositivo externo.
- **Software de diseño CAD 3D (Autodesk Fusion 360):** herramienta empleada para el modelado y diseño de la carcasa de protección del sistema electrónico, permitiendo la creación del encapsulado mediante diseño paramétrico y su posterior fabricación mediante impresión 3D.
- **Aplicación móvil nRF Toolbox (Nordic Semiconductor):** herramienta empleada para la monitorización de la comunicación BLE, facilitando la recepción de los mensajes codificados de evento y de los resúmenes de sesión generados por el sistema embebido.

# 2

## **Biomecánica y fisiopatología de las lesiones cerebrales en deportes de combate**

El estudio de las lesiones cerebrales asociadas a impactos craneales requiere una comprensión adecuada de los fundamentos biológicos y biomecánicos que intervienen en su aparición. En el contexto de los deportes de combate, donde los impactos repetidos en la cabeza son frecuentes, resulta especialmente relevante analizar cómo las fuerzas mecánicas actúan sobre el tejido cerebral y cuáles son los mecanismos que pueden dar lugar al daño neurológico.

Dado que el enfoque de este trabajo se basa en la medición de la cinemática del movimiento craneal mediante sensores inerciales, es necesario establecer el marco teórico que conecta dichas magnitudes con los mecanismos de lesión cerebral descritos en la literatura. Este capítulo tiene como objetivo proporcionar ese marco biomédico de referencia, abordando la anatomía cerebral relevante, los principales tipos de lesiones cerebrales traumáticas y los mecanismos biomecánicos implicados en su desarrollo.

Finalmente, se contextualiza el problema en el ámbito específico de los deportes de combate y se analiza la relación entre la cinemática del impacto y el riesgo de lesión, sentando las bases conceptuales que justifican el diseño y la implementación del sistema de monitorización descrito en los capítulos posteriores.

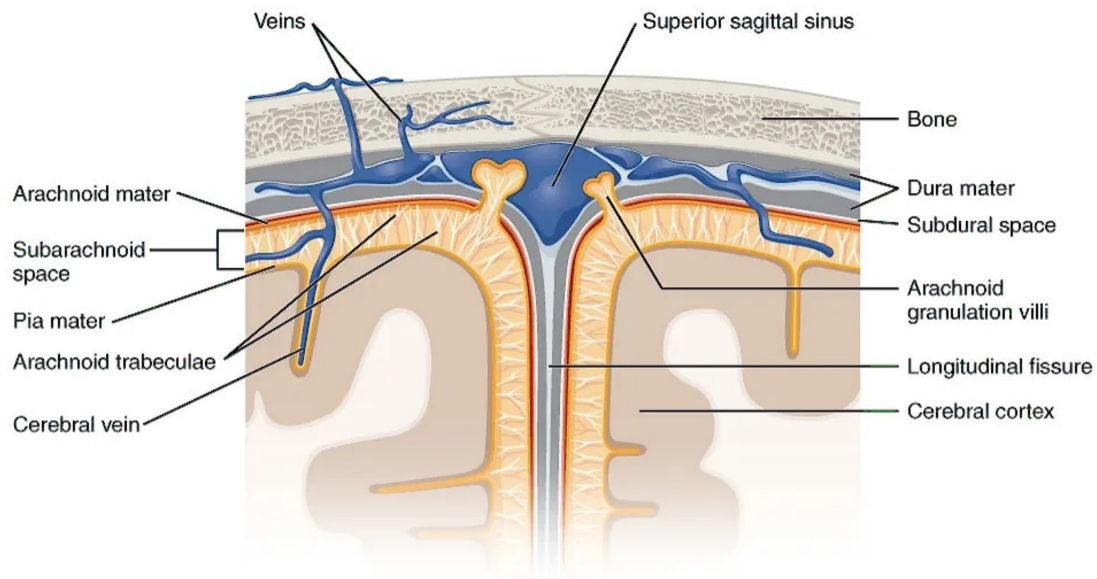


Figura 1: Capas meníngeas del encéfalo: duramadre, aracnoides y piamadre. Fuente: [3].

## 2.1. Anatomía y estructuras cerebrales relevantes

Desde un punto de vista anatómico, el cerebro es un órgano altamente complejo cuya estructura condiciona de manera significativa su respuesta frente a fuerzas mecánicas externas. A diferencia de otros órganos, el tejido cerebral presenta una consistencia blanda y heterogénea, y no se encuentra fijado rígidamente al cráneo, lo que lo hace especialmente vulnerable ante aceleraciones y desaceleraciones bruscas de la cabeza [15].

El encéfalo se localiza en el interior de la cavidad craneal y se encuentra protegido por el cráneo y por un conjunto de membranas denominadas meninges, formadas por la duramadre, la aracnoides y la piamadre (Figura 1). Estas estructuras proporcionan una primera barrera de protección mecánica frente a impactos externos. Entre la aracnoides y la piamadre se dispone el espacio subaracnoideo, ocupado por el líquido cefalorraquídeo (LCR), que rodea al cerebro y actúa como un medio de amortiguación frente a cargas mecánicas [3].

No obstante, esta protección es limitada, ya que el cerebro no se encuentra inmovilizado dentro del cráneo, sino suspendido en el propio LCR. Como consecuencia, ante aceleraciones bruscas, puede producirse un movimiento relativo entre el cráneo y el tejido cerebral, dando lugar a deformaciones internas del encéfalo [15].

Desde el punto de vista estructural, el cerebro está constituido por dos tipos principales de

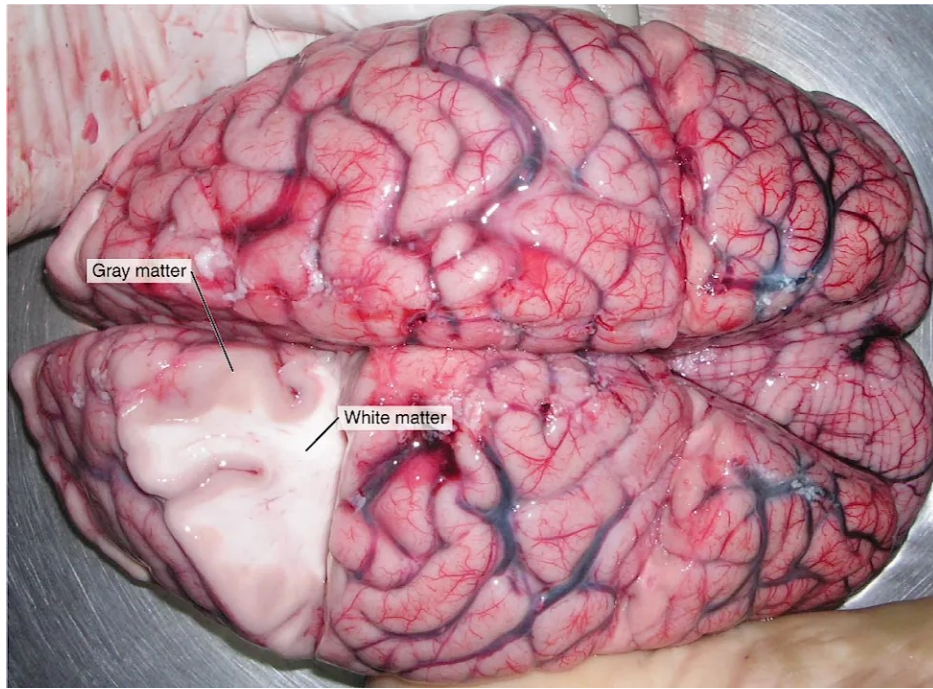


Figura 2: Sustancia gris y sustancia blanca en un encéfalo humano. Fuente: [3].

tejido: la sustancia gris y la sustancia blanca (Figura 2). La sustancia gris está formada principalmente por cuerpos neuronales, mientras que la sustancia blanca está compuesta mayoritariamente por axones, prolongaciones largas de las neuronas que conectan regiones distantes del cerebro y permiten la transmisión de señales eléctricas (ver Figura 3). Esta organización no homogénea implica la existencia de interfaces entre tejidos con diferentes propiedades mecánicas, lo que favorece la aparición de esfuerzos de cizallamiento cuando el cerebro es sometido a movimientos rápidos o rotacionales [15, 3].

La presencia de axones en la sustancia blanca resulta especialmente relevante en el contexto de las lesiones cerebrales traumáticas, ya que estas estructuras presentan una morfología alargada y orientada, lo que las hace especialmente sensibles a deformaciones mecánicas longitudinales y de cizallamiento. Además, la compleja geometría del encéfalo y su organización interna hacen que el daño producido por fuerzas mecánicas no siempre sea focal, sino que pueda manifestarse de forma difusa [15].

Estas características anatómicas justifican la necesidad de analizar los impactos craneales desde un punto de vista biomecánico, tal como se aborda en los apartados posteriores [15].

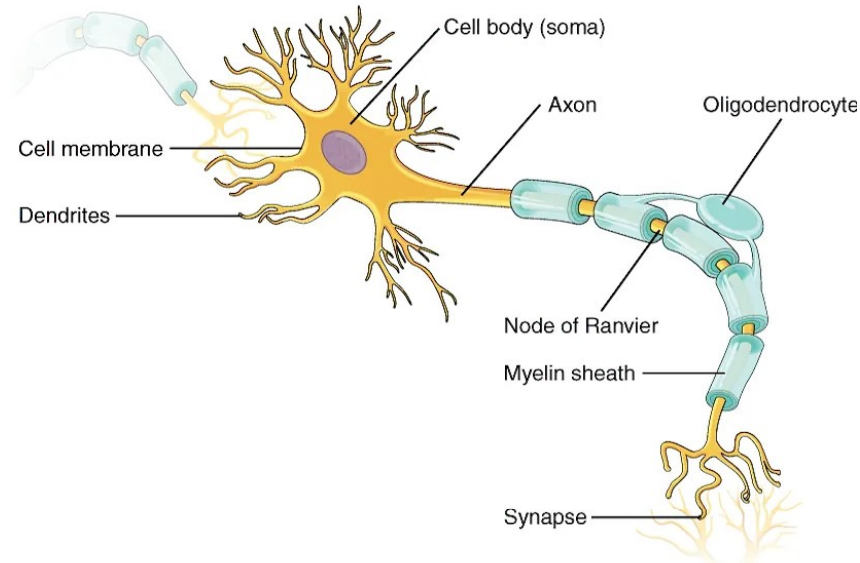


Figura 3: Estructura general de una neurona, incluyendo soma, dendritas, axón y vaina de mielina. Fuente: [3].

## 2.2. Lesiones cerebrales traumáticas y daño acumulativo

La lesión cerebral traumática (Traumatic Brain Injury, TBI) se define como una alteración de la función cerebral producida por una fuerza externa que actúa sobre la cabeza, dando lugar a cambios transitorios o permanentes en el estado neurológico del individuo [18]. Constituye una de las principales causas de discapacidad neurológica a nivel mundial y puede producirse como consecuencia de impactos directos, aceleraciones o desaceleraciones bruscas, o combinaciones de estos mecanismos.

En los traumatismos cerrados, sin penetración del cráneo, frecuentes en el ámbito deportivo, el daño cerebral puede producirse incluso en ausencia de lesiones estructurales evidentes en las técnicas de imagen convencionales. En estos casos, pueden aparecer alteraciones internas del tejido cerebral que afectan de forma preferente a la sustancia blanca [18].

Dentro del espectro de la TBI, la conmoción cerebral representa la forma clínica más leve y frecuente. Desde el punto de vista fisiopatológico se asocia a una alteración transitoria del equilibrio iónico y metabólico neuronal inducida por la deformación mecánica del tejido. Se caracteriza por una alteración transitoria del estado mental, que puede manifestarse como pérdida breve de conciencia, amnesia, confusión o desorientación. Durante el periodo de re-

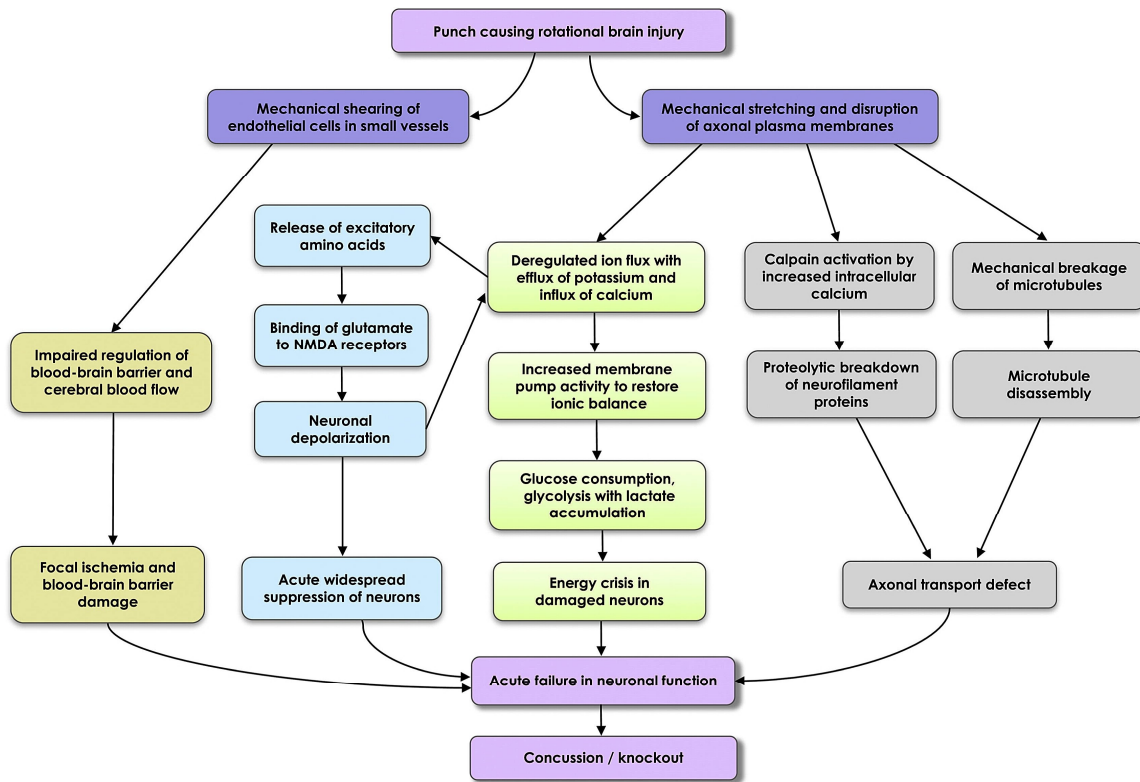


Figura 4: Esquema de la cascada fisiopatológica tras una lesión cerebral inducida por movimiento rotacional, Fuente: [4].

cuperación pueden persistir síntomas como cefalea, mareo, dificultades de atención y lentitud cognitiva, reflejando una disfunción neuronal reversible [4].

Otra forma relevante de TBI es la lesión axonal difusa (Diffuse Axonal Injury, DAI) que, a nivel microscópico, se asocia a estiramientos rápidos del axón que alteran su citoesqueleto y comprometen el transporte axonal, pudiendo producir disfunción de la conectividad cerebral incluso sin contusiones o hemorragias focales evidentes [15]. Desde el punto de vista clínico, la DAI puede dar lugar a déficits neurológicos persistentes, alteraciones cognitivas y, en los casos más graves, pérdida prolongada de conciencia, incluso cuando la neuroimagen estructural no muestra hallazgos significativos.

La exposición repetida a impactos craneales, incluso de baja intensidad y sin síntomas inmediatos, puede desencadenar un proceso de daño cerebral acumulativo [2]. Este tipo de exposición, conocida como *repeated head impacts* (RHI), es característica de deportes de contacto y colisión, en los que los movimientos bruscos de la cabeza se repiten de forma reiterada a lo

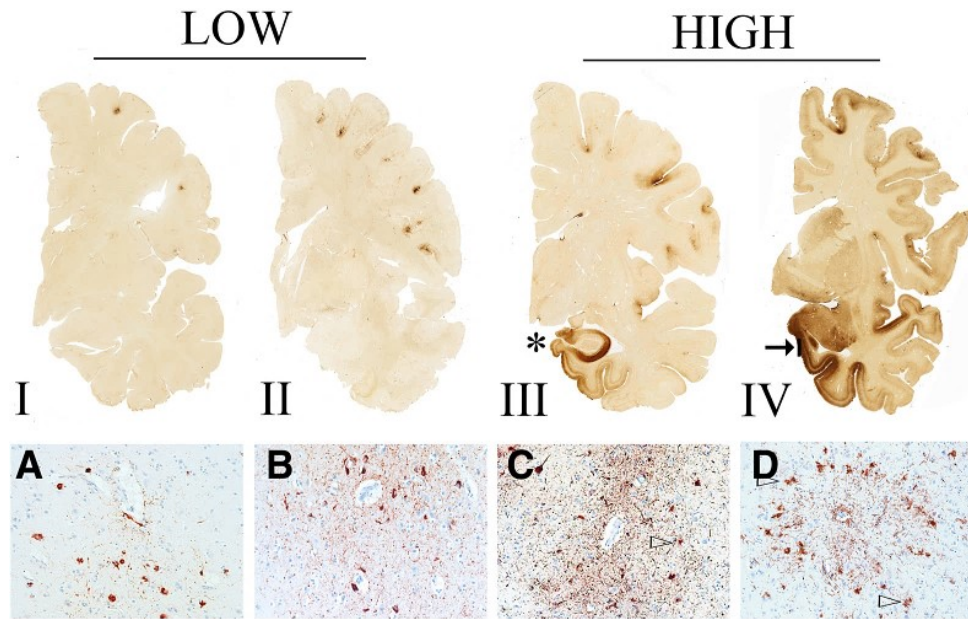


Figura 5: Estadios neuropatológicos de la encefalopatía traumática crónica (CTE) Fuente: [1].

largo del tiempo.

La encefalopatía traumática crónica (Chronic Traumatic Encephalopathy, CTE) constituye la manifestación neuropatológica más representativa del daño cerebral acumulativo. Se clasifica como una tauopatía, caracterizada por la acumulación patológica de proteína tau hiperfosforilada (p-tau) en el tejido cerebral, preferentemente alrededor de pequeños vasos sanguíneos y en los fondos de los surcos corticales, lo que permite diferenciarla de otras tauopatías neurodegenerativas [1] (ver Figura 5). Aunque su diagnóstico definitivo solo puede establecerse mediante examen neuropatológico post mortem, la evidencia disponible respalda una relación clara entre la exposición repetida a impactos craneales y el desarrollo de esta patología, que clínicamente se asocia a alteraciones del estado de ánimo y del comportamiento, dificultades cognitivas progresivas y, en fases avanzadas, deterioro neurodegenerativo de tipo demencial [4].

En conjunto, la evidencia actual indica que el daño cerebral asociado a impactos craneales no debe interpretarse únicamente como el resultado de traumatismos aislados de alta energía, sino como un proceso dinámico en el que, la repetición de impactos subclínicos, puede desencadenar alteraciones funcionales y estructurales a largo plazo. Esta perspectiva refuerza la necesidad de estrategias orientadas a la prevención y a la monitorización de la exposición acu-

mulada al impacto craneal, aspecto que constituye uno de los pilares del enfoque desarrollado en el presente trabajo.

### 2.3. Mecanismos biomecánicos de la lesión cerebral

La respuesta del encéfalo ante un impacto está condicionada por su comportamiento inercial y por sus propiedades mecánicas. Como ya se ha establecido, el cerebro es un tejido blando, altamente deformable y con comportamiento no lineal, que no se encuentra rígidamente fijado al cráneo. Cuando este se acelera, se producen deformaciones mecánicas del tejido cerebral. La naturaleza de estas deformaciones depende directamente de la cinemática del movimiento impuesto a la cabeza [15].

Desde el punto de vista biomecánico, los movimientos de la cabeza durante un evento traumático pueden describirse, de forma general, mediante dos componentes principales de la aceleración: la aceleración lineal y la aceleración rotacional. Ambos tipos de movimiento suelen coexistir durante un impacto real, pero generan respuestas mecánicas diferentes en el interior del encéfalo y contribuyen de manera distinta a los mecanismos de lesión [15]. Cuando la cabeza experimenta una aceleración brusca  $a$ , el encéfalo, debido a su masa,  $m$  está sometido a fuerzas inerciales proporcionales a  $F = m \cdot a$ , mientras que una aceleración angular  $\alpha$  genera un momento dinámico  $\tau = I \cdot \alpha$ , donde  $I$  representa el momento de inercia del sistema cráneo-encéfalo.

La aceleración lineal se asocia a movimientos traslacionales de la cabeza y produce gradientes de presión en el interior del cráneo. Durante un impacto, estos gradientes generan regiones de compresión y descompresión del tejido cerebral, cuya magnitud se relaciona con el valor máximo de aceleración alcanzado [15]. No obstante, en el caso de la conmoción cerebral y otras formas de lesión cerebral leve, estos mecanismos basados en la presión no explican por sí solos la aparición de la disfunción neurológica difusa [15].

La aceleración rotacional describe los cambios en la velocidad angular de la cabeza y constituye un mecanismo biomecánico especialmente relevante en la lesión cerebral leve. A diferencia de la aceleración lineal, las rotaciones rápidas inducen deformaciones predominantemente de cizallamiento en el tejido cerebral. La variable mecánica más directamente relacionada con el daño tisular es la deformación (*strain*), que cuantifica el cambio relativo de forma del tejido bajo carga. Diversos estudios experimentales y modelos computacionales han mostrado que

las aceleraciones rotacionales generan niveles de deformación significativamente mayores que los inducidos exclusivamente por aceleraciones lineales [15].

Las deformaciones por cizallamiento asociadas a la aceleración rotacional generan desplazamientos relativos entre distintas regiones del encéfalo y se distribuyen de forma difusa en el tejido cerebral. Este patrón de deformación depende, además, de la dirección del movimiento angular, observándose que aceleraciones en determinados planos pueden generar mayores deformaciones en estructuras profundas [15]. Este comportamiento se considera un mecanismo biomecánico clave en la aparición de la disfunción neurológica característica de la conmoción cerebral. De hecho, se ha observado que la restricción del componente rotacional del movimiento dificulta la aparición de pérdida de conciencia, mientras que la introducción de rotaciones incrementa de forma significativa la probabilidad de alteración neurológica.

Estas deformaciones afectan de manera preferente a estructuras alargadas y orientadas, como los axones de la sustancia blanca. Cuando las tensiones y deformaciones inducidas por la aceleración rotacional superan la capacidad de tolerancia del tejido, pueden producirse alteraciones estructurales, proporcionando un marco mecánico para comprender la aparición de lesiones difusas. Asimismo, la repetición de episodios de deformación subumbral, incluso en ausencia de daño estructural inmediato, puede contribuir a que aparezca un daño acumulativo asociado a exposiciones repetidas a impactos craneales [15].

## **2.4. Lesiones cerebrales en deportes de combate**

Los deportes de combate constituyen un modelo singular de exposición a impactos craneales, ya que el contacto directo con la cabeza no es un evento accidental, sino un componente estructural del propio sistema competitivo. En modalidades como el boxeo y las artes marciales mixtas (MMA), una proporción relevante de los combates finaliza por *knockout* (KO) o *technical knockout* (TKO), generalmente como consecuencia de golpes dirigidos a la cabeza, lo que implica la transferencia repetida de energía mecánica al encéfalo [8, 6] y que se asocia frecuentemente con la conmoción cerebral.

El análisis de competiciones profesionales de MMA ha mostrado que la incidencia de finales por KO/TKO varía de forma marcada según la categoría de peso y el sexo, alcanzando valores especialmente elevados en categorías masculinas de peso medio, semipesado y pesado [8]. Como muestra la Figura 6, en estos grupos, más del 50 % de los combates pueden finalizar

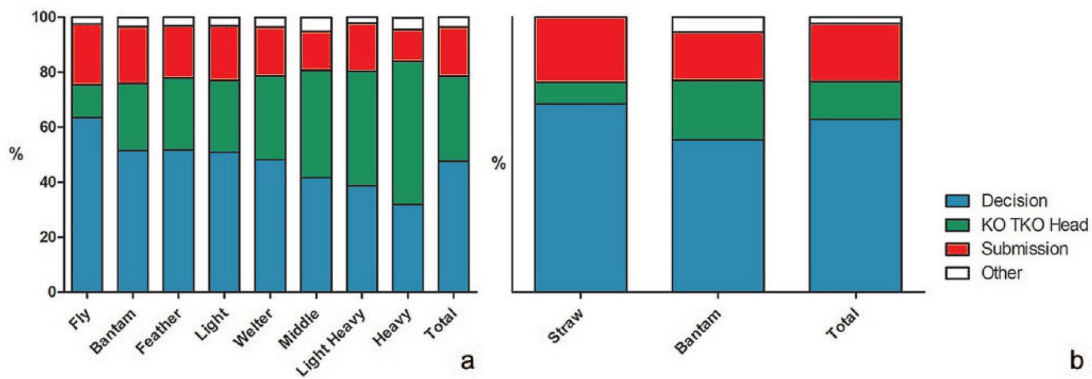


Figura 6: Porcentaje de resultados de combate según categoría de peso y sexo, Fuente: [8].

por KO o TKO, lo que refleja una mayor exposición a impactos de alta intensidad sobre la cabeza. Estos datos ponen de manifiesto que la carga mecánica acumulada no depende únicamente del número total de combates disputados, sino también de la intensidad típica de los impactos y de factores estructurales del deporte y del perfil del atleta.

Además, los resultados experimentales indican que determinados gestos técnicos en deportes de combate pueden generar aceleraciones comparables o superiores a los observados en otros deportes de contacto. En particular, los estudios comparativos entre boxeo y taekwondo han mostrado que ciertas patadas a la cabeza producen aceleraciones lineales superiores a las de golpes de puño, con valores medios de aceleración que superan los 100 g [7].

Más allá del resultado del combate, la exposición a impactos craneales se extiende también a los entrenamientos, en particular a las sesiones de *sparring*, donde los atletas pueden experimentar múltiples impactos submáximos sin interrupción del combate ni signos clínicos evidentes [12]. Este patrón de exposición repetida resulta especialmente relevante para el análisis biomecánico del riesgo, ya que, como se ha expuesto, la ausencia de KO no implica necesariamente una carga mecánica despreciable sobre el tejido cerebral.

El carácter repetitivo de esta exposición en deportes como el boxeo lo ha llevado a ser considerado históricamente como un modelo humano para el estudio de los efectos del trauma craneal repetido y de patologías como el CTE [2].

En conjunto, los datos disponibles muestran que los deportes de combate se caracterizan por una combinación de impactos de alta intensidad, variabilidad en la exposición según el tipo de combate, la técnica empleada y el perfil del atleta, y una carga acumulativa de impactos a lo largo del tiempo. Estas características hacen necesaria la utilización de métricas biomecánicas

objetivas para cuantificar la exposición y el riesgo, lo que proporciona el marco conceptual para la discusión de umbrales de lesión en el apartado siguiente.

## 2.5. Relación entre la cinemática del impacto y el riesgo de lesión

La relación entre la cinemática del movimiento craneal y el riesgo de lesión cerebral ha sido ampliamente investigada en el ámbito de la biomecánica del traumatismo craneoencefálico. En el caso de la conmoción cerebral y otras formas de lesión cerebral leve, la evidencia indica que el riesgo no puede explicarse mediante un único parámetro cinemático aislado, sino que depende de la interacción entre la magnitud del movimiento, su duración y la exposición repetida a lo largo del tiempo [9, 22].

Históricamente, las primeras métricas de evaluación del riesgo de lesión cerebral se basaron en la aceleración lineal máxima de la cabeza. Un ejemplo clásico es el *Head Injury Criterion* (HIC), desarrollado en el ámbito de la seguridad vial, que integra la aceleración lineal a lo largo de un intervalo temporal para reflejar que impactos de menor magnitud pero mayor duración pueden resultar igualmente lesivos.

En el contexto de la conmoción cerebral, múltiples estudios han mostrado que las métricas basadas únicamente en aceleración lineal presentan una capacidad limitada para explicar la aparición de disfunción neurológica difusa [15, 9]. En su lugar, la aceleración rotacional de la cabeza se ha identificado como un determinante biomecánico clave del riesgo de lesión cerebral leve, debido a su capacidad para inducir deformaciones de cizallamiento en el tejido cerebral, como se ha expuesto anteriormente. [15, 14].

Las revisiones sistemáticas y los estudios experimentales en deportes de combate coinciden en señalar que la aceleración rotacional máxima alcanzada durante un impacto es una variable especialmente relevante para caracterizar la severidad biomecánica del evento [14, 22]. A partir de reconstrucciones físicas de impactos deportivos y de modelos de elementos finitos del cerebro humano, se han descrito rangos de aceleración rotacional asociados a distintos niveles de probabilidad de lesión cerebral leve. En particular, valores del orden de 2.5–3.0 krad/s<sup>2</sup> son frecuentes en colisiones deportivas sin lesión clínica, mientras que eventos asociados a conmoción cerebral suelen presentar aceleraciones rotacionales superiores, típicamente en el rango de 4–6 krad/s<sup>2</sup>, alcanzando valores de 8–10 krad/s<sup>2</sup> o mayores en impactos más severos, como golpes directos en boxeo o artes marciales mixtas [10, 14].

<b>Rango de aceleración rotacional pico (krad/s<sup>2</sup>)</b>	<b>Contexto reportado en la literatura</b>	<b>Referencia(s)</b>
< 3,0	Impactos deportivos sin lesión clínica	[14]
3,0 – 4,5	Impactos de intensidad intermedia	[14, 10]
4,0 – 6,0	Eventos asociados a conmoción cerebral	[14, 10]
≥ 8,0	Impactos de alta severidad biomecánica	[14, 10]

Tabla 1: Rangos de aceleración rotacional pico reportados en la literatura para impactos deportivos. Los valores representan intervalos orientativos y no constituyen umbrales diagnósticos absolutos [9].

Estos rangos no representan umbrales diagnósticos estrictos, y la literatura es consistente en afirmar que no existe un valor único de aceleración rotacional capaz de predecir de forma fiable la aparición de síntomas clínicos [9]. Impactos con aceleraciones elevadas pueden no producir conmoción, mientras que otros de menor magnitud sí pueden desencadenarla, en función de factores como la orientación del movimiento, la duración del impacto y la historia previa de exposición del atleta.

En relación con la duración del evento, los estudios de reconstrucción han mostrado que los impactos deportivos suelen presentar perfiles temporales más largos y más complejos que los impactos de alta energía para los que se desarrollaron las curvas clásicas de tolerancia, como la Wayne State Tolerance Curve [10]. En deportes de combate, los golpes de puño y codo suelen caracterizarse por duraciones del orden de 5–15 ms, mientras que colisiones y caídas con casco pueden alcanzar duraciones superiores a 20 ms, incluso con picos de aceleración más bajos [10]. Este hecho refuerza la importancia de considerar conjuntamente la magnitud de la aceleración rotacional y la duración del evento al evaluar el riesgo biomecánico.

Más allá del análisis de impactos individuales, la literatura subraya la importancia de la exposición acumulada. Estudios longitudinales y revisiones sistemáticas indican que la repetición de impactos submáximos puede modificar la tolerancia tisular y aumentar la susceptibilidad a eventos posteriores [9, 22, 14]. En este contexto, variables como la frecuencia

de impactos, la densidad temporal de los eventos y la carga acumulada a lo largo del tiempo adquieren relevancia biomecánica, incluso cuando cada impacto aislado no supera valores tradicionalmente considerados elevados.

A pesar de la importancia de factores como la orientación del impacto, la duración del pulso de aceleración y el historial individual de exposición como elementos relevantes en la determinación del riesgo, la definición de rangos operativos claros para estas variables sigue siendo un problema abierto. En particular, no existen actualmente valores de referencia consensuados que permitan clasificar de forma directa una exposición como lesiva o no lesiva en función de estos parámetros sin recurrir a valoraciones clínicas externas o modelos altamente dependientes del contexto [9, 22].

A partir de estos hallazgos, el presente trabajo adopta un enfoque orientado a la gestión preventiva del riesgo biomecánico. La aceleración rotacional máxima se emplea como descriptor primario de severidad, dado su respaldo consistente en la literatura como variable correlacionada con los niveles de deformación interna del tejido cerebral. Para contextualizar los eventos detectados, se utilizan rangos de referencia derivados de estudios experimentales y reconstrucciones biomecánicas, entendidos como indicadores de severidad relativa y no como umbrales diagnósticos absolutos.

De forma complementaria, el número de impactos por sesión se incorpora como medida de exposición acumulada, permitiendo caracterizar la carga mecánica global a la que se expone el atleta a lo largo del tiempo. Este planteamiento no pretende inferir directamente la presencia de lesión clínica, sino proporcionar información objetiva que facilite decisiones prudentes en el ámbito deportivo. Otras variables biomecánicas identificadas en la literatura se consideran líneas de desarrollo futuro del sistema, en el marco de una mejora progresiva basada en la evidencia científica disponible.

# 3

## Diseño e implementación

### 3.1. Instrumentación de impactos craneales en deportes de contacto

La instrumentación de impactos craneales en deportes de contacto se basa en la medición *in vivo* de la cinemática de la cabeza mediante dispositivos portables. Dado que no es posible medir directamente la deformación o las tensiones internas del tejido cerebral en sujetos humanos, los sistemas instrumentados registran la aceleración lineal y la aceleración rotacional del cráneo como variables mecánicas representativas del estímulo asociado al impacto [17].

La revisión sistemática de O'Connor et al. [17], que analiza 61 estudios *in vivo*, concluye que estos dispositivos permiten estimar la exposición a impactos en tiempo real, pero presentan limitaciones relevantes en sensibilidad y especificidad para la identificación de conmoción. Por tanto, su utilidad principal radica en la cuantificación objetiva de la exposición y no en el diagnóstico clínico.

A continuación, se describen las principales aproximaciones tecnológicas identificadas en la literatura.

#### 3.1.1. Sistemas integrados en casco

Los sistemas integrados en casco han sido históricamente los más utilizados en deportes como el fútbol americano o el hockey sobre hielo. El ejemplo más extendido es el *Head Impact Telemetry System* (HITS) [17].

Sus principales características técnicas son:

- Integración de múltiples acelerómetros en el interior del casco.
- Umbral de activación por acelerómetro individual de 14.4 g.

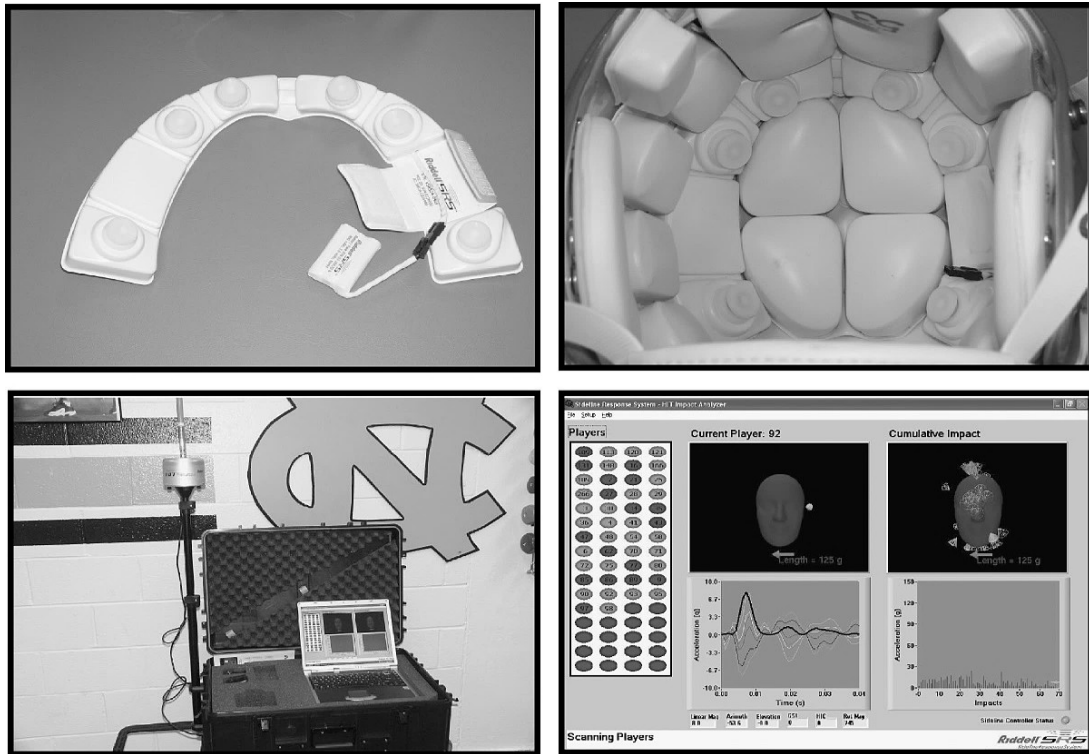


Figura 7: Sistema Head Impact Telemetry System (HITS) integrado en casco de fútbol americano. Fuente: [9].

- Filtrado posterior habitual de impactos por debajo de 10 g.
- Frecuencia de muestreo típica de 1 kHz.
- Ventana temporal aproximada de 40 ms (8 ms preimpacto y 32 ms postimpacto).
- Estimación de la aceleración rotacional a partir de modelos basados en aceleración lineal.

Este tipo de sistema asume un comportamiento solidario casco–cráneo. Sin embargo, la literatura señala que la precisión depende críticamente del ajuste del casco, ya que un desacoplamiento puede afectar a las magnitudes registradas [17]. Asimismo, se han documentado variaciones en el error en función de la localización del impacto y del modelo de casco empleado.

### 3.1.2. Sensores adhesivos o parches cutáneos

Los sensores tipo *patch* incorporan acelerómetros triaxiales y giróscopos y se fijan sobre la piel (habitualmente en región mastoidea) o sobre el propio casco.

De acuerdo con O'Connor et al. [17], en determinadas configuraciones se han documentado errores elevados, incluyendo tasas de error de hasta el 50 % en aceleración lineal y rotacional en estudios de validación.

Un estudio reciente en boxeo realizado por Le Flao et al. [13] comparó simultáneamente tres dispositivos: un protector bucal instrumentado, un parche cutáneo y un parche fijado al casco.

Las sensibilidades obtenidas fueron del 35 % para el protector bucal, 86 % para el parche cutáneo y 78 % para el parche en casco. No obstante, el valor predictivo positivo para impactos craneales fue superior al 96 % en los tres dispositivos [13].

Los autores observaron además que la probabilidad de activación dependía de la localización del impacto, siendo mayor cuando el golpe se producía en las proximidades del sensor.

### **3.1.3. Protectores bucales instrumentados**

Los protectores bucales instrumentados buscan mejorar el acoplamiento mecánico al cráneo mediante su fijación a la dentición superior.

En la validación en laboratorio del dispositivo HitIQ Nexus A9, Stitt et al. [21] evaluaron la aceleración lineal pico (PLA) y la aceleración rotacional pico (PRA) frente a sensores de referencia integrados en un modelo de cabeza instrumentado. Los resultados obtenidos fueron:

- Correlación  $R^2 = 0.996$  para PLA.
- Correlación  $R^2 = 0.994$  para PRA.
- Error cuadrático medio de  $1 \pm 0.6$  g para aceleración lineal.
- Error cuadrático medio de  $47.4 \pm 35$  rad/s<sup>2</sup> para aceleración rotacional.
- Sesgo no significativo para PLA y sesgo sistemático del 1 % para PRA.

### **3.1.4. Parámetros operativos y configuración de adquisición**

Los sistemas descritos registran típicamente:

- Aceleración lineal resultante (g).

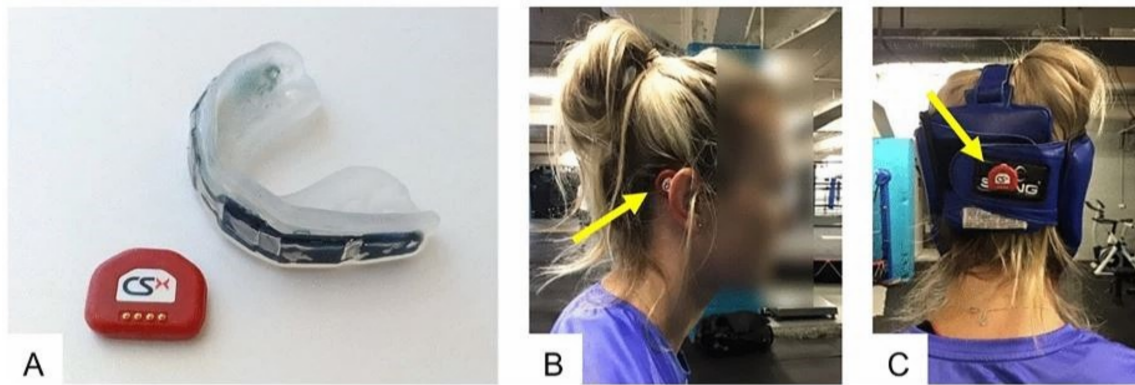


Figura 8: Dispositivos instrumentados evaluados en boxeo: parche cutáneo CSx y protector bucal instrumentado, junto con ejemplos de colocación en región mastoidea y casco. Fuente: [13].

- Velocidad angular (rad/s).
- Aceleración rotacional (rad/s<sup>2</sup>).
- Ventana temporal completa del impacto.

En cuanto a la configuración de adquisición:

- Los umbrales de activación reportados en la literatura oscilan entre 9.6 g y 15 g [17].
- Incrementar el umbral de 10 g a 15 g puede reducir el número de impactos registrados en un 45 % [17].
- Las frecuencias de muestreo habituales se sitúan en torno a 1 kHz en sistemas integrados en casco [17].
- En la validación de Stitt et al. [21], los acelerómetros muestrearon a 3200 Hz y el giróscopo a 800 Hz.

### 3.1.5. Limitaciones comunes identificadas

De forma transversal, la literatura identifica las siguientes limitaciones:

- Dependencia crítica del acoplamiento mecánico al cráneo.

- Variabilidad en el número de eventos registrados según umbral de activación.
- Errores individuales de medida.
- Utilidad limitada para la identificación específica de conmoción [17].

En conjunto, el estado del arte muestra que la medición portátil de aceleraciones lineales y rotacionales es técnicamente viable y puede alcanzar alta precisión en condiciones controladas. No obstante, la arquitectura de fijación, la localización del sensor y la configuración de adquisición influyen de forma determinante en los eventos registrados. Este marco tecnológico constituye la base para la definición de requisitos de diseño que se abordará en el siguiente apartado.

### 3.2. Objetivo del diseño y requisitos

A partir del análisis del estado del arte, se desprende que los sistemas de monitorización de impactos craneales deben abordar tres aspectos fundamentales: (i) la medición fiable de la cinemática rotacional, (ii) la detección consistente de eventos de impacto y (iii) la generación de información útil sobre la exposición del deportista, sin pretender sustituir el juicio clínico [17, 13].

En este contexto, el objetivo del diseño desarrollado en el presente trabajo es implementar un sistema embebido portable capaz de detectar impactos craneales, estimar su severidad biomecánica en función de la aceleración rotacional y generar alertas clasificadas por nivel de riesgo, así como resúmenes por sesión orientadas a la gestión preventiva de la exposición.

Para garantizar la trazabilidad entre el diseño y su validación, se establecen a continuación los requisitos funcionales y no funcionales del sistema.

#### 3.2.1. Requisitos funcionales

**RF-1 (Control de sesión).** El sistema debe permitir iniciar y detener una sesión de monitorización mediante comandos START y STOP recibidos por Bluetooth.

**RF-2 (Monitorización continua).** El sistema debe adquirir muestras de la IMU durante la sesión activa, manteniendo un modo de monitorización continua mientras no exista evento.

**RF-3 (Detección de evento por umbral).** El sistema debe detectar el inicio de un evento cuando la aceleración lineal resultante supere un umbral configurable.

**RF-4 (Muestreo de alta frecuencia durante el evento).** El sistema debe muestrear a alta frecuencia durante el estado EVENT para capturar adecuadamente la evolución temporal del impacto y permitir el cálculo posterior de métricas rotacionales.

- **Requisito cuantitativo (prototipo):** durante EVENT, la frecuencia efectiva de muestreo debe ser  $\geq 400$  Hz.

**RF-5 (Registro de señales por muestra).** Durante EVENT, el sistema debe almacenar para cada muestra, como mínimo:

- *timestamp*  $t[k]$ ,
- velocidad angular resultante  $\omega_{\text{res}}[k]$  (o componentes equivalentes).

**RF-6 (Cálculo de aceleración rotacional).** Al finalizar cada evento, el sistema debe calcular la aceleración angular  $\alpha_{\text{res}}[k]$  a partir de  $\omega_{\text{res}}[k]$  y  $t[k]$  (mediante derivación numérica).

**RF-7 (Extracción de métricas por evento).** Para cada evento, el sistema debe extraer al menos el pico de aceleración rotacional  $\alpha_{\text{máx}}$

**RF-8 (Clasificación del evento 1–4).** El sistema debe clasificar cada evento en uno de cuatro tipos  $\{1, 2, 3, 4\}$  en función de  $\alpha_{\text{máx}}$  y umbrales configurables:

$$\text{Tipo} = \begin{cases} 1, & \alpha_{\text{máx}} < T_1 \\ 2, & T_1 \leq \alpha_{\text{máx}} < T_2 \\ 3, & T_2 \leq \alpha_{\text{máx}} < T_3 \\ 4, & \alpha_{\text{máx}} \geq T_3 \end{cases}$$

donde  $T_1, T_2, T_3$  se fijan a partir del criterio de riesgo seleccionado.

**RF-9 (Recomendación por tipo).** El sistema debe asociar a cada tipo (1–4) una recomendación codificada (un entero o código corto) para su interpretación por el receptor.

**RF-10 (Notificación por Bluetooth por evento).** Para cada evento clasificado, el sistema debe enviar al receptor una notificación Bluetooth que contenga, como mínimo, el tipo (1-4) y el código de recomendación.

**RF-11 (Resumen al finalizar la sesión).** Tras recibir STOP, el sistema debe generar y transmitir un resumen de sesión con:

- número total de impactos detectados,
- número de impactos por tipo (1-4),
- recomendaciones agregadas de sesión (según criterio del diseño).

### 3.2.2. Requisitos no funcionales

Se recogen requisitos no funcionales (RNF) orientados a la operación en campo y utilidad práctica, evitando imponer decisiones internas de implementación.

**RNF-1 (Latencia de aviso).** El sistema debe proporcionar la notificación del evento al receptor con una latencia  $\leq 1$  s desde el fin del evento.

**RNF-2 (Autonomía mínima).** El sistema debe operar de forma continua durante una sesión completa (objetivo mínimo:  $\geq 2$  h) sin recarga.

**RNF-3 (Portabilidad y no interferencia).** El sistema debe ser portable y no interferir de forma apreciable con la práctica deportiva.

**RNF-4 (Alcance de comunicación).** El sistema debe mantener una comunicación Bluetooth estable con el dispositivo receptor a una distancia mínima de 5 m en entorno abierto.

**RNF-5 (Fijación mecánica).** El sistema debe estar firmemente anclado al casco para minimizar el movimiento relativo entre el sensor y la cabeza, garantizando la correcta adquisición de la señal cinemática.

## 3.3. Selección de componentes

Una vez definidos los objetivos de diseño y los requisitos funcionales y no funcionales del sistema, el siguiente paso consiste en seleccionar los componentes hardware que permitan materializar la arquitectura propuesta.

El prototipo desarrollado se estructura en tres bloques principales:

- Unidad de procesamiento y comunicación inalámbrica.
- Unidad de medida inercial (IMU) para la adquisición de la cinemática.
- Sistema de alimentación autónomo.

El enfoque adoptado prioriza una arquitectura basada en eventos, donde la adquisición de alta frecuencia y el procesamiento asociado al impacto se activan únicamente cuando se detecta un evento significativo. Este planteamiento condiciona directamente la elección del microcontrolador, del sensor inercial y del sistema de alimentación.

### **3.3.1. Microcontrolador y plataforma de procesamiento**

El sistema se basa en el microcontrolador nRF51822 de Nordic Semiconductor, integrado en la placa TinyBLE [16]. Este dispositivo pertenece a la familia nRF51 e integra en un único chip una CPU ARM Cortex-M0 de 32 bits y un transceptor de radio de 2.4 GHz compatible con Bluetooth Low Energy (BLE), lo que permite combinar procesamiento embebido y comunicación inalámbrica en una arquitectura compacta.

**Especificaciones técnicas relevantes** Según la especificación oficial del fabricante [16], las características principales del nRF51822 son:

- Arquitectura ARM Cortex-M0 de 32 bits.
- Frecuencia máxima de CPU: 16 MHz.
- Memoria Flash: hasta 256 kB.
- Memoria RAM: hasta 16 kB.
- Transceptor BLE integrado en banda ISM 2.4 GHz.
- Interfaces digitales SPI y TWI (I<sup>2</sup>C).
- Temporizadores hardware y sistema de interrupciones.
- ADC de 10 bits.

- Modos de bajo consumo con corrientes reducidas en reposo.

Estas características permiten la adquisición digital de datos desde la IMU, el procesamiento local de señales y la transmisión inalámbrica sin necesidad de circuitería adicional dedicada a comunicaciones.

**Relación con los requisitos del sistema** La elección del nRF51822 resulta coherente con los requisitos definidos previamente por las siguientes razones:

- **Arquitectura basada en eventos:** la presencia de temporizadores e interrupciones hardware permite implementar el cambio dinámico entre modo de monitorización y modo de evento (RF-2 y RF-4).
- **Procesamiento local ligero:** la capacidad de cálculo a 16 MHz es suficiente para realizar derivación numérica de la velocidad angular y obtener el pico de aceleración rotacional al finalizar cada evento (RF-6 y RF-7).
- **Clasificación discreta:** la memoria disponible permite almacenar buffers temporales de evento y ejecutar la lógica de clasificación en cuatro niveles (RF-8).
- **Comunicación inalámbrica integrada:** el soporte nativo de BLE satisface el requisito de notificación por evento y transmisión de resumen de sesión sin necesidad de módulos externos (RF-10 y RF-11).
- **Bajo consumo energético:** los modos de bajo consumo favorecen el cumplimiento del requisito de autonomía mínima durante una sesión completa (RNF-2).

**Limitaciones** El microcontrolador presenta, no obstante, limitaciones inherentes a su arquitectura:

- La frecuencia de 16 MHz y la memoria RAM limitada restringen la posibilidad de realizar procesamiento complejo o almacenamiento prolongado de señales completas.
- No resulta adecuado para adquisición continua a frecuencias muy elevadas durante periodos largos.

- La arquitectura está optimizada para transmisión de datos resumidos más que para registro masivo de información cruda.

Estas limitaciones justifican el enfoque adoptado en el prototipo, basado en procesamiento local simplificado y transmisión de información ya clasificada en lugar de señal completa.

### 3.3.2. Unidad de Medición Inercial

La unidad de medición inercial empleada en el prototipo es el dispositivo MPU-6050, fabricado por InvenSense [11]. Se trata de una IMU de 6 grados de libertad que integra en un único encapsulado un acelerómetro triaxial y un giróscopo triaxial digital, permitiendo medir directamente la aceleración lineal y la velocidad angular del sistema al que se encuentra solidariamente acoplada.

En el marco del presente diseño, la variable de mayor interés es la velocidad angular, ya que la aceleración rotacional, empleada como descriptor principal de severidad del impacto en el contexto del trabajo, se obtiene mediante derivación temporal de dicha magnitud. Por tanto, el rango dinámico del giróscopo constituye un factor determinante en la selección del sensor.

Según la especificación oficial del fabricante [11], el MPU-6050 presenta las siguientes características técnicas relevantes:

- Acelerómetro triaxial programable con rangos seleccionables de  $\pm 2$ ,  $\pm 4$ ,  $\pm 8$  y  $\pm 16$  g.
- Giróscopo triaxial programable con rangos seleccionables de  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$  y  $\pm 2000$  °/s.
- Conversión analógico-digital interna de 16 bits para ambos sensores.
- Frecuencia de salida máxima de 1 kHz con el filtro digital interno habilitado.
- Comunicación digital mediante interfaz I<sup>2</sup>C.
- Tensión de alimentación típica de 3.3 V.
- Consumo típico aproximado de 3.9 mA en operación normal.

El rango máximo del giróscopo ( $\pm 2000$  °/s) permite registrar velocidades angulares elevadas asociadas a impactos en deportes de combate. A partir de estas medidas el sistema estima

la aceleración rotacional mediante derivación temporal, magnitud empleada como variable principal de clasificación (RF-6 y RF-8). La frecuencia máxima de salida de 1 kHz proporciona margen suficiente para implementar un muestreo elevado durante evento (RF-4), necesario para capturar fenómenos de corta duración del orden de milisegundos.

La integración de acelerómetro y giróscopo en un único encapsulado, junto con su bajo consumo y reducido tamaño, favorece el cumplimiento de los requisitos de portabilidad y autonomía (RNF-1 y RNF-2).

Como limitación, el rango máximo del acelerómetro ( $\pm 16$  g) puede saturarse ante impactos de elevada severidad. Esta restricción justifica el enfoque adoptado, priorizando la cinemática rotacional frente a la lineal como variable de decisión.

### **3.3.3. La placa Tiny-BLE de Seeed Studio**

La plataforma hardware empleada en el prototipo es la placa TinyBLE de Seeed Studio [20], basada en el microcontrolador nRF51822-QFAA. Esta placa integra en un formato compacto tanto el microcontrolador como la circuitería auxiliar necesaria para su funcionamiento autónomo en aplicaciones embebidas con comunicación Bluetooth Low Energy (BLE 4.0).

Según la documentación oficial del fabricante [20], la TinyBLE incorpora regulador de tensión, circuito de gestión para batería LiPo de 3.7 V, antena PCB integrada para comunicación inalámbrica y acceso a las principales interfaces digitales del microcontrolador, incluyendo I<sup>2</sup>C, utilizada en este proyecto para la comunicación con la IMU.

Entre las características físicas y funcionales más relevantes se encuentran:

- Microcontrolador nRF51822-QFAA integrado.
- Soporte para Bluetooth Low Energy (BLE 4.0).
- Regulador de tensión y gestión de batería LiPo.
- Antena PCB integrada.
- Interfaz USB para programación y depuración.
- Dimensiones reducidas adecuadas para integración en sistemas portables.

Desde el punto de vista de los requisitos definidos, la TinyBLE facilita directamente el cumplimiento del requisito de comunicación inalámbrica por evento (RF-10), Además su reducido tamaño favorece el cumplimiento del requisito de portabilidad (RNF-1).

Como limitación, al tratarse de una placa de desarrollo orientada a prototipado rápido, su diseño no está optimizado específicamente para integración estructural en un casco deportivo. El tamaño y la disposición de componentes responden a criterios de accesibilidad y versatilidad más que a miniaturización extrema, lo que condiciona parcialmente la integración mecánica final del sistema.

### **3.3.4. Alimentación**

El sistema de alimentación del prototipo se basa en una batería recargable de polímero de litio (LiPo) modelo 6SP452030, con una capacidad nominal de 200 mAh y una tensión nominal de 3.7 V, lo que corresponde a una energía almacenada aproximada de 0.74 Wh.

Las características principales de la batería empleada son:

- Tecnología: Litio-polímero (LiPo).
- Tensión nominal: 3.7 V.
- Capacidad nominal: 200 mAh.
- Energía nominal: 0.74 Wh.
- Formato compacto y reducido espesor.

La elección de una batería LiPo de pequeña capacidad responde a los requisitos de portabilidad y autonomía definidos previamente (RNF-1 y RNF-2). Su reducido tamaño y peso facilitan la integración del sistema en un dispositivo wearable sin comprometer la comodidad del usuario.

En conjunto, los componentes descritos conforman la arquitectura electrónica del sistema embebido desarrollado. La Figura 9 muestra el prototipo en su configuración electrónica antes del encapsulado.

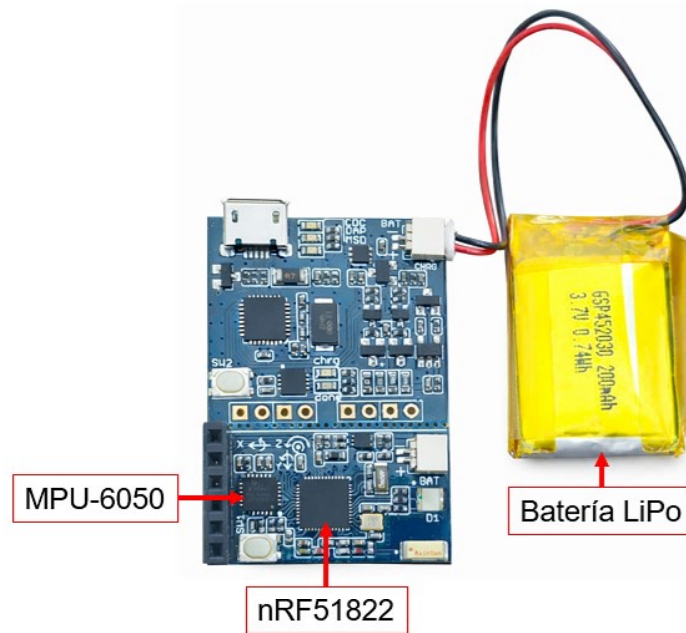


Figura 9: Componentes electrónicos principales del prototipo

### 3.4. Descripción del diseño software

#### 3.4.1. Objetivos del firmware y trazabilidad con requisitos

El firmware desarrollado implementa la lógica embebida necesaria para: (i) iniciar y detener sesiones de monitorización bajo control remoto, (ii) adquirir medidas inerciales desde el MPU-6050, (iii) detectar eventos de impacto mediante un criterio por umbral, (iv) procesar la señal registrada durante el evento para estimar una métrica rotacional de severidad, y (v) comunicar al receptor tanto los eventos individuales como un resumen acumulado de la sesión mediante Bluetooth Low Energy (BLE).

El desarrollo, compilación y depuración del firmware se ha realizado en el entorno ARM Keil Studio, habitual en sistemas embebidos basados en microcontroladores ARM Cortex-M.

El diseño implementado satisface los requisitos funcionales definidos previamente: control de sesión por comandos (**RF-1**), monitorización durante sesión activa (**RF-2**), detección de evento por umbral (**RF-3**), muestreo intensivo durante evento (**RF-4**), registro de magnitudes por muestra (**RF-5**), cálculo de aceleración rotacional por derivación (**RF-6**), extracción de picos por evento (**RF-7**), clasificación discreta en niveles (**RF-8**) y notificación al receptor

(RF-10), además del resumen de sesión al finalizar (RF-11).

La arquitectura orientada a eventos, con muestreo intensivo únicamente durante el estado EVENT y transmisión de información resumida en lugar de señal cruda continua, contribuye a cumplir los requisitos no funcionales de latencia de aviso (RNF-1) y autonomía (RNF-2).

### 3.4.2. Arquitectura general y máquina de estados

El firmware se estructura como una máquina de estados con tres modos operativos principales:

- **IDLE:** el dispositivo anuncia por BLE y permanece a la espera de comandos. No se realiza análisis.
- **RUN:** sesión activa tras recibir el comando start. Se evalúa continuamente el criterio de disparo del impacto.
- **EVENT:** se detecta un impacto y se activa un muestreo intensivo para registrar la señal rotacional y calcular métricas de severidad.

El comando start activa directamente el análisis, reinicia los contadores de sesión y habilita la monitorización. El comando stop finaliza la sesión y desencadena el envío del resumen acumulado.

La transición entre RUN y EVENT depende exclusivamente de la superación de umbrales cinemáticos, mientras que el cierre del evento requiere estabilidad temporal por debajo del criterio de peligro y un periodo de *cooldown* para evitar detecciones consecutivas espurias.

Esta separación clara entre estados permite concentrar el procesamiento intensivo únicamente durante ventanas breves de interés, optimizando recursos en un microcontrolador con memoria limitada.

### 3.4.3. Adquisición IMU y temporización

La adquisición de datos se realiza mediante el acelerómetro y giróscopo integrados en el MPU-6050, comunicados por bus I<sup>2</sup>C. El sensor se configura con rangos máximos de medida ( $\pm 16g$  y  $\pm 2000^\circ/s$ ) para minimizar saturación durante impactos de alta intensidad, y con una tasa nominal de muestreo de 500 Hz.

Durante el estado EVENT, el firmware impone un intervalo mínimo de 2000  $\mu s$  entre muestras (aproximadamente 500 Hz efectivos), utilizando el contador interno de microsegundos.

### 3.4.4. Detección de evento de impacto

**Criterio de disparo por umbral** La detección del inicio de un evento de impacto se basa en la superación de un criterio por umbral aplicado al módulo de la aceleración lineal y/o de la velocidad angular. En cada muestra adquirida se calculan:

$$\|\mathbf{a}\| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}, \quad \|\boldsymbol{\omega}\| = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2}$$

El evento se considera potencialmente relevante cuando:

$$\|\mathbf{a}\| > a_{th} \quad \text{o} \quad \|\boldsymbol{\omega}\| > \omega_{th}$$

donde, en el prototipo actual, se emplean valores nominales de:

$$a_{th} = 10g, \quad \omega_{th} = 30 \text{ rad/s}$$

Estos valores no se interpretan como umbrales diagnósticos de lesión, sino como criterios operativos de activación del registro de evento. Su elección busca un compromiso entre sensibilidad y robustez: umbrales demasiado bajos incrementarían falsos positivos y consumo, mientras que umbrales excesivamente altos podrían omitir eventos de interés preventivo. En este diseño, el acelerómetro se emplea principalmente como disparador del evento, mientras que la severidad biomecánica se evalúa posteriormente a partir de la dinámica rotacional.

**Histéresis, cierre estable y cooldown** Para evitar detecciones espurias debidas a oscilaciones puntuales alrededor del umbral, el cierre del evento no se produce ante una única muestra por debajo del criterio de peligro. En su lugar, se requiere que la condición de no peligro se mantenga durante un número mínimo de muestras consecutivas (en el prototipo, tres muestras). Este mecanismo introduce una histéresis temporal que estabiliza la delimitación del evento.

Adicionalmente, tras finalizar un impacto se impone un periodo de *cooldown* (300 ms en la implementación actual), durante el cual no se permite iniciar un nuevo evento. Este intervalo

reduce la probabilidad de fragmentar un mismo impacto en múltiples eventos consecutivos debido a rebotes mecánicos o vibraciones residuales del sistema casco-sensor.

### 3.4.5. Procesado por evento y extracción de métricas

Una vez detectado el inicio del impacto y activado el estado EVENT, el firmware registra temporalmente la señal necesaria para estimar la severidad rotacional del evento. El objetivo de esta fase no es almacenar la señal completa de forma permanente, sino extraer una métrica representativa que permita clasificar el impacto de acuerdo con criterios biomecánicos.

**Buffer de evento y variables registradas** Durante el evento se almacenan, para cada muestra, dos magnitudes principales:

- Marca temporal relativa al inicio del evento en microsegundos.
- Módulo de la velocidad angular  $\|\omega\|$ .

La elección de registrar únicamente el módulo de la velocidad angular, en lugar de los tres ejes completos, responde a criterios de eficiencia en memoria y simplicidad de cálculo, adecuados para el microcontrolador empleado.

El tamaño máximo del buffer limita la duración máxima registrable del evento (del orden de medio segundo a la frecuencia objetivo), lo que resulta suficiente para impactos deportivos típicos de corta duración. Esta decisión representa un compromiso entre resolución temporal y restricciones de memoria del sistema embebido.

**Filtrado de  $\|\omega\|$  y cálculo de  $\alpha$**  El MPU-6050 incorpora un filtro digital paso bajo (Digital Low Pass Filter, DLPF) configurable a nivel de hardware, que limita el ancho de banda efectivo del acelerómetro y del giróscopo [11]. En el prototipo se configura un corte nominal del orden de 100 Hz, valor coherente con la práctica habitual en estudios experimentales de impactos craneales deportivos, donde las señales cinemáticas se filtran típicamente en el rango 100–165 Hz antes del cálculo de métricas derivadas [10, 9].

La limitación del ancho de banda responde a dos consideraciones principales. Por un lado, los impactos deportivos presentan duraciones características del orden de 5–15 ms, concentrando la energía relevante del movimiento en frecuencias inferiores a aproximadamente

100–200 Hz. Por otro, la estimación de la aceleración rotacional se realiza mediante derivación discreta de la velocidad angular, operación que amplifica componentes de alta frecuencia; el filtrado previo atenúa ruido electrónico y vibraciones estructurales no asociadas a la dinámica global del impacto.

Una vez filtrada la señal por el DLPF interno del sensor, la aceleración rotacional se estima mediante:

$$\alpha[k] \approx \frac{|\omega[k] - \omega[k - 1]|}{\Delta t_{us}} \cdot 10^6$$

donde  $\Delta t_{us}$  es el intervalo temporal entre muestras consecutivas expresado en microsegundos.

El factor  $10^6$  permite convertir el incremento temporal desde microsegundos a segundos. El valor resultante ( $\alpha_{raw}$ ) se escala posteriormente mediante un divisor constante (ALPHA\_SCALE\_DIV) para reducir el rango dinámico y permitir su almacenamiento en formato uint16\_t, evitando desbordamientos y optimizando el uso de memoria.

**Métrica de severidad por evento** A partir de la secuencia de aceleraciones rotacionales estimadas, se extrae como descriptor principal el valor máximo del evento:

$$\alpha_{m\acute{a}x} = \underset{k}{m\acute{a}x} \alpha[k]$$

Este valor representa la severidad cinemática del impacto en términos rotacionales y se emplea posteriormente para clasificar el evento en diferentes zonas de riesgo relativo.

Es importante destacar que  $\alpha_{m\acute{a}x}$  no se interpreta como indicador diagnóstico directo de lesión, sino como una métrica de severidad biomecánica relativa, utilizada con fines preventivos y de monitorización de la exposición.

### 3.4.6. Clasificación biomecánica del impacto

**Zonas Z0–Z3 y umbrales** Dado que la literatura no establece un umbral clínico único y universal de conmoción, este trabajo adopta una clasificación por rangos de aceleración rotacional, interpretados como indicadores de severidad relativa y no como criterios diagnósticos [9]. La discretización se define en cuatro zonas (Z0–Z3) en función del valor máximo de aceleración rotacional estimada durante el evento:

$$Z0: \alpha_{\text{máx}} < 3000 \text{ rad/s}^2$$

$$Z1: 3000 \leq \alpha_{\text{máx}} < 4600 \text{ rad/s}^2$$

$$Z2: 4600 \leq \alpha_{\text{máx}} < 8000 \text{ rad/s}^2$$

$$Z3: \alpha_{\text{máx}} \geq 8000 \text{ rad/s}^2$$

La selección de estos puntos de corte se basa en resultados publicados en reconstrucciones experimentales y modelos biomecánicos de acuerdo con **1**:

- **Límite inferior (3000 rad/s<sup>2</sup>)**. En reconstrucciones deportivas, Hoshizaki et al. sitúan impactos sin lesión alrededor de 2,7 krad/s<sup>2</sup> y eventos con mTBI alrededor de 3,3 krad/s<sup>2</sup>, lo que posiciona la transición en torno a 3 krad/s<sup>2</sup> [10]. Resultados en poblaciones jóvenes también muestran magnitudes concusivas del orden de 2,5–3 krad/s<sup>2</sup> (con alta variabilidad), reforzando este valor como límite superior prudente para una zona baja [5].
- **Punto intermedio (4600 rad/s<sup>2</sup>)**. Modelos de elementos finitos y curvas de riesgo han reportado probabilidades de lesión crecientes con la aceleración rotacional; en particular, se han publicado valores en torno a 4600 rad/s<sup>2</sup> como referencia de probabilidad significativa (~25 %) de mTBI, con un 50 % alrededor de valores superiores [Zhang2004]. Revisiones posteriores sitúan el promedio concusivo agregado por encima de este valor, lo que permite usar 4600 rad/s<sup>2</sup> como umbral conservador de entrada en zona de riesgo biomecánico [22].
- **Límite alto (8000 rad/s<sup>2</sup>)**. En reconstrucciones de impactos más severos se han observado magnitudes del orden de 7,6 krad/s<sup>2</sup> en caídas y valores cercanos a 10 krad/s<sup>2</sup> en golpes directos en deportes de combate, situando 8000 rad/s<sup>2</sup> dentro de un rango de severidad claramente elevada [10, 14].

En conjunto, las zonas implementadas proporcionan una partición operativa de una relación continua entre cinemática y riesgo, útil para monitorización preventiva sin pretensión diagnóstica.

**Códigos de recomendación por evento** Cada evento clasificado se asocia a un código discreto transmitido al receptor junto con la zona  $Z$ . Estos códigos se emplean como interfaz simple para que el receptor pueda mostrar mensajes o recomendaciones de forma consistente, sin que el firmware realice diagnóstico ni decisiones clínicas. En el prototipo, la salida por evento se codifica como HIT:Z,E, donde  $E$  representa una recomendación asociada a la severidad relativa de la zona detectada.

Cuadro 2: Códigos por evento (HIT:Z,E) basado en el Consenso Amsterdam 2022

Zona	Código E	Recomendación
Z0	0	Evento registrado. Sin acción específica.
Z1	10	Reducir intensidad y monitorizar síntomas.
Z2	20	Detener sparring intenso y evaluar síntomas.
Z3	30	Cese inmediato. Evaluación clínica si síntomas.

### 3.4.7. Modelo de sesión y exposición acumulativa

La clasificación global de sesión se determina por la zona máxima alcanzada durante la sesión, dado que los impactos de mayor magnitud son los más consistentemente asociados a mTBI en reconstrucciones experimentales [10].

Este criterio es coherente con el consenso Amsterdam 2022, que establece actuación ante eventos sospechosos independientemente de la carga acumulativa previa.

Cuadro 3: Clasificación de sesión y códigos agregados (SES:CLS,C / SES:ADV,A)

Clase (C)	Zona máxima	Código A	Recomendación
0	Solo Z0	100	Continuar entrenamiento normal
1	Máx Z1	110	Reducir intensidad próxima sesión
2	Máx Z2	120	Evitar contacto adicional hoy. Vigilar síntomas
3	Máx Z3	130	Suspender contacto. Evaluación si síntomas

Este esquema reduce complejidad y mantiene coherencia con el objetivo preventivo del sistema.

### 3.4.8. Comunicación BLE y protocolo de mensajes

La comunicación entre el dispositivo y el receptor se implementa mediante Bluetooth Low Energy (BLE), utilizando el microcontrolador nRF51822 en modo periférico y el servicio UART proporcionado por la biblioteca del fabricante. Este enfoque permite transmitir mensajes estructurados en formato texto, facilitando la integración con aplicaciones móviles y simplificando la depuración del sistema.

El dispositivo anuncia un servicio UART específico y permanece en espera de conexión en estado IDLE. Una vez establecida la conexión, la interacción se organiza mediante un protocolo de comandos y respuestas de baja complejidad.

**Servicio UART y flujo de comandos** El control de la sesión se realiza a través de comandos enviados por el receptor:

- start: solicita el inicio de una nueva sesión.
- stop: finaliza la sesión activa y desencadena el envío del resumen.

Durante una sesión activa, únicamente se permite el comando stop, evitando cambios de estado no controlados. Esta restricción mejora la robustez del sistema y simplifica la gestión de estados internos.

**Mensajes: evento y resumen de sesión** El dispositivo transmite dos tipos principales de mensajes:

**Evento individual de impacto:**

HIT:Z,E

donde  $Z \in \{0, 1, 2, 3\}$  es la zona detectada y  $E$  el código de recomendación asociado (0, 10, 20 o 30).

**Resumen de sesión (tras comando stop):**

SES:CLS,C

SES:TOT,N

SES:Z0, $n_0$   
SES:Z1, $n_1$   
SES:Z2, $n_2$   
SES:Z3, $n_3$   
SES:ADV,A  
SES:NOTE,900  
SES:END

Finalmente, se envía OK STOP indicando finalización completa del proceso.

El resumen incluye la clase global de sesión  $C$ , el número total de impactos  $N$ , la distribución por zonas y un código agregado  $A$ . Con el fin de garantizar estabilidad en la transmisión BLE, los mensajes se envían de forma secuencial y fragmentada, evitando paquetes de gran tamaño y reduciendo la probabilidad de pérdida de datos. Las recomendaciones implementadas, tanto a nivel de evento individual como de exposición acumulada por sesión, se alinean con los principios de reconocimiento, retirada y evaluación clínica prudente recogidos en el Consensus Statement de Ámsterdam 2022 [19], y están especificados en el Manual de Usuario **B**.

El protocolo implementado prioriza la transmisión de información resumida frente a señal cruda, reduciendo el consumo energético y el uso de ancho de banda, en coherencia con el carácter preventivo y portátil del sistema.

#### **3.4.9. Gestión de memoria, robustez y consumo**

El sistema se implementa sobre el microcontrolador nRF51822, cuya memoria RAM es limitada (16 kB en la versión empleada). Esta restricción condiciona de forma directa la arquitectura del firmware, especialmente en lo relativo al almacenamiento temporal de muestras durante un evento de impacto.

**Gestión de memoria y buffer de evento** Durante el estado EVENT, el firmware almacena únicamente las variables estrictamente necesarias para el cálculo posterior de métricas:

Durante el estado EVENT, el firmware almacena:

- tiempo relativo desde el inicio del evento en microsegundos (`uint32_t`),
- módulo de la velocidad angular (`uint16_t`),
- aceleración rotacional escalada (`uint16_t`).

El tamaño máximo del buffer se fija en `EVENT_BUF_MAX_SAMPLES = 260`, lo que permite registrar aproximadamente 0.5 s de señal a 500 Hz. Esta duración es suficiente para capturar la ventana dinámica completa de un impacto deportivo típico, cuya duración se sitúa del orden de 5–20 ms para el pulso principal, incluyendo fase de subida y descenso.

El uso de variables de 16 bits (`uint16_t`) reduce el consumo de memoria respecto a tipos de mayor precisión, manteniendo suficiente resolución para la clasificación por rangos. Asimismo, la señal almacenada corresponde únicamente al módulo de la velocidad angular y no a los tres ejes individuales, lo que reduce el tamaño del buffer y simplifica el procesamiento posterior.

Este enfoque evita el almacenamiento de señal cruda prolongada o transmisión continua, lo que resultaría inviable en términos de memoria y consumo energético.

**Robustez frente a saturación y desbordamientos** El cálculo de  $\alpha$  se realiza en forma escalada, evitando el uso de tipos de 32 bits en el almacenamiento permanente y reduciendo el riesgo de *overflow*. Esta decisión es coherente con el objetivo del sistema, que no busca una reconstrucción física exacta de la señal, sino una clasificación robusta por rangos biomecánicos.

**Control de flujo y estabilidad BLE** La transmisión BLE se realiza de forma fragmentada y secuencial, evitando enviar bloques de gran tamaño en una única notificación. Este diseño reduce la probabilidad de pérdida de paquetes y evita sobrecargar el *stack* BLE, lo cual es especialmente relevante en plataformas con recursos limitados.

Asimismo, durante una sesión activa, el firmware restringe los comandos aceptados, impidiendo cambios de configuración en mitad del análisis. Esta medida simplifica la lógica interna y evita estados inconsistentes.

### 3.4.10. Verificación interna del firmware

La validación del firmware se realizó mediante pruebas funcionales y mediciones internas orientadas a comprobar el cumplimiento de los requisitos definidos, especialmente en lo relativo a frecuencia de muestreo durante evento, detección estable de impactos y coherencia de la clasificación biomecánica.

**Verificación de frecuencia efectiva durante EVENT** El requisito RF-4 establece que la frecuencia de muestreo durante el evento debe ser superior a 400 Hz. Para verificarlo, se midió el intervalo real entre adquisiciones utilizando el contador interno en microsegundos (`us_ticker_read()`), registrando diferencias temporales entre muestras consecutivas.

Las mediciones mostraron intervalos medios cercanos a  $2000 \mu s$  durante EVENT, equivalentes a una frecuencia efectiva aproximada de 500 Hz, con pequeñas variaciones atribuibles al tiempo de lectura I<sup>2</sup>C y a la ejecución del bucle principal. Estos resultados confirman el cumplimiento del requisito de muestreo intensivo durante el impacto.

**Estabilidad del inicio y fin de evento** La detección de impacto fue evaluada mediante impactos manuales controlados y movimientos bruscos intencionados del casco instrumentado. Se comprobó que:

- el evento se inicia únicamente cuando el módulo de aceleración o velocidad angular supera los umbrales definidos,
- el cierre del evento requiere varias muestras consecutivas no peligrosas, evitando fragmentación artificial del impacto,
- el *cooldown* temporal impide la detección repetida del mismo impacto como eventos independientes.

Este comportamiento confirma la estabilidad de la lógica de histéresis y la robustez frente a oscilaciones próximas al umbral.

**Verificación del cálculo de  $\alpha$**  El cálculo de aceleración rotacional se verificó comprobando:

- ausencia de desbordamientos en el cálculo escalado,

- comportamiento consistente del pico de  $\alpha$  ante impactos de distinta intensidad.

**Verificación de clasificación y contadores de sesión** Se realizaron pruebas generando impactos de diferente intensidad para verificar:

- asignación coherente de zona (Z0–Z3) según el valor de  $\alpha_{\text{peak}}$ ,
- incremento correcto de los contadores de sesión,
- generación adecuada del resumen al recibir el comando stop.

Los mensajes BLE recibidos por la aplicación móvil confirmaron la consistencia entre eventos individuales y el resumen acumulado.

**Pruebas de robustez del protocolo BLE** Se evaluó el comportamiento ante:

- desconexión durante sesión,
- envío de comandos fuera de orden,

El sistema mantuvo un comportamiento estable, rechazando configuraciones inválidas y reiniciando correctamente el estado tras desconexión.

**Limitaciones de la verificación** La verificación realizada corresponde a validación funcional del firmware y coherencia interna del procesamiento. No constituye una validación clínica ni biomecánica experimental frente a sensores de referencia externos o sistemas de alta precisión. La clasificación implementada debe interpretarse como una estimación orientativa basada en rangos publicados en la literatura.

En conjunto, las pruebas realizadas confirman que el firmware cumple los requisitos funcionales establecidos y opera de forma estable dentro de las limitaciones del hardware embebido empleado.

### 3.5. Encapsulado

La integración del sistema electrónico en un elemento *wearable* requiere, además del diseño del hardware y del firmware, una solución mecánica que proteja los componentes y permita

su uso en condiciones reales. En este trabajo, el encapsulado se ha diseñado con el objetivo de alojar el conjunto formado por la placa TinyBLE y la batería LiPo, proporcionando (i) protección frente a golpes y manipulación, (ii) acceso funcional a los elementos necesarios para carga y reprogramación, y (iii) un método de fijación al casco que minimice el movimiento relativo del sensor respecto a la cabeza, en coherencia con el requisito RNF-5 (fijación mecánica).

### 3.5.1. Requisitos mecánicos y condicionantes

A partir de los requisitos de operación del prototipo y de las necesidades de iteración durante el desarrollo, se definieron los siguientes condicionantes para la carcasa:

- **Alojamiento del conjunto placa y batería:** el volumen interno debía permitir introducir la placa TinyBLE junto con la batería y su cableado sin esfuerzos, evitando presiones sobre conectores o componentes SMD.
- **Acceso al conector de programación/carga:** se debía habilitar un hueco lateral alineado con el puerto micro-USB de la placa, permitiendo conectar un cable para recarga y actualización de firmware sin desmontar el encapsulado.
- **Acceso a pines:** se incorporó una apertura específica para acceder al *header* de pines, de forma que fuera posible depurar, medir señales o realizar ampliaciones durante el prototipado.
- **Mantenimiento e iteración:** el sistema debía poder abrirse y cerrarse de forma repetida para permitir modificaciones del montaje, sustitución de batería o inspección del cableado.
- **Fijación al casco:** se añadieron elementos geométricos para el paso de una cinta de velcro, de modo que el dispositivo pudiera anclarse a un casco con tensión suficiente para reducir desplazamientos durante el uso.

### 3.5.2. Toma de medidas y diseño CAD

El diseño se realizó a partir de medidas tomadas directamente sobre el conjunto placa+batería y de dimensiones extraídas de la documentación oficial [20]. Sobre esa base se elaboró un primer boceto del volumen exterior y de las zonas funcionales (aperturas y puntos de fijación).

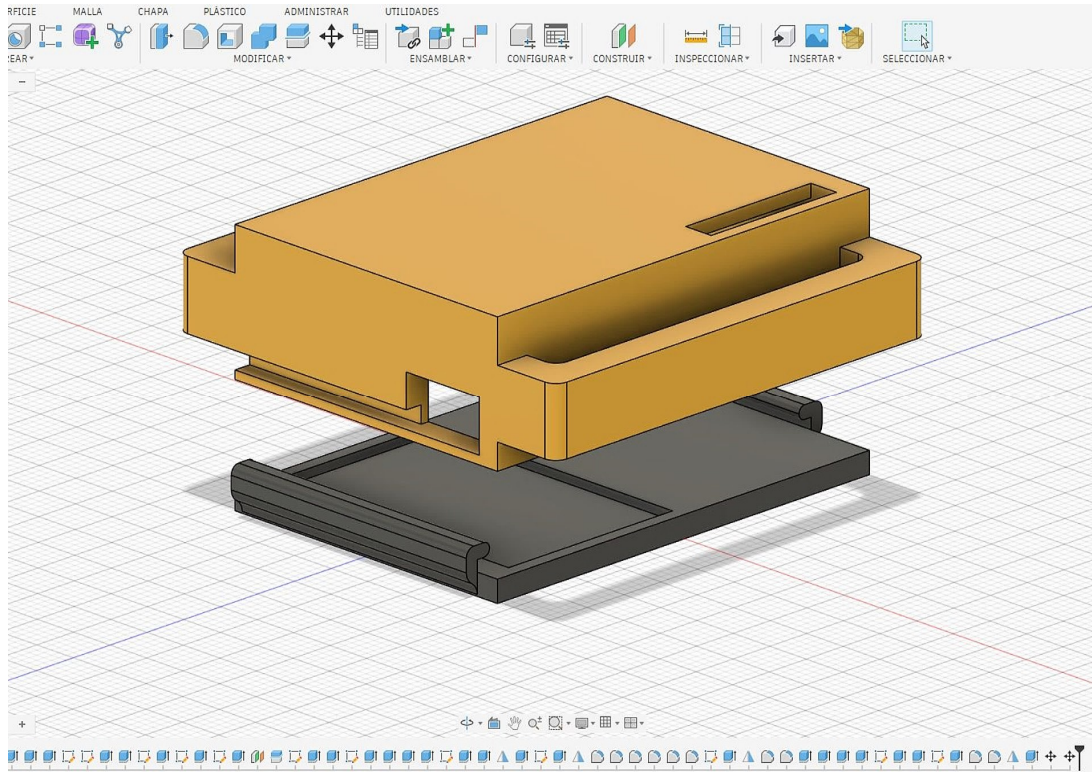


Figura 10: Modelo CAD del encapsulado diseñado para la integración del sistema electrónico, mostrando la carcasa superior y la base de fijación.

El modelado final se implementó en *Fusion 360*. La carcasa se diseñó en dos piezas (cuerpo y tapa) e incorpora una geometría de cierre pensada para permitir apertura/cierre sin herramientas durante la fase de prototipo.

### 3.5.3. Fabricación mediante impresión 3D e iteraciones

El encapsulado se fabricó mediante impresión 3D. Tras la primera impresión se observaron limitaciones habituales del prototipado rápido: tolerancias geométricas, pequeñas irregularidades superficiales y desviaciones entre el modelo CAD y la pieza real. En la práctica, estas diferencias provocaron tres problemas principales:

- **Inserción del conjunto:** el espacio interno resultó insuficiente para introducir la placa con comodidad, especialmente en zonas cercanas a conectores y bordes.
- **Alineación del conector micro-USB:** el hueco lateral no coincidía de forma precisa con la posición real del puerto, dificultando la conexión del cable (Figura ??).

- **Apertura/cierre:** el mecanismo de cierre no encajaba correctamente debido a pequeñas desviaciones dimensionales, afectando a la repetibilidad de apertura y cierre.

Para recuperar la funcionalidad del prototipo sin reimprimir iteraciones completas, se realizaron ajustes manuales sobre la pieza impresa mediante herramientas básicas (pequeño taladro, limas y acabado por retirada de material). Estas modificaciones permitieron: (i) aumentar holguras internas en puntos críticos para introducir placa y batería, (ii) corregir el contorno del hueco del conector para facilitar la conexión, y (iii) ajustar el encaje del mecanismo de cierre para permitir su uso repetido.



Figura 11: Proceso de ajuste manual del encapsulado mediante herramienta rotativa

#### 3.5.4. Control de holguras internas y fijación al casco

Durante las pruebas se detectó además que, incluso con el conjunto ya introducido, existía movimiento relativo de la placa dentro del encapsulado. Este fenómeno es relevante en un sistema de medida inercial, ya que un desacoplamiento interno puede introducir vibraciones y picos espurios, además de generar impactos secundarios de la electrónica contra la carcasa.

Para minimizar este problema, se añadió material compresible (espuma) en el interior de la caja, actuando como elemento de ajuste y amortiguación, con el fin de mantener la placa



Figura 12: Dispositivo integrado en el casco, mostrando la fijación mediante sistema de velcro estructural.

presionada de forma estable contra la carcasa. Esta solución permitió reducir el movimiento relativo interno sin modificar el hardware.

Finalmente, se instaló una cinta de velcro pasando por las estructuras laterales diseñadas para tal fin, permitiendo fijar el dispositivo a un casco con suficiente tensión para evitar desplazamientos apreciables durante la práctica. Este enfoque proporciona una solución simple y ajustable, adecuada para prototipado, y coherente con el requisito RNF-5 relativo a la fijación mecánica.

### 3.5.5. Montaje final

El encapsulado final cumple los objetivos operativos del prototipo: protege el conjunto placa+batería, permite acceso al puerto micro-USB para carga y reprogramación, deja accesibles los pines mediante una apertura dedicada y posibilita su fijación al casco mediante velcro. No obstante, el proceso ha puesto de manifiesto limitaciones propias de la fabricación por impresión 3D y del diseño inicial: sensibilidad a tolerancias, necesidad de holguras adicionales para montaje y dependencia de ajustes manuales para garantizar alineación y cierre.

# 4

## Resultados

### 4.1. Diseño de las pruebas experimentales

Con el objetivo de evaluar el comportamiento del prototipo en condiciones reales de entrenamiento, se realizaron pruebas en entorno controlado con seis deportistas distintos, integrando el dispositivo en diferentes cascos de combate.



Figura 13: Proceso de instalación del dispositivo en casco de entrenamiento previo a una sesión de *sparring*, durante la fase de validación experimental.

Se registraron un total de diez asaltos (*rounds*) de entrenamiento. En cada uno de ellos se monitorizaron:

- Número total de impactos detectados.

- Número de impactos clasificados en cada zona (Z0–Z3).
- Presencia o ausencia de síntomas subjetivos tras el asalto.
- Intensidad percibida por el deportista.
- Comodidad y estabilidad del dispositivo.

Asimismo, se evaluó cualitativamente la latencia de notificación BLE y la coherencia de las detecciones en función del tipo de asalto (golpes a la cabeza frente a golpes al cuerpo).

Durante los rounds 3, 4 y 5 se detectó un problema mecánico en el encapsulado: la carcasa comenzó a abrirse parcialmente, generando movimiento relativo entre la electrónica y el casco. Este hecho influyó de manera directa en algunos de los resultados registrados, tal como se analiza posteriormente.

## 4.2. Resultados por asalto

La Tabla 4 resume los impactos detectados en cada round.

Round	Total	Z0	Z1	Z2	Z3
1	14	12	2	0	0
2	45	40	3	2	0
3	29	11	5	4	9
4	60	42	6	8	4
5	34	22	3	9	0
6	17	12	5	0	0
7	19	13	2	2	2
8	–	–	–	–	–
9	–	–	–	–	–
10	6	6	0	0	0

Tabla 4: Distribución de impactos por round y zona de severidad.

## **Rounds 1 y 2**

En ambos casos se observó predominio de impactos Z0 y Z1, con presencia limitada de Z2 y Z3 en el round 2. No se reportaron síntomas en ningún deportista y la comodidad fue valorada positivamente.

La distribución obtenida es coherente con la literatura revisada, donde impactos de entrenamiento habitual suelen situarse mayoritariamente en rangos de aceleración rotacional inferiores a los asociados a conmoción clínica [14, 10].

## **Rounds 3, 4 y 5 (problema de fijación mecánica)**

Durante estos asaltos la carcasa comenzó a abrirse parcialmente, generando desacoplamiento mecánico.

En el round 3 se registraron 9 impactos Z3, valor elevado en relación con la intensidad subjetiva percibida. En el round 4 y 5 se observaron incrementos relevantes en Z2 y Z3.

Dado que la aceleración rotacional se estima mediante derivación discreta de la velocidad angular, el movimiento relativo del sensor puede amplificar componentes vibracionales de alta frecuencia, generando sobreestimaciones de  $\alpha_{\text{máx}}$ . Este comportamiento es coherente con las limitaciones descritas en sistemas instrumentados integrados en casco, donde el desacoplamiento mecánico afecta a la precisión de medida [17].

Cabe destacar que ningún deportista reportó síntomas neurológicos en estos asaltos.

## **Round 6**

Con la fijación estabilizada, la distribución volvió a concentrarse en Z0 y Z1, sin presencia de Z2 o Z3. El comportamiento fue consistente con un entrenamiento de intensidad media.

## **Round 7**

En este asalto se registraron 2 impactos Z3.

Aunque la intensidad percibida fue moderada, el movimiento angular inducido por el golpe pudo generar picos elevados de aceleración rotacional. No obstante, dado que no se reportaron síntomas, estos valores deben interpretarse con cautela, en línea con lo señalado por Guskiewicz et al. [9], quienes destacan que no existe un umbral único determinista de conmoción

cerebral.

## **Rounds 8 y 9**

Estos asaltos se centraron en golpes dirigidos al cuerpo. Durante los mismos no se registraron impactos significativos.

Es importante destacar que el sistema no discrimina de forma explícita la localización anatómica del golpe. Lo que evidencia este resultado es que el dispositivo describe adecuadamente el movimiento de la cabeza, y no se ve influido por impactos corporales que no generen un desplazamiento craneal comparable al de un golpe directo en la cabeza.

## **Round 10**

Asalto de baja intensidad con 6 impactos clasificados todos en Z0. Comportamiento plenamente coherente con la actividad observada.

## **4.3. Análisis global**

### **4.3.1. Coherencia biomecánica**

En condiciones de fijación adecuada (rounds 1, 2, 6, 7 y 10), la mayoría de los impactos se concentraron en Z0 y Z1. La aparición puntual de eventos en Z2 ( $\geq 4.6 \text{ krad/s}^2$  según la clasificación definida en el Capítulo 3) se produjo principalmente en rounds de mayor intensidad o con mayor desplazamiento angular de la cabeza.

La aparición de Z3 en rounds con desacoplamiento mecánico sugiere sobreestimación más que eventos clínicamente severos.

### **4.3.2. Importancia de la fijación**

Los resultados confirman que la fijación mecánica es un factor determinante para la fiabilidad del sistema. Este hallazgo coincide con lo descrito en revisiones sobre dispositivos *in vivo*, donde el acoplamiento sensor–cráneo condiciona la precisión de la medida [17].

Cuando se utilizaron los velcros estructurales del propio casco, la estabilidad mejoró significativamente y la distribución de zonas fue más coherente con la intensidad real del entrenamiento.

### 4.3.3. Latencia y comunicación BLE

Durante todas las pruebas, las notificaciones BLE se recibieron en tiempo inferior a un segundo tras el evento, cumpliendo el requisito RNF-1. No se registraron pérdidas de conexión ni errores de transmisión.

## 4.4. Limitaciones

Las principales limitaciones de la validación realizada son:

- Número reducido de participantes.
- Ausencia de sistema de referencia externo.
- No sincronización con vídeo de alta velocidad.
- Sensibilidad de la estimación de  $\alpha$  al desacoplamiento mecánico.

## 4.5. Conclusión y verificación de la validación experimental

Los resultados obtenidos permiten afirmar que el prototipo desarrollado cumple los requisitos funcionales establecidos y demuestra su viabilidad como herramienta de monitorización preventiva en deportes de combate.

Desde el punto de vista funcional, se verificó el correcto control remoto de la sesión mediante los comandos START y STOP transmitidos por Bluetooth (RF-1), así como el mantenimiento de un modo de monitorización continua durante el estado activo (RF-2). La detección de eventos por superación de umbral (RF-3) se observó de forma consistente en los asaltos con golpes dirigidos a la cabeza, mientras que en los rounds centrados en golpes al cuerpo no se generaron eventos significativos, lo que confirma la coherencia del criterio de disparo implementado.

Durante cada impacto detectado, el sistema almacenó muestras de velocidad angular y tiempo, permitiendo el cálculo de la aceleración rotacional mediante derivación discreta y la extracción del pico  $\alpha_{\text{máx}}$  empleado en la clasificación (RF-5 a RF-7). Todos los eventos fueron clasificados en zonas Z0–Z3 y asociados a un código de recomendación transmitido mediante

mensajes HIT:Z,E al dispositivo receptor (RF-8 a RF-10). Asimismo, tras la finalización de cada sesión, se generó y envió correctamente el resumen acumulado correspondiente (RF-11).

En relación con los requisitos no funcionales, la latencia de notificación se mantuvo sistemáticamente por debajo de 1 s (RNF-1), la comunicación Bluetooth se mantuvo estable durante las pruebas (RNF-4) y el sistema permitió completar sesiones completas sin interrupciones por batería (RNF-2). Los deportistas no reportaron interferencias significativas con la práctica (RNF-3). Por último, los resultados evidencian que la fiabilidad del sistema depende críticamente de la fijación mecánica (RNF-5), cuya inestabilidad en determinados asaltos produjo sobreestimaciones de la aceleración rotacional.

En conjunto, el sistema detecta impactos craneales de forma consistente, clasifica mayoritariamente los eventos en zonas de baja severidad durante entrenamiento habitual y mantiene coherencia con el marco biomecánico descrito en el Capítulo 2 y con la evidencia científica disponible sobre monitorización de impactos craneales [17, 9, 14, 10].

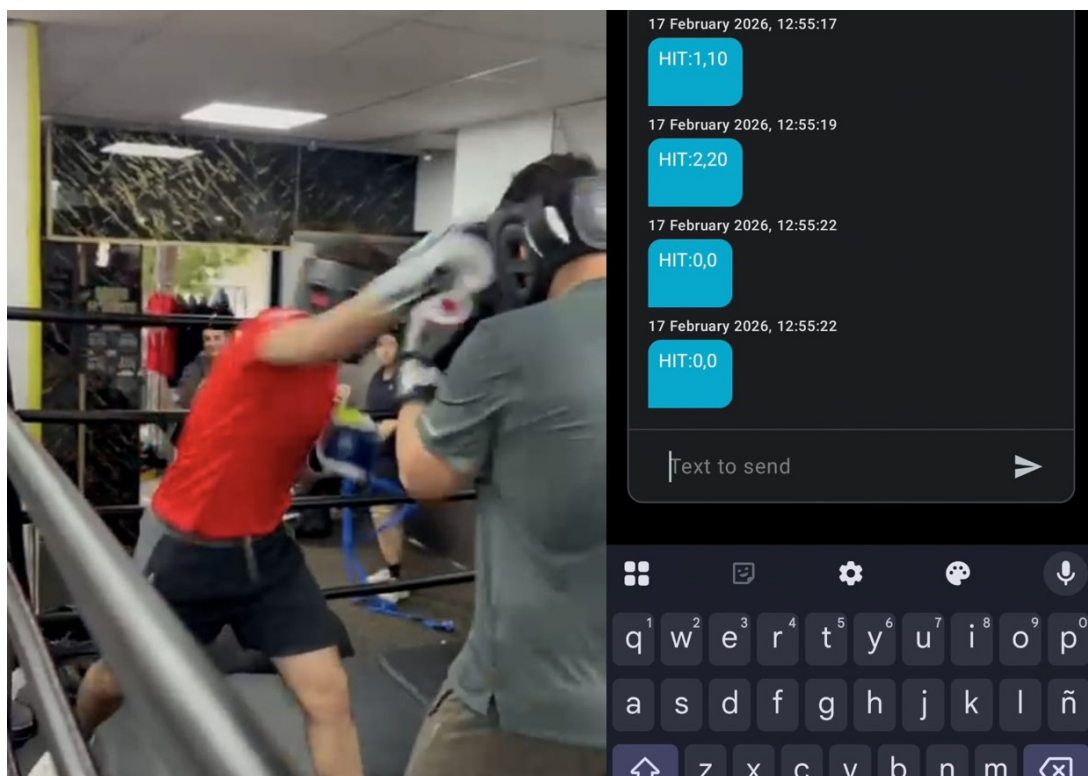


Figura 14: Detección de impacto durante entrenamiento (izquierda) y notificación generada en tiempo real mediante comunicación Bluetooth Low Energy (BLE) en el dispositivo receptor (derecha).

# 5

## Conclusiones y Líneas Futuras

### 5.1. Conclusiones

El presente Trabajo de Fin de Grado ha permitido diseñar, implementar y validar un prototipo funcional de casco inteligente orientado a la monitorización de impactos craneales en deportes de combate.

El desarrollo del proyecto ha implicado la integración de conocimientos de biomecánica, electrónica, programación de sistemas embebidos, comunicación inalámbrica y diseño mecánico, abordando el problema desde una perspectiva multidisciplinar propia de la Ingeniería de la Salud. La transición desde el marco teórico de la lesión cerebral traumática, donde la aceleración rotacional se identifica como variable biomecánica relevante, hasta una implementación embebida real ha supuesto uno de los principales retos técnicos del trabajo.

Desde el punto de vista técnico, se han alcanzado los objetivos planteados inicialmente:

- Selección e integración justificada de sensores inerciales adecuados para la medición de aceleraciones y velocidades angulares.
- Desarrollo de firmware capaz de detectar eventos de impacto, estimar aceleración rotacional mediante derivación discreta y clasificar impactos según rangos biomecánicos definidos a partir de la literatura científica.
- Implementación de comunicación inalámbrica BLE para transmisión estructurada de eventos y resúmenes de sesión.
- Diseño y fabricación de un encapsulado funcional mediante modelado CAD e impresión 3D, resolviendo problemas reales de integración mecánica.

- Validación experimental en entorno real de entrenamiento, permitiendo evaluar el comportamiento del sistema bajo condiciones dinámicas no idealizadas.

Los resultados obtenidos muestran que, en condiciones de fijación mecánica adecuada, el sistema detecta impactos de forma consistente y clasifica mayoritariamente los eventos en zonas de baja severidad durante entrenamiento habitual. Asimismo, las pruebas realizadas han puesto de manifiesto la importancia crítica del acoplamiento mecánico entre sensor y casco, confirmando que la fiabilidad de la medición depende directamente de la estabilidad estructural del conjunto, en línea con lo descrito en la literatura sobre dispositivos instrumentados [17].

La interpretación de eventos clasificados en zonas de mayor severidad sin correlato clínico ha permitido abordar con criterio crítico la relación entre métricas cinemáticas y lesión, reforzando la evidencia científica de que no existe un umbral determinista único de conmoción cerebral [9].

El proyecto no pretende constituir una herramienta clínica definitiva, sino establecer una base tecnológica coherente para la cuantificación objetiva del movimiento craneal en contextos deportivos.

En definitiva, el trabajo realizado evidencia que es posible trasladar fundamentos biomecánicos complejos a una solución embebida funcional, identificando tanto su potencial como sus limitaciones reales dentro de un marco riguroso de ingeniería aplicada.

## 5.2. Líneas Futuras

El sistema desarrollado abre diversas posibilidades de mejora y evolución tecnológica:

- Evaluar plataformas de procesamiento con mayor capacidad de muestreo y memoria, que permitan registrar señales con mayor resolución temporal y ampliar el análisis interno.
- Explorar configuraciones alternativas con mejor acoplamiento mecánico al cráneo, como dispositivos integrados en protectores bucales instrumentados, descritos en la literatura como soluciones con menor error de desacoplamiento.
- Incorporar almacenamiento interno que permita conservar la señal completa de cada evento para análisis posterior y estudios longitudinales.

- Implementar perfiles individuales de deportista y considerar el historial acumulado de impactos en la generación de recomendaciones, permitiendo umbrales adaptativos basados en exposición previa.
- Desarrollar una aplicación externa específica para visualización avanzada, análisis longitudinal y estudio de patrones de exposición acumulativa.
- Investigar métricas adicionales derivadas de la señal rotacional como herramienta de estudio biomecánico, ampliando el enfoque actual basado en el valor pico.
- Optimizar el encapsulado mecánico mediante rediseño estructural que garantice fijación robusta y repetible, minimizando el efecto del desacoplamiento observado durante la validación.

Estas líneas futuras permitirían evolucionar el prototipo actual hacia un sistema más robusto, preciso y orientado tanto a la investigación biomecánica como a aplicaciones prácticas en el ámbito deportivo, manteniendo siempre una perspectiva preventiva y basada en evidencia científica.

En última instancia, el presente trabajo demuestra que la ingeniería aplicada puede transformar fundamentos biomecánicos complejos en herramientas tecnológicas reales, aportando objetividad y criterio cuantitativo a la práctica deportiva.



# Referencias

- [1] K. J. Babcock, B. Abdolmohammadi y A. C. McKee. “Recent Advances in Chronic Traumatic Encephalopathy”. En: *The American Journal of Pathology* 195.11 (2025), págs. 1972-1974. DOI: [10.1016/j.ajpath.2025.07.008](https://doi.org/10.1016/j.ajpath.2025.07.008).
- [2] C. Bernick y S. Banks. “What boxing tells us about repetitive head trauma and the brain”. En: *Alzheimer’s Research & Therapy* 5.3 (2013), pág. 23. DOI: [10.1186/alzrt177](https://doi.org/10.1186/alzrt177).
- [3] J. Gordon Betts, Kelly A. Young, James A. Wise et al. *Anatomy & Physiology 2e*. 2.<sup>a</sup> ed. Creative Commons Attribution 4.0 International License. OpenStax, 2022. URL: <https://openstax.org/details/books/anatomy-and-physiology-2e>.
- [4] Kaj Blennow, John Hardy y Henrik Zetterberg. “The Neuropathology and Neurobiology of Traumatic Brain Injury”. En: *Neuron* 76.5 (2012), págs. 886-899. DOI: [10.1016/j.neuron.2012.11.021](https://doi.org/10.1016/j.neuron.2012.11.021).
- [5] Eamon Campoletano et al. “Development of a Concussion Risk Function for a Youth Population Using Head Linear and Rotational Acceleration”. En: *Annals of Biomedical Engineering* 48 (oct. de 2019). DOI: [10.1007/s10439-019-02382-2](https://doi.org/10.1007/s10439-019-02382-2).
- [6] M. Y. Fares et al. “Craniofacial and traumatic brain injuries in mixed martial arts”. En: *The Physician and Sportsmedicine* 49.4 (2021), págs. 420-428. DOI: [10.1080/00913847.2020.1847623](https://doi.org/10.1080/00913847.2020.1847623).
- [7] G. P. Fife, D. O’Sullivan y W. Pieter. “Biomechanics of head injury in Olympic taekwondo and boxing”. En: *Biology of Sport* 30.4 (2013), págs. 263-268. DOI: [10.5604/20831862.1077551](https://doi.org/10.5604/20831862.1077551).
- [8] B. Follmer, R. A. Dellagrana y E. P. Zehr. “Head Trauma Exposure in Mixed Martial Arts Varies According to Sex and Weight Class”. En: *Sports Health* 11.3 (2019), págs. 280-285. DOI: [10.1177/1941738119827966](https://doi.org/10.1177/1941738119827966).
- [9] K. M. Guskiewicz y J. P. Mihalik. “Biomechanics of sport concussion: Quest for the elusive injury threshold”. En: *Exercise and Sport Sciences Reviews* 39.1 (ene. de 2011), págs. 4-11. DOI: [10.1097/JES.0b013e318201f53e](https://doi.org/10.1097/JES.0b013e318201f53e).

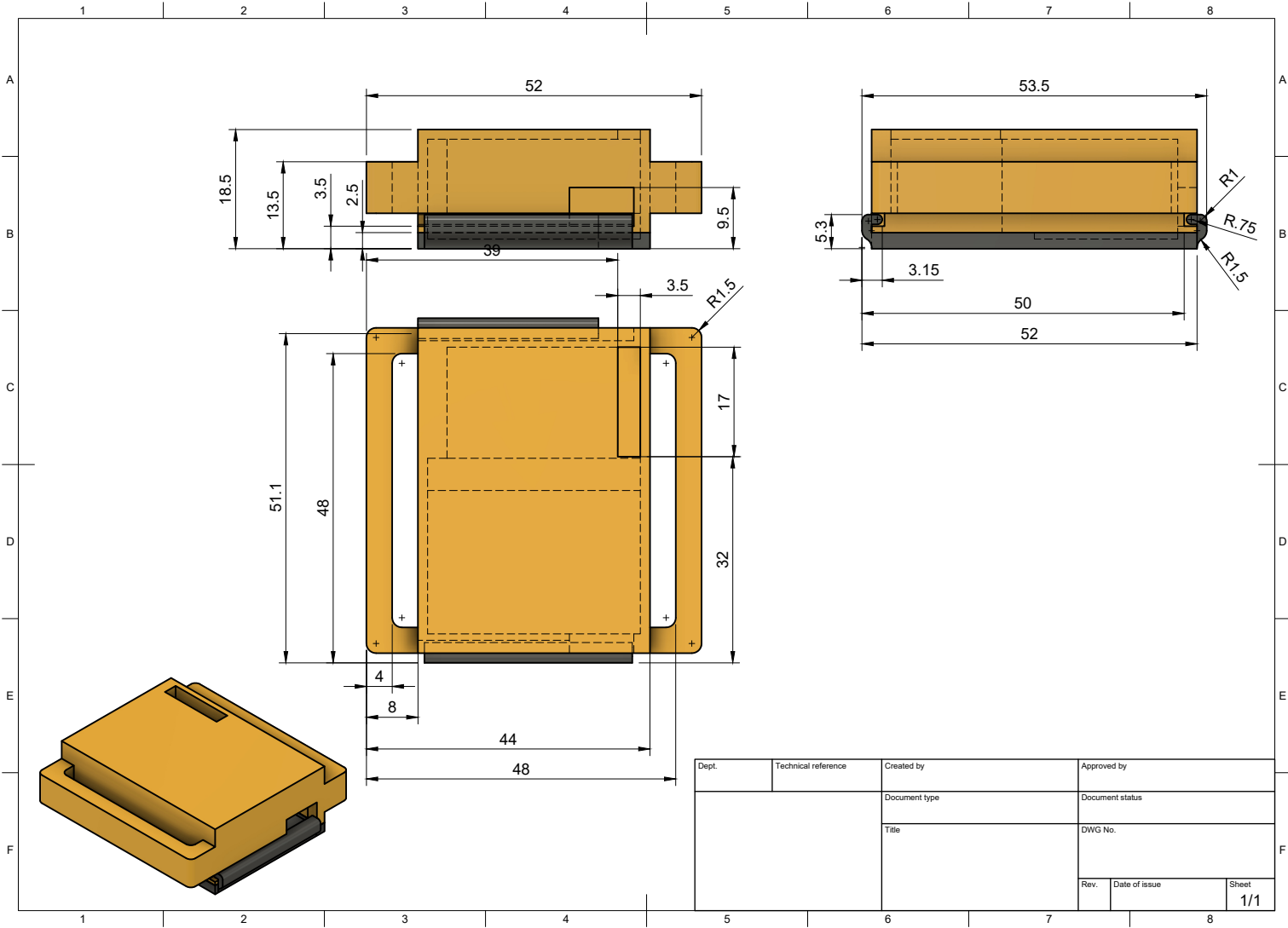
- [10] T. B. Hoshizaki et al. “The development of a threshold curve for the understanding of concussion in sport”. En: *Trauma* 19.3 (2017), págs. 196-206. DOI: [10.1177/1460408616676503](https://doi.org/10.1177/1460408616676503).
- [11] InvenSense Inc. *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification*. Revision 3.4, Document Number: PS-MPU-6000A-00. 2013.
- [12] C. Kirk y C. Childs. “Combat Sports as a Model for Measuring the Effects of Repeated Head Impacts on Autonomic Brain Function: A Brief Report of Pilot Data”. En: *Vision* 7.2 (2023), pág. 39. DOI: [10.3390/vision7020039](https://doi.org/10.3390/vision7020039).
- [13] Enora Le Flao et al. “Capturing Head Impacts in Boxing: A Video-Based Comparison of Three Wearable Sensors”. En: *Annals of Biomedical Engineering* 52.2 (2024), págs. 270-281. DOI: [10.1007/s10439-023-03369-w](https://doi.org/10.1007/s10439-023-03369-w).
- [14] K. S. Lota et al. “Rotational head acceleration and traumatic brain injury in combat sports: A systematic review”. En: *British Medical Bulletin* 141.1 (ene. de 2022), págs. 33-46. DOI: [10.1093/bmb/ldac002](https://doi.org/10.1093/bmb/ldac002).
- [15] David F. Meaney y Douglas H. Smith. “Biomechanics of Concussion”. En: *Clinics in Sports Medicine* 30.1 (2011), págs. 19-31. DOI: [10.1016/j.csm.2010.08.009](https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.08.009).
- [16] Nordic Semiconductor ASA. *nRF51822 Product Specification v3.4*. Revision 3.4. Nordic Semiconductor ASA. 2018.
- [17] Kathryn L. O’Connor et al. “Head-Impact-Measurement Devices: A Systematic Review”. En: *Journal of Athletic Training* 52.3 (2017), págs. 206-227. DOI: [10.4085/1062-6050.52.2.05](https://doi.org/10.4085/1062-6050.52.2.05).
- [18] S. Parikh, M. Koch y R. K. Narayan. “Traumatic Brain Injury”. En: *International Anesthesiology Clinics* 45.3 (2007), págs. 119-135. DOI: [10.1097/AIA.0b013e318078cfe7](https://doi.org/10.1097/AIA.0b013e318078cfe7).
- [19] Jon S. Patricios et al. “Consensus statement on concussion in sport: the 6th International Conference on Concussion in Sport—Amsterdam, October 2022”. En: *British Journal of Sports Medicine* 57.11 (2023), págs. 695-711. DOI: [10.1136/bjsports-2023-106898](https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-106898).
- [20] Seeed Studio. *Tiny BLE nRF51822 Development Board*. Accessed: 2026-02-16. 2016. URL: [https://wiki.seeedstudio.com/Tiny\\_BLE/](https://wiki.seeedstudio.com/Tiny_BLE/).
- [21] Danyon Stitt et al. “Laboratory Validation of Instrumented Mouthguard for Use in Sport”. En: *Sensors* 21.18 (2021), pág. 6028. DOI: [10.3390/s21186028](https://doi.org/10.3390/s21186028).

- [22] G. Tierney. “Concussion biomechanics, head acceleration exposure and brain injury criteria in sport: A review”. En: *Sports Biomechanics* 23.11 (2024), págs. 1888-1916. DOI: [10.1080/14763141.2021.2016929](https://doi.org/10.1080/14763141.2021.2016929).



# Apéndice A

## **Planos del encapsulado**





# Apéndice B


# **Manual de usuario**

# Manual de Usuario - Dispositivo HIT

## 1. Antes de empezar

-  **Carga:** Asegúrate de que el dispositivo esté completamente cargado antes de cada sesión.
-  **Colocación:** Fija el dispositivo al casco utilizando el velcro incorporado. Refuerza la sujeción aprovechando el ajuste del propio casco. Debe quedar estable y sin movimiento.

## 2. Conexión y uso

-  Activa Bluetooth en tu móvil.
- Abre una app compatible (por ejemplo, nRF Toolbox – UART).
- Conéctate al dispositivo llamado “HIT”.
- Para iniciar sesión escribe: **start**.
- Para finalizar sesión escribe: **stop**.
- Durante la sesión recibirás notificaciones automáticas cuando se detecten impactos relevantes.


## 3. Impactos individuales (HIT: Z,E)

Cuando se detecta un impacto relevante, recibirás un mensaje con este formato: HIT: Z,E.

- **Z** → Nivel (0-3).
- **E** → Código de recomendación.

Tabla 1 - Interpretación de impactos y recomendación

Z	Significado	E	Recomendación
Z0	Impacto leve	00	Continuar entrenamiento
Z1	Impacto moderado	10	Reducir intensidad y observar
Z2	Impacto alto	20	Detener sparring intenso
Z3	Impacto muy alto	30	Detener inmediatamente

 Si aparecen síntomas (mareo, dolor de cabeza, visión borrosa, náuseas), detén la actividad.


## 4. Resumen de sesión (mensajes SES)

Al enviar stop, recibirás un resumen con:

- Clase general de la sesión
- Número total de impactos
- Distribución por niveles
- Código de recomendación final.

Tabla 2 - Interpretación de la sesión completa

Clase	Interpretación (Clase)	Código	Recomendación
0	Sin impactos relevantes	100	Entrenamiento normal
1	Exposición moderada	110	Reducir intensidad próxima sesión
2	Impacto alto registrado	120	Evitar contacto adicional hoy
3	Impacto muy alto registrado	130	Suspender contacto y evaluar estado
—	Nota general de precaución	900	Prioriza descanso y monitoriza síntomas

 **Aviso importante:** HIT es una herramienta de monitorización preventiva. No diagnostica lesiones. No sustituye evaluación médica. Ante cualquier síntoma, actúa con prudencia.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

| [uma.es](http://uma.es)

E.T.S de Ingeniería Informática  
Bulevar Louis Pasteur, 35  
Campus de Teatinos  
29071 Málaga

E.T.S. DE INGENIERÍA INFORMÁTICA