

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE COSTA RICA
VICERRECTORÍA DE INVESTIGACIÓN Y EXTENSIÓN
ESCUELA DE CULTURA Y DEPORTE



INFORME FINAL DE PROYECTO

Diseño de un prototipo para prevención de lesiones deportivas en corredores de fondo basado en tecnologías de procesamiento inalámbricas



30 DE JUNIO DE 2020

Tabla de contenido

1	Resumen.....	2
2	Introducción	3
3	Objetivo General:	5
4	Objetivos Específicos:.....	5
5	Marco Teórico	5
6	Metodología	8
7	Resultados	15
8	Discusión y conclusiones	18
9	Conclusiones.....	18
10	Recomendaciones	19

Instituto Tecnológico de Costa Rica
Vicerrectoría de Investigación y Extensión
Dirección de Proyectos
Informe final de proyectos de investigación y extensión

Código: 5402-1600-0401

Diseño de un prototipo para prevención de lesiones deportivas en corredores de fondo basado en tecnologías de procesamiento inalámbricas

Dr. Miguel Eduardo Mendez Solano (Coordinador).
M.Sc. Randall Gutiérrez Vargas (Investigador Externo)
M.Sc.. Daniel Rojas Valverde (Investigador Externo)
Dr. Ing. Carlos Meza Benavides. (Colaborador)

1 Resumen

Correr proporciona numerosos beneficios para la salud, pero también se ha demostrado que causa altos índices de lesiones crónicas. Desde hace aproximadamente 5 años, en Costa Rica el crecimiento de corredores en competencias recreativas de medio fondo y fondo, se ha multiplicado de forma exponencial. El auge que ha tomado el uso de tecnologías portátiles llamadas “wearables” en eventos deportivos amateurs o recreativos; y basado en numerosas investigaciones sobre el rol del impacto, pisada, factores neuromusculares y fisiológicos en la aparición de fatiga y su relación con lesiones deportivas, es que se dio origen al desarrollo de un dispositivo que pudiese brindar de manera precisa alertas inteligentes a los atletas para evitar lesiones en las diferentes competencias, basándose en su propio historial de entrenamientos y eventos en los que haya participado. Para poder crear un sistema que pueda reducir la probabilidad de ocurrencia de una lesión músculo-esquelética, se pretende generar un algoritmo que considere parámetros neuromusculares y fisiológicos ponderados a partir de las mediciones de frecuencia de impactos en cada paso, ángulo de pisada y frecuencia de entrenamientos y competencias. Se ha planteado la hipótesis que la probabilidad de lesión se podría predecir con mayor precisión al integrar en el algoritmo de prevención que se pretende generar, un modelo predictivo estadístico, que permita evaluar la magnitud de los impactos, ángulo de pisada y carga corporal, en una distribución estadística normalizada que permita ponderar los niveles de CPK en sangre y Tensiominografía en músculo al final de la competencia o el entrenamiento y dependiendo de los niveles detectados, se pueda alertar al usuario en tiempo real, del aumento de la probabilidad de lesión si se continua con el mismo ritmo y técnica de corrida. El fin de esto es permitir que los atletas puedan rendir mejor en sus actividades deportivas. Las lesiones musculoesqueléticas son recurrentes en los atletas amateurs y los actuales dispositivos “wearables” no consideran el componente muscular de la fatiga, que vendrían a aportar un valor agregado positivo en la salud de las personas de forma generalizada, reduciendo así posibles incapacidades y problemas crónicos en la población de deportistas del país y eventualmente en el mundo.

Se desarrolló un estudio de su funcionabilidad en cuanto a la fiabilidad de captura y transmisión en el dispositivo de medición inercial y despliegue de datos de la aplicación demostrando los resultados un acuerdo aceptable y la fiabilidad de los datos extraídos de la Unidad de Medición Inercial “SAFE RUN UNA-TEC”.

Palabras clave

2 Introducción

Aparte de los numerosos beneficios para la salud, también se ha demostrado que correr provoca altos índices de lesiones crónicas. Se calcula que entre el 30% y el 75% de los corredores llegan a lesionarse. Además, aproximadamente el 70% de los corredores lesionados serán reincidentes en los próximos 12 meses (Michaud, 2014), donde el volumen total de entrenamiento y lesiones previas son los factores más relevantes de riesgo de lesión. Desde hace aproximadamente 5 años, en Costa Rica el crecimiento de corredores en competencias recreativas de medio fondo y fondo, se ha multiplicado de forma importante, de acuerdo a los registros de la Federación Costarricense de Atletismo, se estima que la cantidad de corredores por competencia se encuentra entre 700 a 1500 con una frecuencia media de dos carreras por fin de semana, que podría aproximar una media de unos 5 mil corredores. Sin embargo, hay carreras de alta participación que pueden participar hasta 6 mil corredores.

Conjuntamente, una de las manifestaciones del pie al impactar la superficie durante la carrera es la generación y la transmisión de una onda de choque transitoria que se propaga a través del sistema musculo-esquelético conocido como la atenuación de choque y junto con la aceleración de impacto se consideran componentes etiológicos fundamentales en el desarrollo de lesiones (García, Pérez, Llana, Lucas y Sánchez, 2014; Crowell, Milner, Hamill & Davis 2016).

Respecto a la aceleración de impacto (aceleración g), estudios recientes han determinado asociación con indicadores de fatiga bioquímica (CPK), cinemáticas (impactos) y neuromusculares (tensiomiografía) como el de Rojas (2016); así como la interacción significativa entre superficies (banda y pista) con la aceleración de impacto en condiciones de fatiga (García et al. 2014; Bigelow et al., 2013). No obstante, estas y otras investigaciones han cuantificado la aceleración de impacto con uno o dos acelerómetros, limitando la interpretación de estos datos y su implementación directa para el desarrollo de algoritmos que también pudieran estudiar las características de las adaptaciones del impacto en los umbrales de fatiga en las que se producen.

El estudio de la fatiga es importante porque es un fenómeno regular experimentado por los corredores y está relacionado con lesiones. Por ejemplo, Nordin y Frankel (1989) citados por Mercer, Bates, Dufek y Hreljac (2003) propusieron un modelo que indica que las lesiones por uso excesivo están relacionadas con el rendimiento muscular ya sea por la pérdida de la capacidad de absorción de los músculos o por un cambio del patrón de movimiento.

A nivel mundial existen empresas que ya han desarrollado algoritmos para cuantificar variables cinemáticas de carrera, como por ejemplo las empresas Gait Up, ViperForm y LUMO quienes entre sus variables brindan el tiempo de contacto con el suelo, la asimetría entre ambas

piernas, la velocidad de pronación, si la persona impacta con el talón, pie medio o metatarso, así como la cadencia, determinando métricas con las cuales previenen lesiones al estar el cuerpo en rangos cinemáticos determinados. Otras empresas como RUNSCRIBE y GAIT UP utilizan las variables de la pisada (tipo, pronación, choque) entre otras y las asocian a estándares dorados de poblaciones. Mención especial merece IMU-RUN quienes relacionan estas métricas con la aceleración de impacto en la tibia en un algoritmo que calcula la “carga” con la cual en cierto rango advierte de sobrecarga. La mayoría de algoritmos de estas tecnologías actuales basan su estimación del riesgo de lesión en indicadores cinemáticos y su correlación con el impacto, los cuales advierten del riesgo de lesiones por una excesiva fuerza o movimiento incorrecto, sin embargo, no consideran la fatiga del músculo que se va presentando durante la carrera.

Sin embargo, a pesar de existir diversos dispositivos que cuantifican variables cinemáticas, la relación de estas variables con la fatiga no está desarrollada de forma definitiva por la multicausalidad de la fatiga. Por ejemplo, Strohrmann et al. (2012), valoran cambios en la cinemática relacionados con fatiga, no obstante, las observaciones de la misma son arbitrarias (escala de percepción) y no cuantitativas.

Estos estudios ponen en evidencia como el impacto es un factor preponderante que se asocia con los factores cinéticos, cinemáticos, neuromusculares y fisiológicos de riesgo de lesiones y que cuando los atletas se les entrena en la forma de hacer la pisada con retroalimentación visual y/o auditiva de la aceleración de impacto, logran atenuar la probabilidad de lesionarse. Las tecnologías actuales solo se basan en parámetros cinemáticos y su relación con el impacto y no consideran indicadores neuromusculares que evidencian daño muscular para determinar riesgo de lesión durante la carrera.

Surge la interrogante de poder valorar de forma inalámbrica, la aceleración de impacto, ángulo de pisada y carga corporal en tiempo real durante la carrera bajo condiciones de pre y post fatiga, integrando giroscopio y acelerómetro en un dispositivo portátil, cómodo, cuyos algoritmos correlacionen estos parámetros con rangos de otras variables asociados a la fatiga muscular local como el CPK y la tensiomiografía y un indicador fisiológico como el consumo de oxígeno máximo (VO_2 máx), para determinar un nivel de riesgo con mayor certeza. De ahí que sea relevante plantear si el desarrollo de una tecnología portátil, inalámbrica y de bajo costo puede mejorar significativamente la detección temprana de lesiones en corredores. Se pretende comparar la precisión de este sistema con las tecnologías actuales basadas en las mediciones cinemáticas. Se plantea como hipótesis de partida de que al utilizar un dispositivo portátil, inalámbrico basado en un acelerómetro y protocolos de comunicación de bajo costo y con un algoritmo es posible detectar probables lesiones con igual o más precisión que con las tecnologías actuales. Esto es acorde a la política del TEC de aportar novedad tecnológica en un problema de salud pública dada la creciente prevalencia de corredores lesionados actualmente en Costa Rica.

De lo anterior se pueden plantear las siguientes preguntas de investigación:

1. Podrían los parámetros cinemáticos ser calculados desde un nuevo sensor inalámbrico en tiempo real para el análisis de movimiento?

2. En qué medida cambian estos parámetros con la aparición de la fatiga?
3. Podrían los cambios depender del tipo de superficie y/o nivel del corredor?
4. Podrán estos parámetros ser asociados con indicadores neuromusculares de fatiga en un modelo predictivo de probabilidad de lesión?

3 Objetivo General:

Desarrollar un prototipo de sistema multiplataforma (“wearable”) para la prevención de lesiones en corredores

4 Objetivos Específicos:

1. Desarrollar una plataforma de hardware para la adquisición de la aceleración, orientación-ángulo espacial de posicionamiento temperatura corporal con comunicación bluetooth en tiempo real.
2. Validar las mediciones de la plataforma sensorial (Hardware y Software) comparándolas con sistemas de mediciones cinemáticas.
3. Determinar niveles de fatiga que incidan en la cinemática del movimiento
4. Integrar las variables fisiológicas en el algoritmo para prevención de lesiones.

5 Marco Teórico

Ha habido un gran auge de la participación en carreras pedestres en los últimos años, sobre todo desde el punto de vista de la participación recreativa. Sin embargo, involucrarse en un programa de entrenamiento y en competencias, conlleva un riesgo de sufrir una lesión. En Costa Rica se estima que participan en promedio dos mil corredores cada fin de semana (Rojas, 2016).

La capacidad para determinar con precisión las fuerzas y aceleraciones de impacto durante la carrera es de creciente interés, debido a la relación demostrada entre corredores con mayor impacto en la pisada y el aumento de la incidencia de lesiones. Según Shorten y Mienjtes (2011) y García et al (2014), el impacto se caracteriza por un impulso de fuerza transmitido a través del pie, con una corta duración y por lo tanto con altas frecuencias. Un nivel óptimo de impactos es apropiado para desarrollar y mantener la salud del tejido óseo sin causar un sobreuso. Sin embargo, los impactos repetitivos generados en cada paso han sido reportados

como una causa mecánica de fracturas por estrés. Como consecuencia, los estudios recientes se han centrado en cómo reducir el nivel de impacto al correr.

De acuerdo a Clansey, Hanlon, Wallace & Lake (2012), muchos estudios han demostrado que cuando los corredores han estado en fatiga, sus cuerpos están expuestos a grandes fuerzas de impacto. La tibia ha sido reportada como el sitio más común para las lesiones por fractura por estrés en corredores con una prevalencia entre 35% y 49% de todas las lesiones de corredores por estrés. Las ondas de choque generadas durante la carrera se pueden cuantificar mediante el cálculo de las fuerzas de impacto experimentadas en la tibia por acelerometría. (Sinclair, Taylor y Hobbs, 2014).

Derrick, Dereu & Mclean (2001) reportan que tanto la cantidad de choque (impacto) como la cantidad de choque atenuada por el cuerpo (reducción del impacto máximo) fueron incrementados con una carrera exhaustiva. Por otro lado Mercer, Bates, Dufek & Hreljac (2003) encontraron que la atenuación de choque disminuyó junto con un mayor consumo de oxígeno post fatiga, por lo que sugieren más investigaciones para aclarar las implicaciones de los cambios en la atenuación de choques durante el estado de fatiga.

En los pocos estudios que han adoptado un umbral de alta intensidad como protocolo de fatiga, los resultados mostraron que los corredores fueron menos tolerantes a las aceleraciones de impacto dentro de 15 a 20 minutos de carrera. (Mizrahi J et al., 2000). Los autores sugirieron que el aumento observado en las aceleraciones de impacto puede ser el resultado de que los corredores sean menos capaces de manejar los impactos a medida que aumenta la duración de la carrera, con la evidencia de que los corredores también muestran mayores aceleraciones máximas en la cabeza.

Clansey et al (2012) determinaron los efectos agudos de la fatiga progresiva en los parámetros de la mecánica de carrera previamente asociada con el riesgo de fractura por estrés en la tibia con un aumento significativo en la escala de esfuerzo percibido, sin embargo, esta medición es subjetiva para cada participante. La máxima eversión de pisada trasera, la aceleración máxima axial de la cabeza, el máximo momento libre y las velocidades de carga de fuerza vertical aumentaron ($P < 0,05$) con tamaños de efecto de moderado a mayor durante la progresión de las pruebas del Pre a Post test, aunque el máximo impacto vertical y la aceleración tibial axial máxima no fueron significativamente afectados por los esfuerzos de intensidad alta. Lo anterior evidencia que los factores de riesgo previamente identificados para las lesiones (como la fractura por estrés tibial) se modifican con fatiga. Debido a que la fatiga se asocia con una tolerancia reducida al impacto, estos hallazgos apoyan la importancia de esas medidas para identificar individuos en riesgo de lesión por la carga de impacto de miembros inferiores durante la carrera.

Además, Strohrmann et al. (2012) monitorearon los cambios cinemáticos en la carrera producto de la fatiga utilizando sensores portátiles, con el fin de obtener mayor validez ecológica que utilizando el estándar dorado de sistemas de captura de movimiento por medio de cámaras infrarrojas como el sistema de Qualisys. Sin embargo, el estado de fatiga fue

determinado arbitrariamente en su protocolo, midiendo las variables cinemáticas en 3 períodos de 5 minutos.

Por otra parte, a nivel nacional, Rojas (2016) en un estudio sobre función neuromuscular en corredores de maratón, presenta múltiples correlaciones entre variables cinemáticas (impactos y carga corporal) con el aspecto tensiomiográfico, estos a su vez con un indicador de daño muscular, Creatin Fosfoquinasa (CPK). Se indica una relación significativa y positiva entre el porcentaje de cambio al considerar las líneas base y las evaluaciones 24 horas posteriores del CPK y los datos tensiomiográficos del desplazamiento radial y el tiempo de contracción del Recto Femoral en el hemisferio dominante. Así también la velocidad media con la cantidad de impactos en las intensidades de la aceleración de impacto de 6-6.9g y 7-10g. Esto podría sugerir que altos valores en datos tensiomiográficos pueden ser indicativos de fatiga neuromuscular dada la correlación con el indicador bioquímico de fatiga (CPK). Se encontraron correlaciones que indican que a mayor velocidad de carrera, mayor cantidad de impactos experimenta el cuerpo, en los rangos de 6-6.9g y 7-10g. A su vez se encontraron diferencias en la magnitud del impacto del cuerpo durante el evento entre hombres y mujeres. La información anterior indica que un factible predictor de lesión es la cantidad de impactos en zonas de mayor magnitud de aceleración de impacto.

En cuanto a la evidencia del control del impacto para prevenir lesiones, Clansey et al. (2014) en un estudio sobre la efectividad del entrenamiento de retroalimentación en tiempo real visual y auditiva (con un pantalla de 5 metros delante de la banda de correr) de la aceleración axial máxima en la tibia, con un análisis de varianza de 2X3 (grupo experimental y control vs mediciones pre, post y un mes posterior) comprobaron que se pueden reducir las variables de carga de impacto previamente vinculadas con el riesgo de fractura por estrés tibial (aceleración en tibia máxima, velocidad de carga vertical media, velocidad de carga instantánea vertical e impacto máximo vertical). El grupo experimental tuvo reducciones significativas en la aceleración tibial máxima y tasas de carga vertical promedio e instantánea después del entrenamiento junto con un aumento de la flexión plantar del tobillo con un menor ángulo de pisada, las modificaciones en las cargas de impacto sólo se mantuvieron en la aceleración tibial máxima un mes después del entrenamiento. Crowell et al (2016) en un estudio de retroalimentación visual (monitor delante de una banda sin fin) de la aceleración de impacto y las fuerzas de carga vertical, con un análisis de medidas repetidas por sujetos, mostró que casi todos los sujetos tuvieron disminuciones significativas en el impacto máximo y en las tasas de fuerza de reacción vertical de carga al final del periodo de no retroalimentación seguido de la visual información proporcionada. El desarrollo tecnológico de incluir la retroalimentación auditiva dentro del sistema de readaptación de la marcha mostró ser un desarrollo prometedor en el área de reentrenamiento de la carrera. Los corredores comentaron los beneficios de la retroalimentación auditiva, ya que les permitió concentrarse en los movimientos de sus extremidades. Finalmente, Strohrmann et al. (2012) presentan diferencias significativas en variables cinemáticas de acuerdo al nivel del atleta, con respecto a la fatiga inducida por la carrera en ambiente controlado en banda y en campo.

Por lo que es concluyente la evidencia de que conocer el impacto por parte del corredor puede atenuar la aparición de lesiones, sin embargo, la fatiga es un fenómeno a nivel muscular, tejido y respiratorio que puede afectar la carrera en los parámetros cinemáticos y es necesario considerarla para alertar al corredor del riesgo de lesión.

Para la presente propuesta, se pretende desarrollar un sistema totalmente integrado de movilidad portátil capaz de valorar en tiempo real el riesgo de lesión que se presenta durante la carrera continua, determinando rangos de referencia de mediciones puntuales de fatiga por medio de tensiomiografía, consumo de oxígeno y daño muscular por medio de CPK en corredores amateurs, y su correlación con el cambio en las variables cinemáticas. La información obtenida tendrá su trascendencia, utilidad y aporte, para una cantidad considerable de entrenadores, educadores físicos, especialistas en ergonomía y los propios corredores, a fin de que puedan conocer las señales de alerta que les brinda la biomecánica y fisiología muscular, reduciendo el riesgo de lesión musculoesquelética. Esto constituye una gran contribución a la prevención de la alta prevalencia de lesiones en corredores.

6 Metodología

- Procedimientos de recolección de información.

Esta sección describirá el método y el proceso para la integración y el desarrollo de un dispositivo inercial llamado “SafeRun” para la cuantificación de la carga externa en los corredores, sistematizando la experiencia práctica de un personal profesional multi e interdisciplinario.

Un enfoque multi e interdisciplinario para el desarrollo de IMU

La idea original fue concebida en el Centro de Investigación y Diagnóstico en Salud y Deporte (CIDISAD) de la Universidad Nacional de Costa Rica, donde el Fisiólogo del Ejercicio, M.Sc. Randall Gutierrez y el Científico del Deporte M.Sc. Daniel Rojas formularon una propuesta inicial en coordinación con el Científico Deportivo del Departamento de Cultura y Deporte del Instituto Tecnológico de Costa Rica (ITCR) Dr. Miguel Méndez, que presentó la idea y las características del proyecto a los ingenieros electrónicos del Laboratorio de Sistemas para la Sostenibilidad (SESLab) Dr. Carlos Meza. y estudiante Victor Chavarria de Ingeniería en Computadores. Esto constituyó el primer esfuerzo en la creación de un nuevo consorcio de investigación entre instituciones, que se llamaría “Ingeniería y Ciencia en el Deporte” INCIDE UNA-TEC.

Se realizaron constantes reuniones interdisciplinarias para coordinar y formular el proyecto. Los representantes de la UNA dieron las pautas básicas para que el dispositivo tuviera las características técnicas necesarias para su aplicación en el área de la Ciencias del Deporte y el Ejercicio y cumplir su objetivo final. Los colegas del ITCR se aseguraron de que se

cumplieran todos los parámetros de ingeniería para hacer de este dispositivo una herramienta tecnológica fácil de usar y de alta calidad.

Finalmente, se acordó llevar a cabo un dispositivo que pudiera cuantificar la carga externa de los corredores para controlar el posible daño muscular y poder redirigir en tiempo real la intensidad y el volumen de los ejercicios realizados. Lo anterior considerando los ABELI como un indicador de carga para la prescripción previa de ejercicio físico. Para este propósito, se encontró la solución ideal en dispositivos inerciales que se ajustaban a los parámetros establecidos: 1. interfaz fácil de usar, 2. portátil, 3. económicamente accesible, 4. con conexión inalámbrica a cualquier dispositivo móvil, 5. que cuantificará y procesará las variables en tiempo real. Para lograr lo mencionado anteriormente, la planificación del presente proyecto de desarrollo de tecnología se financió en el modelo de proceso Stage-Gate®, pero entendiendo que las técnicas de gestión tradicionales no necesariamente se aplican a proyectos no tradicionales (Cooper, 2006), el presente desarrollo de IMU realizó modificaciones específicas para ajustar esta planificación a las particularidades del proyecto, el diagrama de flujo del proceso seguido se describe en la Figura 1.

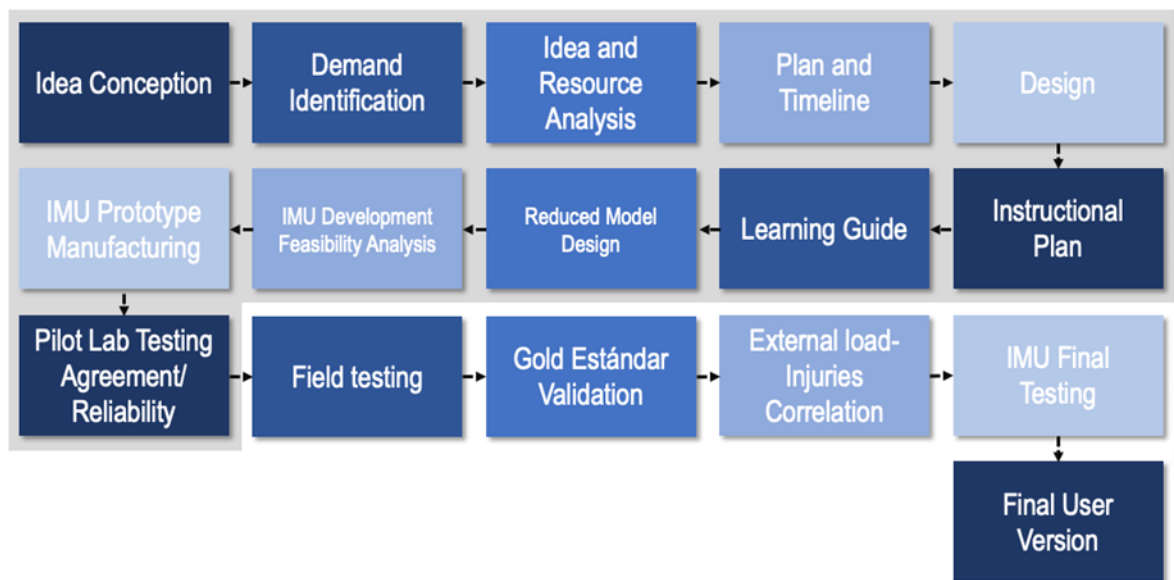


Figure 1. Presentación esquemática del plan de desarrollo de la IMU.

Integración de Unidad de Medición Inercial (IMU)

Para obtener una orientación absoluta, se integraron tres sensores en un solo dispositivo IMU (BNO055, Adafruit Industries, Nueva York): 1. Un acelerómetro de Sistema Electromecánico Micro Mecanizado (MEMS) (16 g) que detecta movimiento lineal y fuerzas gravitacionales (g), 2. un Giroscopio (± 2000 , 20Hz) que cuantificó la velocidad de rotación en el espacio (balanceo e inclinación) y 3. un Magnetómetro (13g) que evalúa la

fuerza, la dirección y el cambio relativo del campo magnético de la tierra en un determinado ubicación. La IMU tiene la siguiente salida: orientación absoluta de 100Hz (360°, vector de Euler y Quaternion), vector de velocidad angular (100Hz), vector de aceleración usando movimiento lineal y de gravedad (100Hz, m / s²), vector de fuerza de campo magnético (20Hz, uT), vector de gravedad (100Hz, m / s²).

Todos estos sensores se complementaron con algún hardware adicional. Se seleccionó una placa de procesamiento (Feather M0 Bluefruit LE) y un transmisor Bluetooth® de baja energía (4.0, Bluetooth Special Interest Group, Washington, Estados Unidos) incorporado para la comunicación de bajo rango mediante radiofrecuencia para vincular la IMU y la aplicación móvil. La placa de procesamiento tenía un procesador ATSAMD21G18 y un microcontrolador de 48MHz (3.3v) con las siguientes dimensiones y peso: 68.6mmx53.2mm y 5.7g. La placa de procesamiento tiene 256K de memoria flash y 32K de memoria RAM.

Para integrar la placa de procesamiento con IMU, se utilizó Adafruit BNO055 y con Bluetooth® Low Energy fue necesario utilizar placas Arduino SAMD y Adafruit SAMD. Para controlar las variaciones de temperatura, se incorporó un sensor de temperatura interno (1Hz, en grados Celsius). Con respecto a la autonomía energética (~ 48h cuando está encendido pero en espera), la IMU tiene una batería de polímero de litio recargable de 1200mAh (3.7v PKCell, LP503562). La IMU estaba protegida y sellada con una cubierta dura impresa en 3D hecha de polímero de acrilonitrilo butadieno estireno. Las dimensiones totales del dispositivo IMU eran 35 mm de ancho, 18 mm de altura y 80 mm de largo con un peso total de 36 g. La distribución de sensores espaciales de la IMU se muestra en la figura 2.

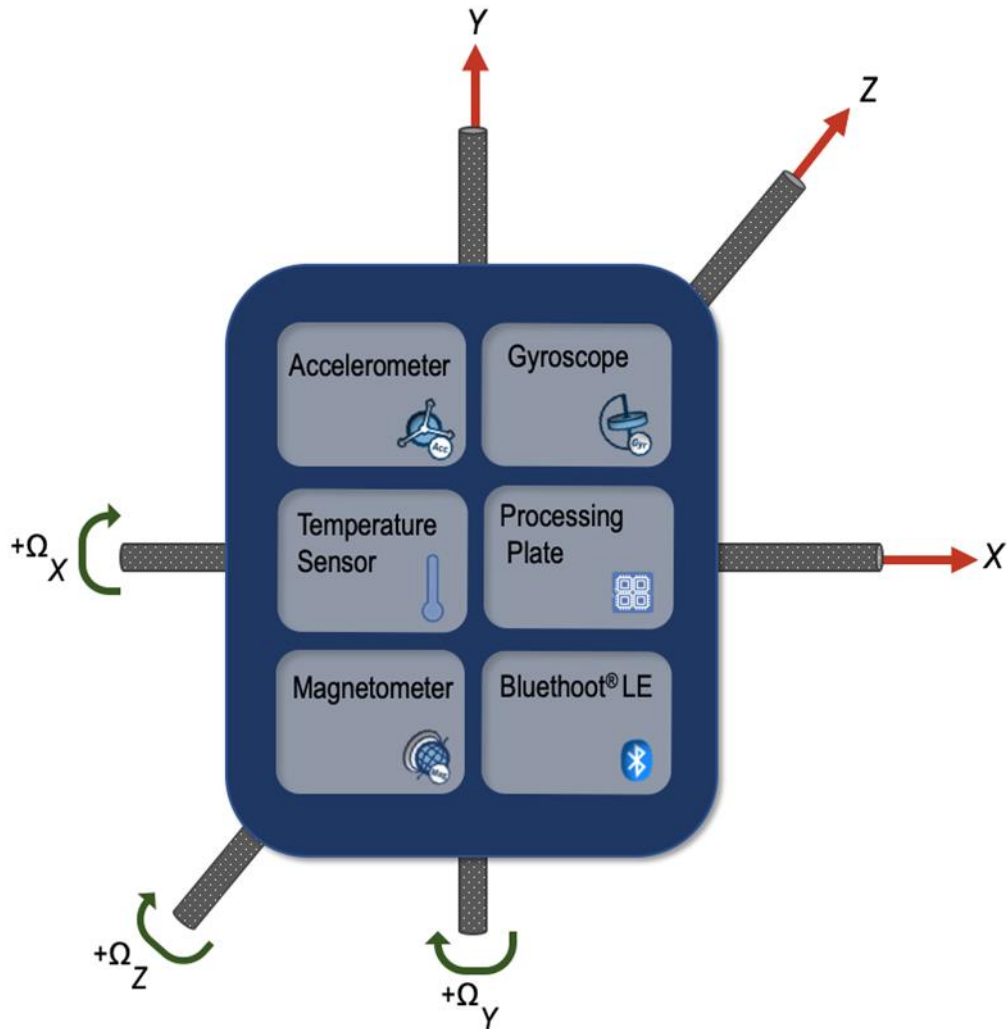


Figure 2. Distribución espacial y evaluación de movimiento de Safe Run IMU.

Sistema de fijación del segmento del cuerpo

El dispositivo IMU se desarrolló para unirse cefálicamente a 3 cm del maléolo peroneo dominante (Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019). El anclaje se realizó con una banda de neopreno con una bolsa para que el dispositivo se pueda insertar fácilmente, esta banda de neopreno tiene un sistema de cierre de velcro para que se pueda quitar fácilmente. Este diseño permite libertad de movimiento, fácil anclaje, prevención de lesiones en la piel y permite respirar y sudar la piel.

Este punto anatómico se seleccionó porque se ha demostrado que el NM está directamente relacionado con el aumento de diferentes factores de daño muscular durante el ejercicio físico, específicamente durante la carrera (Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019). El punto de fijación exacto se muestra en la figura 3

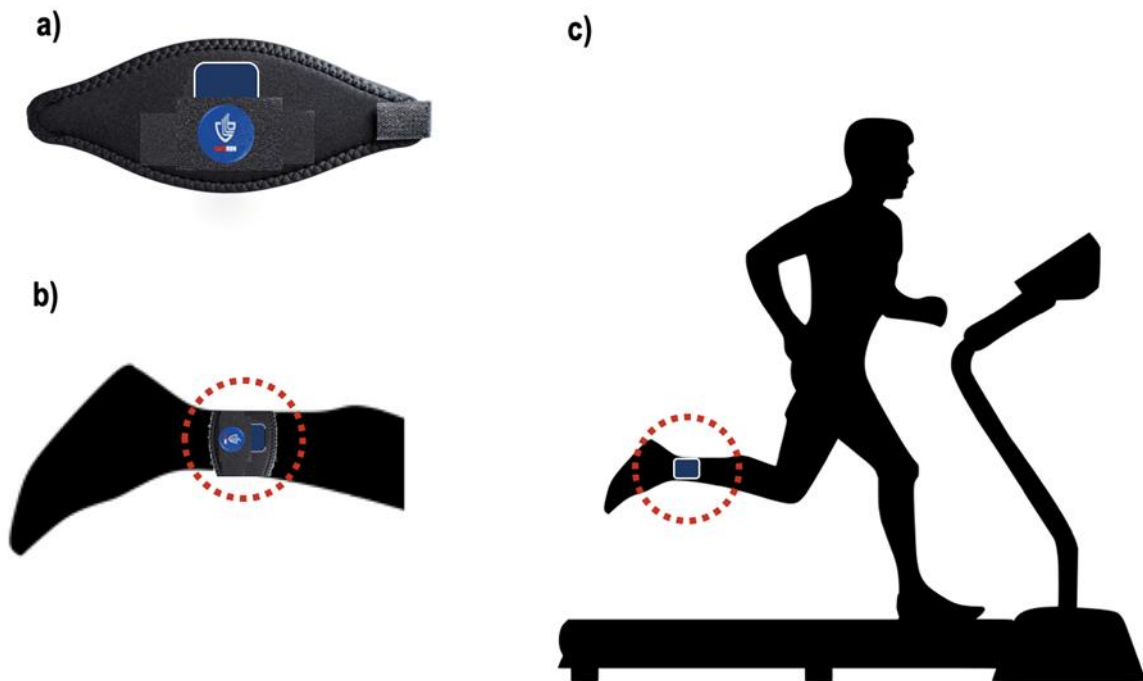


Figura 3. Fijación de dispositivos de medición inercial a) banda de neopreno, b) colocación: maléolo peroneo, c) ejemplo de uso durante el funcionamiento y las pruebas.

Interfaz IMU de aplicaciones móviles y monitoreo en tiempo real

Para capturar los datos en tiempo real y almacenar todos los datos, se desarrolló una aplicación móvil bajo el sistema operativo Android, pero podría usarse en otros sistemas, que se conectan al dispositivo mediante radiofrecuencia bajo la tecnología de recepción estándar Bluetooth® y fusiona de manera inteligente los datos sin procesar de múltiples sensores. Fue desarrollado utilizando el marco Ionic 4, una herramienta de código abierto para crear aplicaciones móviles y de alta calidad y alto rendimiento. El prototipo de la aplicación móvil proporciona una interfaz para la selección y conexión del dispositivo, además de ser capaz de capturar, procesar y mostrar los datos recibidos en una interfaz (ver figura 4). Como se muestra, es necesario vincular con el dispositivo IMU a través de la aplicación móvil.



Figura 4. Interfaz de aplicación para el control de IMU.

Esta aplicación se vinculó al dispositivo de forma remota y obtuvo los datos en tiempo real, además de guardar los datos extraídos y permite exportarlos en formato Excel. El diagrama de implementación se muestra en la figura 5.

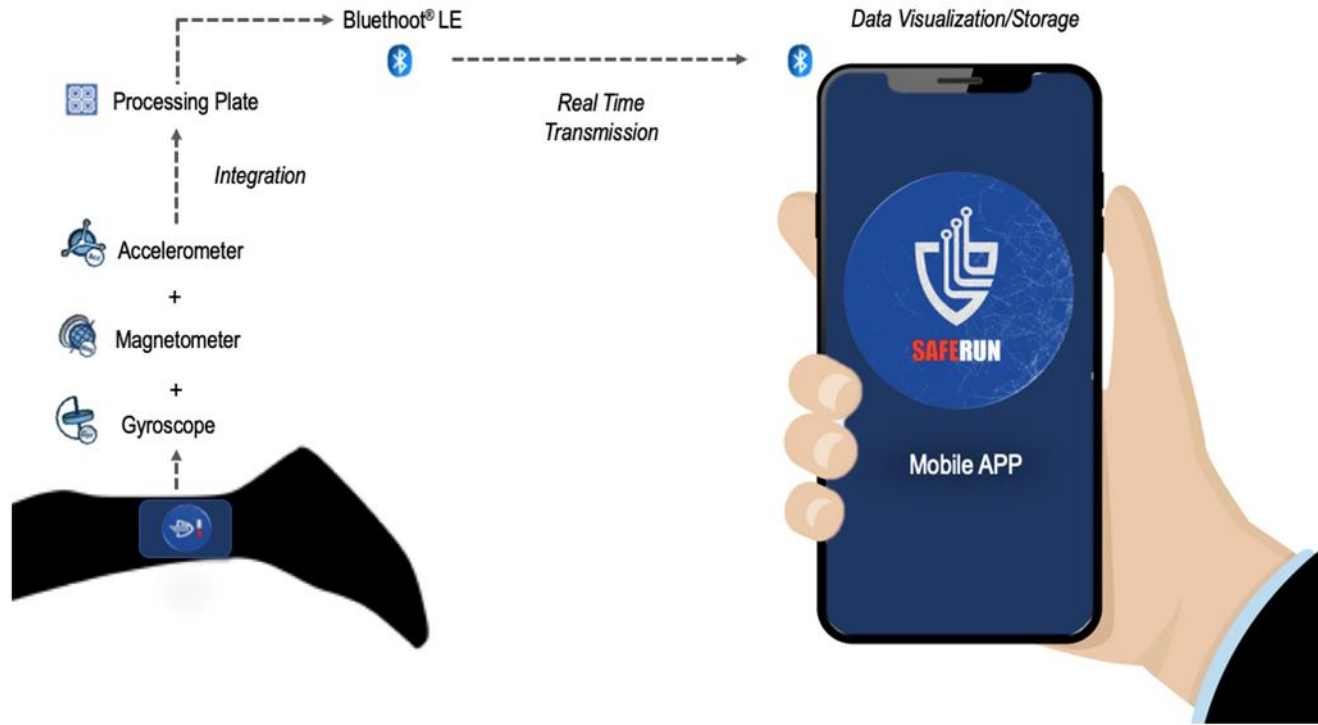


Figura 5. Diagrama de implementación del sistema IMU.

Procesamiento de datos

Todos los datos fueron capturados por la aplicación móvil y luego se pudieron descargar en una hoja de datos. Los datos sin procesar no se procesan en este paso, pero el fabricante de la IMU introdujo algunos procesos de filtración de datos dependiendo de la frecuencia de muestreo y el rango de salida. Todos estos procesos de filtración (conjunto de chips IMU y fabricante de acelerómetros) generalmente se aplican antes de que los datos brutos estén disponibles para el usuario final (Gómez-Carmona et al., 2019). En este momento, los datos sin procesar están disponibles para el usuario si se puede aplicar alguna filtración de software dependiendo del uso de datos.

Variables extraídas

Se obtienen tres variables de la IMU que han demostrado ser fundamentales para la cuantificación de la carga externa en los deportes, en este caso en la carrera (Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019). Estas variables fueron el número de impactos, el ángulo de pisada y la carga de acelerometría total ($a [t]$). El cálculo de $a [t]$ (au) se refiere a la raíz cuadrada de la suma de las aceleraciones en tres ejes diferentes (x , y y z) (Rowlands et al., 2015; Staunton et al., 2018), que representa el combinación del movimiento de los tres ejes y se obtiene utilizando la siguiente ecuación (Gómez-Carmona et al., 2019):

$$\sum \sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$$

Solo los datos mayores de 1g se registran para una extracción [t].

La segunda variable fue el número de impactos realizados mayores a 1 g (Gutiérrez-Vargas et al., 2018). Esta variable está representada en g fuerzas (g). El ángulo de pisada es una variable que calcula el ángulo inicial (°) del dispositivo conectado con respecto al suelo.

Prueba piloto: acuerdo y fiabilidad

Con el fin de probar el acuerdo y la fiabilidad de los datos obtenidos por la IMU. Se realizó una prueba específica para confirmar estos parámetros estadísticos utilizando una prueba incremental de la siguiente manera: comience a 4.5 mph e incrementos de 1 mph cada 2 minutos hasta 8.5 mph. La prueba se repitió dos veces para realizar un acuerdo prueba-prueba y confiabilidad.

Los datos obtenidos por la IMU se presentan como medias y desviación estándar. El acuerdo de datos y la confiabilidad se realizaron siguiendo pautas específicas (Kottner & Streiner, 2011; Zaki et al., 2012). La consistencia de la prueba a lo largo del tiempo de los datos en bruto se exploró mediante la confiabilidad utilizando el coeficiente de correlación intraclase (ICC) con el IC del 95% respectivo, y estos resultados se confirmaron mediante la correlación lineal entre mediciones. ICC fue interpretado cualitativamente siguiendo la clasificación propuesta anteriormente 0 pobre, 0.01-0.02 trivial, 0.21-0.4 regular, 0.41-0.6 moderado, 0.61-0.8 sustancial y 0.81-1 casi perfecto (Kramer y Feinstein, 1981). El sesgo y la concordancia entre las mediciones se exploraron utilizando el método de trazado Bland Altman. Los resultados se compararon usando el análisis de diferencias de medias entre dos mediciones usando pruebas t. La magnitud de la importancia se informó utilizando el tamaño del efecto d de Cohen (Cohen, 1988): <0.2 trivial, 0.2-0.6 pequeño, 0.6-1.2 moderado, 1.2-2.1

7 Resultados

Los resultados obtenidos sugirieron un buen acuerdo y confiabilidad entre la prueba. Esto muestra que los resultados de la IMU son consistentes en el tiempo. Esto se basa en la correlación intraclase, la correlación lineal, los valores de la prueba t y el sesgo entre las pruebas de un conjunto de datos total de 5892 puntos de datos para cada variable y cada prueba, para un total de 35352 puntos de datos.

Tabla 1. Acuerdo y fiabilidad de los datos obtenidos de IMU

Variable	Test	m (sd)	ICC (LA)	Bias	Correlation r (p value)	t-test (p value) <i>rating</i>
a(t) (au)	A	63871.75 (41572.33)	1 (1; 1)	1981.14	1 (<0.01)	4,48 (<0.01) <i>Large</i>
	B	61890.61 (40592.41)				
Impacts (n)	A	2561.7 (1538.23)	0.933 (0.93; 0.936)	33.5	0.935 (<0.01)	3.13 (<0.01) <i>Large</i>
	B	2528.2 (1628.77)				
Footfall Angle	A	54.21 (20.82)	0.394	45.22	0.394 (<0.01)	127.6

(°)	B	55.4 (22.84)	(0.368; 0.418)	(<0.01) <i>Very Large</i>
-----	---	--------------	-------------------	-------------------------------

m: mean, sd: standard deviation, ICC: intraclass correlation, LA: limits of confidence.

La Figura 6 muestra un comportamiento lineal de magnitud creciente de α (t), impactos y ángulo de pisada durante ambas pruebas. Las magnitudes de las variables tienden a aumentar a medida que aumenta la velocidad.

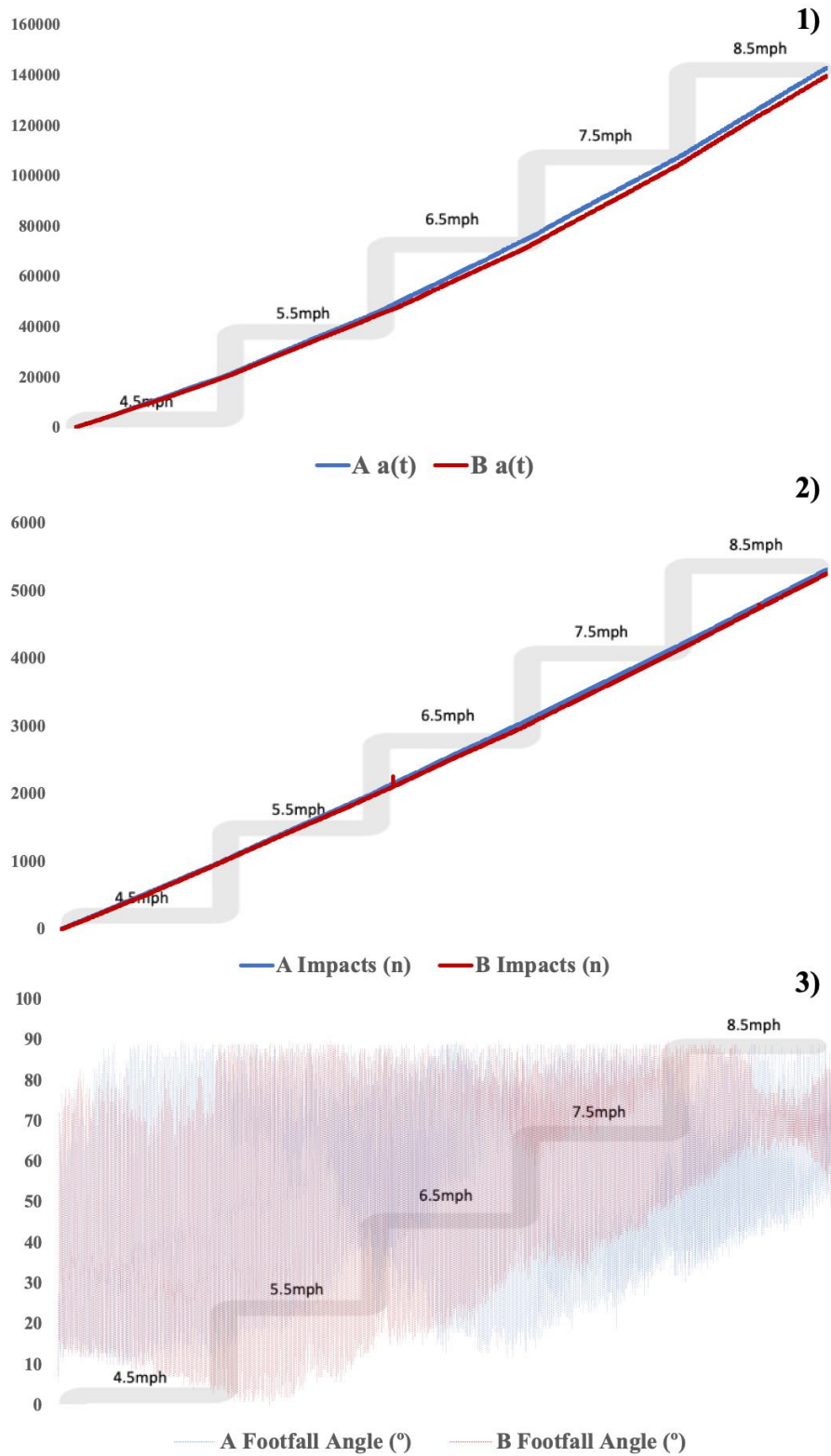


Figure 6. Comportamiento lineal de 1) a (t), 2) Impactos y 3) ángulo de pisada durante las pruebas.

8 Discusión y conclusiones

La información obtenida de la IMU en tiempo real podría correlacionarse con el nivel de daño muscular. El uso de la carga corporal y los indicadores de carga externa basados en la acelerometría se ha propuesto como un medio innovador para cuantificar la carga corporal física. Esto podría dar a los corredores una perspectiva real sobre la carga física, el daño muscular y, en el futuro, poder brindar información para mejorar los procesos de entrenamiento, como planificar y prescribir cargas, así como prevenir lesiones deportivas debido a una sobrecarga.

Es necesario explorar el filtrado de software para que los datos sin procesar tengan una señal de mejor calidad dependiendo del uso de datos. Se debe considerar actualizar la IMU con un acelerómetro que pueda evaluar acciones con un alto componente de fuerzas g, por lo que el acelerómetro debe tener más de 16 g de capacidad o integrar otro acelerómetro con una gama más amplia de medidas.

9 Conclusiones

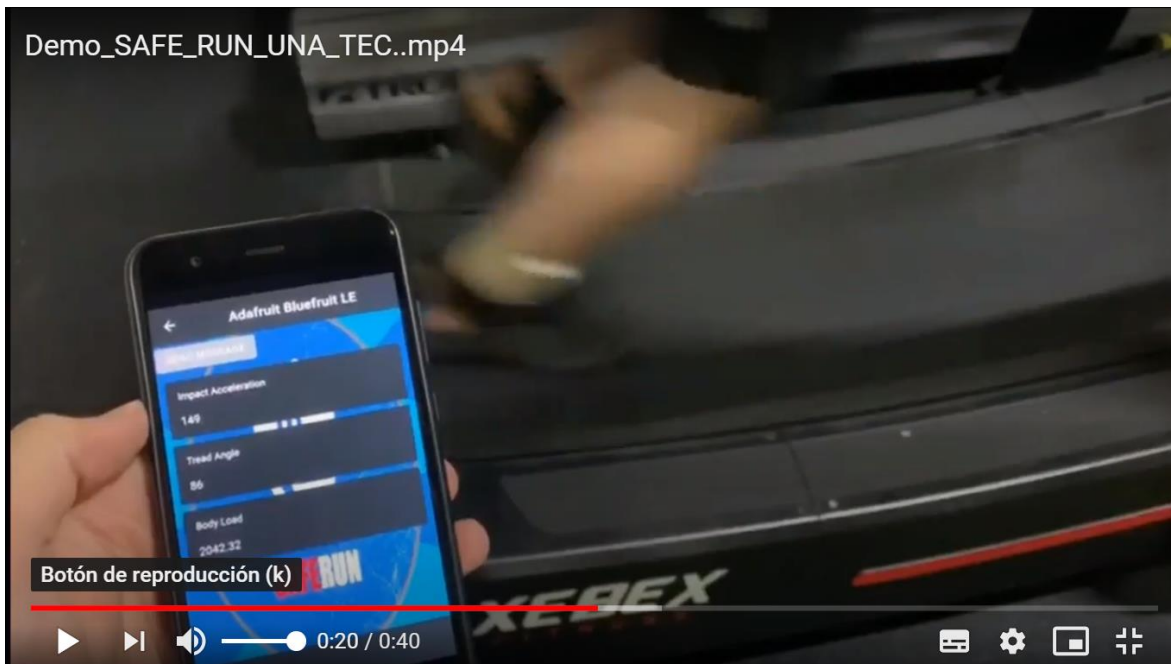
La creciente tendencia y proyección para el uso de tecnología de sensores portátiles en la población en general ha llevado al desarrollo de diferentes dispositivos de medición inercial para monitorear las variables de actividad y movimiento durante el ejercicio o los deportes. Muestra cómo las IMU influyen en la entrega de una amplia variedad de información que podría mejorar no solo el rendimiento físico, sino también información para la prevención de complicaciones futuras como lesiones o sobrecarga. El desarrollo de sensores que puedan monitorear la carga externa y brinden la información en tiempo real para tomar decisiones oportunas podría ser una opción para redirigir efectivamente el entrenamiento o la competencia.

El desarrollo de este prototipo SafeRun IMU por parte de instituciones costarricenses de educación superior como el Instituto Tecnológico de Costa Rica (ITCR) y la Universidad Nacional de Costa Rica (UNA) es un ejemplo de cómo la integración del conocimiento de dos áreas científicas diferentes podría conducir a grandes resultados que responder a las problemáticas nacionales, regionales y mundiales.

Los resultados mostraron un acuerdo aceptable y la fiabilidad de los datos extraídos de la IMU. Este estudio ha demostrado la capacidad instalada de ambas instituciones para integrar sensores existentes disponibles en el mercado internacional en un solo dispositivo con el fin de programarlo y usarlo para diferentes propósitos. En este caso, se desarrolló una IMU con gran éxito, capaz de cuantificar las variables de carga externa controladas desde un dispositivo móvil en tiempo real.

Se presenta la correspondiente evidencia de uso del dispositivo:

<https://drive.google.com/drive/folders/1ZlklmR0qajhw4vQ63gU3VaojmbcJp5G>



10 Recomendaciones

1. Al estar constituido el equipo por Científicos del Deporte e Ingenieros sin experiencia en la elaboración de Dispositivos Médicos y Modelos de Predicción fue necesaria la asesoría académica de un colega de la industria de los “Electronical Systems Performance Tracking” (ESPT), Dr. José Pino de la Universidad de Extremadura y “Micro Electronical Mechanical Systems” (MEMS) y de la Ph.D. Ing Johanna Madrigal de la Escuela de Ingeniería en Producción Industrial, experta en Diseño de Experimentos.
2. Como estrategia de Comunicación y Seguimiento haber definido una Hoja de Ruta con entregables consensuados en tiempo y componentes.
3. Dar el siguiente paso de I + D + i en cuanto a proporcionarle el conocimiento científico-tecnológico a una PYME y a través del programa PROPIME del MICITT financiar el proyecto de prototipo a versión comercial o bien con los fondos propios de la Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida de la Universidad Nacional.

Agradecimientos (opcional)

Aquí se agradece a la fuente de financiamiento (es obligatorio con algunas organizaciones), la colaboración de los asistentes técnicos, colegas que aportaron alguna idea, consejo o colaboraron en la revisión del artículo.

Se agradece el apoyo a:

- Fondos PITS del MICITT a través de la Agencia Universitaria de Gestión del Emprendedurismo (AUGE)
- Fondos del Programa PINN del MICITT

- Dra. Ing. Arys Carrasquilla, Coordinadora del Laboratorio de Aprendizaje Automatizado y Robótica.

Referencias

En esta sección se indican las fuentes utilizadas para llevar a cabo el proyecto de investigación o extensión. Debe existir una estrecha relación entre las citas referidas en el texto del documento y la lista de referencias o recursos utilizados para realizar el proyecto. Todas las citas del documento deben ser enlistadas y de igual manera todas las referencias enlistadas deben citarse en el texto.

Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., & Lake, M. J. (2012). Effects of Fatigue on Running Mechanics Associated with Tibial Stress Fracture Risk. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 44(10), 1917-1923. doi: 10.1249/MSS.0b013e318259480d

Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., Nevill, A., & Lake, M. J. (2014). Influence of Tibial Shock Feedback Training on Impact Loading and Running Economy. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 46(5), 973-981.

Crowell, H. P., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2010). Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy*, 40(4), 206-213. doi: 10.2519/jospt.2010.3166

Derrick, T., Dereu, D., & McLean, S. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 34(6), 998-1002.

García, J. A., Pérez, P., Llana, S., Lucas, Á. G., & Sánchez, D. (2014). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomechanics*, 13(3), 259-266.

Mercer, J. A., Bates, B. T., Dufek, J. S., & Hreljac, A. (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal Of Sports Sciences*, 21(11), 911-919

Rojas, D.F. (2016). Efectos sobre la función neuromuscular de correr un maratón en condiciones de calor y humedad extremos en participantes aficionados: abordaje tensiomiográfico y cinemático. Tesis de Posgrado en Salud Integral y Movimiento Humano. Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida. Universidad Nacional de Costa Rica.

Sinclair, J., Taylor, P. J., & Hobbs, S. J. (2014). Kinematic regulation of time and frequency domain components of accelerations measured at the tibia during heel-toe running. *Human Movement*, 15(1), 48-52.

Shorten MR, Mientjes MIV (2011) The 'heel impact' force peak during running is neither

'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Sci* 3(1):41–58
Shorten, M. R., & Winslow, D. S. (1992). Spectral Analysis of Impact Shock During Running. *International Journal Of Sport Biomechanics*, 8(4), 288-304.

Strohrmann, C., Harms, H., Kappeler-Setz, C., & Troster, G. (2012). Monitoring Kinematic Changes With Fatigue in Running Using Body-Worn Sensors. *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, 16(5), 983-990. doi: 10.1109/TITB.2012.2201950

