



*Centre universitari adscrit a la*

---



**Universitat  
Pompeu Fabra**  
*Barcelona*

**TRABAJO FINAL DEL MÁSTER EN ENTRENAMIENTO PERSONAL Y  
READAPTACIÓN FÍSICO-DEPORTIVA**

**Eros Brugueras Muñoz**

**Carla Pérez-Chirinos Buxadé**

# **Evaluación de fuerzas de reacción contra el suelo obtenidas con plataforma de fuerzas y IMU durante el aterrizaje en Parkour. Estudio Piloto**

## **Resumen**

El interés en el aterrizaje se basa en su relación con la absorción de fuerzas de reacción y la sobrecarga musculoesquelética, factores de riesgo de lesiones y patologías articulares. El uso de nuevas tecnologías, como las plataformas de fuerzas y los IMU, dispositivos ligeros y precisos que permiten detectar cambios de aceleración en los tres ejes del movimiento, ha mejorado el análisis de fuerzas de reacción en el ámbito deportivo.

El objetivo de este estudio fue analizar la distribución de fuerzas de reacción en el aterrizaje del movimiento de Parkour conocido como "gato-precisión", utilizando una plataforma de fuerzas, y determinar si estas fuerzas pueden ser detectadas correctamente por un dispositivo IMU ubicado en el sacro (L5S1). Se incluyeron 7 hombres con experiencia en Parkour de más de 5 años. Se calculó el 70% de la distancia máxima de gato-precisión de cada sujeto. Cada participante realizó tres repeticiones válidas del desplazamiento de gato con aterrizaje de precisión en el centro de la plataforma.

Las fuerzas de reacción medidas mediante la plataforma de fuerzas ( $4604,62 \pm 1644,31$  N) difieren de las estimaciones obtenidas con el IMU. El IMU registró estimaciones más bajas en el eje Z y en la suma de aceleraciones verticales,  $784 \pm 1025,05$  y  $280 \pm 924,61$  N, respectivamente. La resultante de todos los ejes también mostró diferencias, con un promedio de error de aproximadamente 429 N. Los análisis posteriores indicaron no ser diferencias estadísticamente significativas, especialmente para el eje Z del dispositivo y el sumatorio de las aceleraciones verticales.

**Palabras clave: Absorción, Acelerometría, Aterrizaje, Impacto, Parkour.**

## **Abstract**

The interest in landing lies in its relationship with the absorption of reaction forces and musculoskeletal overload, which are risk factors for injuries and joint pathologies. The use of new technologies, such as force platforms and IMUs, lightweight and precise devices capable of detecting acceleration changes in all three axes of movement, has improved the analysis of reaction forces in sports settings.

The aim of this study was to analyze the distribution of reaction forces in the landing phase of the Parkour movement known as "precision landing" using a force platform and determine whether these forces can be accurately detected by an IMU device placed at the sacrum (L5S1) level. The study involved seven male participants with over five years of Parkour experience. The researcher calculated 70% of each participant's maximum precision landing distance. Each participant performed three valid repetitions of the precision landing movement in the center of the force platform.

The reaction forces measured by the force platform ( $4604.62 \pm 1644.31$  N) differed from the estimates obtained with the IMU. The IMU recorded lower estimates in the Z-axis and the sum of vertical accelerations, with an average error of approximately 784 N and 280 N, respectively. The resultant of all axes also showed differences, with an average error of around 429 N. However, subsequent analyses indicated that these differences were not statistically significant, particularly for the Z-axis of the device and the sum of vertical accelerations.

**Keywords: Absorption, Accelerometry, Landing, Impact, Parkour.**

## **Introducción.**

*¿Qué quiere decir “aterrizar”?*

Aterrizar es una condición inevitable en diversos movimientos, ya sea al saltar para alcanzar o lanzar un objeto, superar obstáculos o simplemente desplazarse. Consiste en tomar contacto con la superficie (terrestre) después de una fase aérea, venciendo el momento de fuerzas generado durante el impulso y el vuelo y equilibrando el centro de masas del sujeto<sup>1</sup>. Esta acción supone a la vez el esfuerzo por resistir las fuerzas que empujan el cuerpo contra la superficie y amortiguar las fuerzas de reacción, es decir, absorber el impacto<sup>2</sup>. Se lleva a cabo mediante acciones de tensión (contracción concéntrica y excéntrica) y relajación del cuerpo justo en el momento en el que se contacta contra la superficie<sup>1-5</sup>.

*Parkour y aterrizajes*

El *Parkour* es una práctica corporal lúdica y psicomotriz<sup>6</sup>, nacida alrededor de 1990 en la periferia de París. Dicha actividad se fundamenta las ideas del sistema de entrenamiento *Método natural de Georges Hebert*<sup>7</sup> que se centra en mejorar patrones de movimiento como caminar, correr, saltar, gatear y mantener el equilibrio. Debido a su lugar de origen, el *Parkour* se realiza principalmente en entornos urbanos y consiste en explorar diferentes áreas y superar los múltiples obstáculos y elementos arquitectónicos presentes mediante habilidades motrices de locomoción y estabilidad<sup>8</sup>.

### *Desplazamientos y aterrizajes*

En el contexto del Parkour se pueden realizar diversas acciones pero este trabajo se centra en dos subgrupos específicos para analizar uno de ellos con mayor detalle. El primer subgrupo son los desplazamientos, que tienen similitudes con el *vaulting* de gimnasia<sup>9</sup>. Estos movimientos permiten superar obstáculos involucrando acciones de proyección del cuerpo en el espacio y apoyo sobre el obstáculo<sup>9,10</sup>.

El segundo subgrupo, y enfoque principal de este trabajo, son los aterrizajes, conocidos entre los practicantes de Parkour como "recepciones". El objetivo principal de estos movimientos es desacelerar el cuerpo y disipar la energía generada por los otros movimientos<sup>3-5</sup>.

### *Investigación en el Parkour*

La biomecánica aplicada a las acciones del Parkour ha despertado un interés creciente en los últimos años y han surgido diversos estudios sobre las fuerzas de reacción del suelo durante diferentes desplazamientos o saltos, el control postural de los Traceurs y análisis cinemáticos de los segmentos corporales involucrados en los movimientos<sup>3-5,10-14</sup>.

Los estudios encontrados indican que los Traceurs utilizan una técnica de aterrizaje de antepié a retropié (en algunos casos, incluso se evita el contacto del talón con el suelo, conocido como técnica de precisión) realizando aterrizajes blandos, flexionando las rodillas sobre los 90° (entre 116° y 129° para aterrizajes de alturas entre 30 y 60 cm) y flexionar notablemente las caderas, llevando el torso hacia adelante y hacia abajo<sup>3,4,13</sup>. Estas acciones en conjunto permite

a los Traceurs alargar las fases de aterrizaje, minimizando los momentos de fuerza y el trabajo de las articulaciones<sup>11</sup>.

Además, los Traceurs muestran un mejor control postural durante el aterrizaje y presentan mejores parámetros de estabilidad en situaciones de equilibrio con modificaciones (ojos cerrados, superficie blanda, etc.)<sup>15</sup>. Los practicantes generan menores desviaciones de centro de masas y se estabilizan antes que sujetos activos pero no entrenados en ejercicios de salto y aterrizaje<sup>3</sup>.

En cuanto a las fuerzas de reacción contra el suelo, los Traceurs generan fuerzas menores en comparación con otros sujetos en condiciones similares de salto<sup>3,4,11,13</sup>. Esto se traduce en fuerzas que van desde el 0,9 al 1,3 veces el peso corporal en aterrizajes verticales de alturas entre 30 y 60 cm, de 2,5 a 3,6 veces el peso corporal para aterrizajes de entre el 25% y el 50% de la altura del sujeto y de 3,2 veces el peso corporal en aterrizajes de 75 cm de altura<sup>4</sup>.

Debido a la dificultad del gesto técnico, existen pocos estudios que analicen los desplazamientos, en este ámbito podemos encontrar los estudios de James Adams en 2020, que muestren las fuerzas generadas al aterrizar después de realizar diversas técnicas de desplazamiento, obteniendo fuerzas de 2.13xPC cuando el aterrizaje se realiza con objetivos de precisión y fuerzas de 3.81xPC cuando el aterrizaje se realiza con objetivos de continuidad (unipodal para continuar corriendo)<sup>10</sup>.

### *¿Por qué es de interés el aterrizaje?*

A pesar de que los conceptos relacionados con la absorción de fuerzas de reacción y la sobrecarga musculoesquelética sean temas actuales en la literatura científica<sup>16-20</sup>, no son conceptos nuevos<sup>1,21</sup>.

A lo largo de los años, se han estudiado diferentes situaciones, deportivas y no deportivas, y se han observado fuerzas de reacción que van desde 2 veces el peso corporal en aterrizajes desde una altura de 30 cm, hasta 14 veces el peso corporal en ejercicios gimnásticos. Debido a la relación entre estas acciones y la sobrecarga musculoesquelética, el aterrizaje ha ganado interés en la literatura científica relacionada con el ejercicio físico y el deporte<sup>12,13,20,22-24</sup>. Se ha hipotetizado que cuando las fuerzas de reacción son demasiado elevadas el sistema musculoesquelético es incapaz absorberlas, incrementando el riesgo de lesionarse<sup>16,25,26</sup> o desarrollar ciertas patologías articulares<sup>16,19,27</sup>. Un ejemplo conocido es el riesgo de rotura de ligamento cruzado, asociada a una absorción de impacto por el tejido pasivo debido a déficit de fuerza y problemas de coordinación de fuerzas excéntricas de los principales músculos extensores de la extremidad inferior<sup>28</sup>.

La forma biomecánica del salto y el aterrizaje, así como la distancia entre ambos, son factores relevantes para generar mayores o menores fuerzas de reacción contra el suelo<sup>5,13,24,29</sup>.

Los aterrizajes suelen clasificarse en aterrizajes con antepié y aterrizajes con retropié, según la zona de contacto inicial<sup>13,30,31</sup>. Además, se pueden clasificar según el uso de uno o ambos pies, la rigidez del pie y la cantidad de flexión de rodilla aplicada<sup>21</sup> e incluso se empiezan a describir posibles formas de aterrizaje con otras superficies corporales más allá de los pies (situaciones de voltereta en parkour, gimnasia o artes marciales)<sup>4</sup>.

### *Fases y técnicas de aterrizaje*

El estudio de los aterrizajes se ha abordado desde diferentes enfoques y se han propuesto varias definiciones para sus fases. Uno de los enfoques más reconocidos es el de A. Lees, quien describe dos grandes fases en los saltos verticales. La primera fase es la de absorción, en la que se alcanza el pico máximo de fuerzas de reacción y luego disminuye<sup>32</sup>. La segunda fase la de equilibrio o estabilización, en la que se regulan las fuerzas generadas por el cuerpo y se centra el centro de masas del sujeto<sup>1,32</sup>.

Los estudios han observado que el pico máximo de fuerzas se produce antes de los 100-200 ms, generalmente entre los 20 y 40 ms. Esto sugiere que inicialmente los tejidos pasivos del cuerpo se ven afectados por los picos de fuerza de reacción hasta que la musculatura "reacciona" debido a la velocidad de transmisión del sistema nervioso<sup>1,2,21</sup>.

Múltiples estudios han mostrado que, tanto la flexión de rodillas en el momento inicial de contacto<sup>27</sup>, la posición relativa del torso<sup>33</sup>, los grados de flexión total de rodillas<sup>27</sup> y los grados de flexión de cadera<sup>34</sup> están relacionados con los picos máximos de fuerza y la velocidad de distribución de dicha fuerza<sup>35</sup>. Se ha encontrado que ángulos de flexión de rodilla inicial más bajos, menor ángulo de flexión de rodilla durante la fase de absorción y una posición del cuerpo más verticalizada resultan en picos de fuerza más altos y una distribución más rápida de la fuerza.



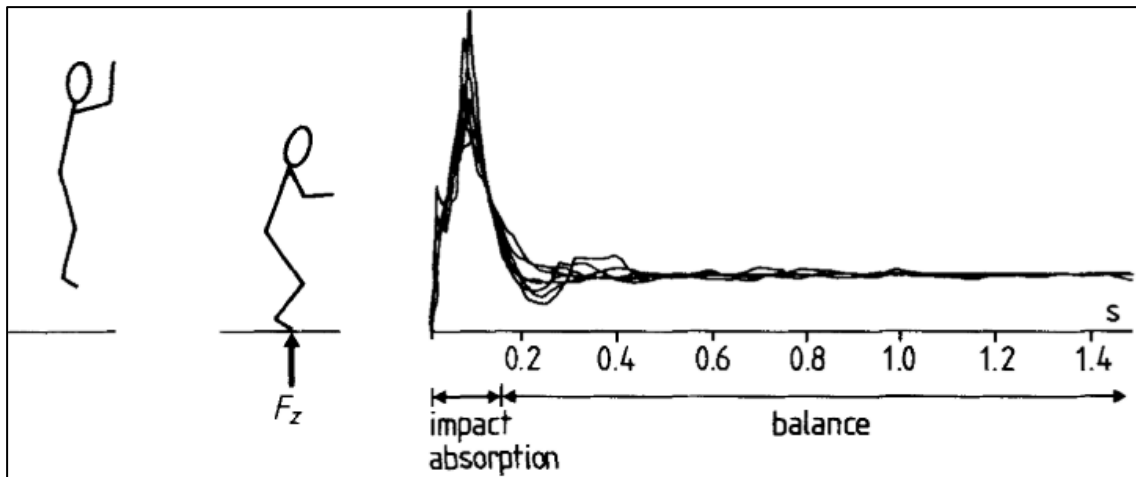


Figura 1: Fases de aterrizaje en salto vertical<sup>1</sup>

La experiencia en actividades de salto y aterrizaje también influye en la absorción de fuerzas. Los sujetos experimentados presentan generalmente menores picos de fuerza de reacción, una mayor estabilidad y facilidad para recuperar el equilibrio después del contacto inicial<sup>15</sup>. Además, los sujetos con experiencia muestran curvas de aparición de fuerzas de reacción más lentas en comparación con aquellos sin experiencia<sup>1</sup>.

Además, se han identificado diferencias en la técnica de aterrizaje entre el antepié y el retropié, lo cual influye en la cantidad de fuerzas de reacción generadas. El aterrizaje de retropié genera mayores fuerzas de reacción posteriores y se asocia con una menor flexión de rodilla y cadera<sup>29</sup>.

### *Uso de nuevas tecnologías*

El uso de nuevas tecnologías en el análisis de fuerzas de reacción ha proporcionado avances significativos en el campo físico-deportivo. Las plataformas de fuerzas triaxiales son ampliamente utilizadas, complementadas con el seguimiento cinemático de los segmentos corporales mediante marcadores antropométricos y software de rastreo<sup>4,36-39</sup>.

La tecnología de las Unidades de Medición Inercial (IMU) ha surgido como una alternativa prometedora, estos dispositivos que combinan acelerómetros, magnetómetros y giroscopios, son ligeros, fáciles de usar y permiten la toma de datos en situaciones más realistas, siendo capaces de detectar los cambios de aceleración en los tres ejes del movimiento de forma precisa e instantánea<sup>40,41</sup>.

Aunque su utilidad todavía está siendo validada, se ha mostrado su eficacia en diversas áreas, como actividades cíclicas<sup>42,43</sup>, levantamiento de peso<sup>43</sup>, deportes de equipo<sup>44</sup> y ejercicios de salto<sup>45-47</sup>.

En los estudios de análisis del salto existen principalmente 2 aproximaciones de obtención de resultados, ambas por cálculos indirectos. Estos estudios suelen calcular las fuerzas de reacción mediante la acelerometría del dispositivo, si dicho dispositivo se encuentra en un segmento distal al centro de masas se aplica la segunda ley de Newton<sup>1,45</sup>.

$$\Delta m \cdot v = \int F(t) \cdot dt \rightarrow F = m \cdot a$$

Si por el contrario el dispositivo se encuentra en segmentos alejados del centro de masas se aplica un conjunto de fórmulas siguiendo las leyes del movimiento de Euler, apoyándose en los datos de acelerometría y velocidad angular del giroscopio<sup>27</sup>.

Los estudios sobre fuerzas de reacción mediante IMU han arrojado resultados mixtos, con correlaciones positivas en algunos casos, pero también con posibles sobrestimaciones en situaciones de mayor intensidad<sup>48</sup>. Se recomienda combinar los datos del IMU con modelos biomecánicos y cálculos de corrección para mejorar la fiabilidad de los resultados<sup>45,48-52</sup>.

### **Hipótesis y objetivos del estudio.**

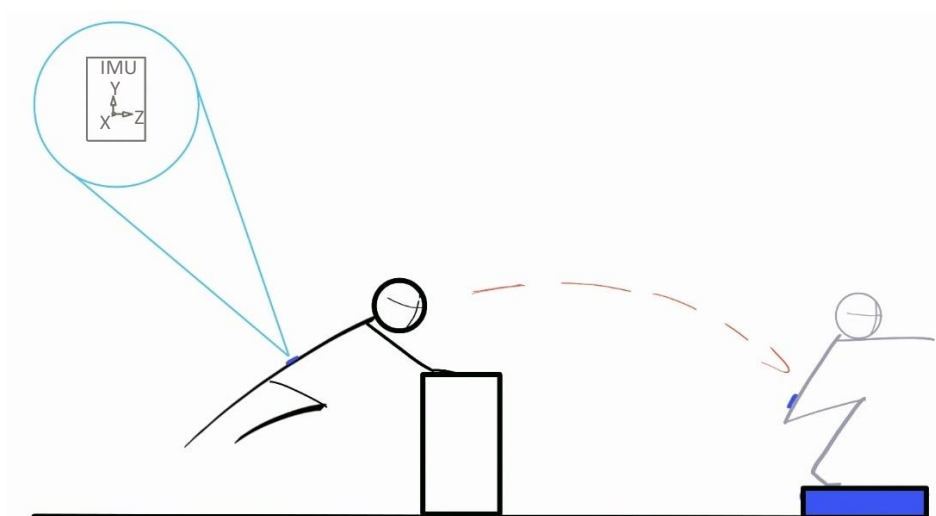
Los estudios existentes muestran que las extremidades inferiores son las regiones más propensas a sufrir lesiones en la práctica del Parkour, siendo la rodilla la segunda zona articular más afectada después del tobillo, 18,4% y 28,5% respectivamente. El desplazamiento de gato con aterrizaje de precisión es el movimiento que más frecuentemente causa estas lesiones<sup>53</sup>. Esto puede atribuirse a la complejidad técnica del movimiento y a las fuerzas de reacción y momentos de fuerza generados en múltiples ejes<sup>10</sup>.

Desde el punto de vista del rendimiento, es importante tener en cuenta que el Parkour se ha desarrollado principalmente a través de la experiencia práctica y la colaboración entre practicantes, lo que lleva a una falta de conocimiento científico en términos de mejora de capacidades físicas específicas, planificación de carga, progresión metodológica y selección de ejercicios adecuados. Dado que hay pocos estudios que investiguen las técnicas de desplazamiento y las fuerzas de reacción asociadas a los aterrizajes en el Parkour, a pesar de ser la principal causa de lesiones<sup>10,54</sup>, es necesario realizar un análisis más profundo utilizando tecnología y metodología de alta calidad. Esto permitirá establecer una base teórica sólida para el entrenamiento y la salud en el Parkour, así como implementar prácticas más seguras y efectivas.

Por lo tanto, el objetivo principal de este estudio es analizar la distribución de fuerzas de reacción en el aterrizaje del movimiento de Parkour conocido como "gato-precisión", utilizando una plataforma de fuerzas, y determinar si estas fuerzas pueden ser detectadas correctamente por un dispositivo IMU ubicado cerca del centro de masa del sujeto.

La hipótesis inicial planteada es que, debido a los efectos de amortiguación de la técnica de aterrizaje utilizada por los sujetos, las fuerzas estimadas por el IMU serán inferiores a las fuerzas medidas por la plataforma de fuerzas.

### Material y métodos.



**Figura 2: Representación esquemática; desplazamiento de gato con aterrizaje de precisión sobre plataforma de fuerzas. (Fuente: elaboración propia)**

#### *Diseño del estudio*

Se trata de un estudio piloto de metodología descriptiva transversal con muestreo a conveniencia y análisis cuantitativo.

### *Población y muestra*

El estudio fue llevado a cabo con 7 sujetos ( $n=7$ ) masculinos, practicantes de Parkour con una experiencia superior a 5. Entre todos los sujetos presentan una media de peso de  $72,43 \pm 12,8$  Kg y una media de edad de  $28,14 \pm 2,47$ .

Todos los sujetos participaron voluntariamente, se les hizo un cuestionario oral para descartar lesiones u otras características que pudiesen ser motivo de exclusión y firmaron el consentimiento informado por escrito.

### *Material*

La toma de datos se llevó a cabo en el laboratorio de la universidad TecnoCampus en Mataró y se utilizaron los siguientes recursos:

Plataforma de fuerzas (MuscleLab):

- Capacidad de carga  $4 \times 500$  kgs, total 2000 kgs
- Velocidad de muestreo 200 Hz (sincronizada con dispositivo IMU)
- Dimensión  $600 \times 400 \times 60$  mm

Inertial Measurement Unit (IMU): Instalado en el sacro de los sujetos (L5S1) mediante un cinturón compresivo y asegurado con kinesiotape. La relación de ejes entre el dispositivo y el sujeto queda de la siguiente forma: eje y: eje axial del sujeto, eje z: eje anteroposterior del sujeto, eje x: eje lateral del sujeto (figura 1).

- Inalámbrico con función por bluetooth

- Acelerómetro 3-axial  $\pm 16$  g, precisión  $\pm 1.0\%$  (typ.)
- Giroscopio 3-axis 2000 dps, precisión  $\pm 1.0\%$  (typ.)
- 200Hz de velocidad de muestreo
- 20 gramos de peso

Ordenador con software Musclelab: capaz de ofrecer una visualización y sincronización automática de los datos.

### *Variables de estudio*

La metodología y tecnología empleadas permitió la obtención de datos de interés en el estudio de fuerzas de reacción contra el suelo como son:

Parámetros temporales: Abreviatura (unidades de medición)

Tiempo hasta alcanzar valores máximos:

Fuerzas de reacción: t-N-max (s)

Aceleraciones: t-acc-max (s)

Tiempo de duración de cada fase:

Fase de absorción: t-F.absor (s)

Tiempo transcurrido hasta obtener el valor de fuerzas de reacción (N) más bajo posterior a los picos máximos de fuerza y previo a alcanzar valores correspondientes al peso del sujeto.

Fase de estabilización: t-F.estab (s)

Pasada la fase de absorción, tiempo hasta que se normalizan las lecturas de ambos dispositivos en torno a peso del sujeto en Newton (plataforma), la aceleración vertical de  $9,8\text{m/s}^2$  y una aceleración igual o inferior a  $2\text{m/s}^2$  en el eje Z (eje anteroposterior del sujeto) del dispositivo IMU.

Aterrizaje completo: t-Ate (s)

Pasadas las fases anteriores, tiempo transcurrido hasta que el sujeto indica haber finalizado el aterrizaje.

Magnitudes: Abreviatura (unidades de medición)

Datos de la plataforma:

Fuerzas de reacción contra el suelo (N)

Valores máximos: N Max (N)

Valores promedio: N prom (N)

Integral: N integral (N)

Este valor representa la suma total de las fuerzas de reacción experimentadas durante el tiempo transcurrido en la fase de absorción

Datos del IMU (aceleraciones) para los ejes de interés

Eje z: acc Z ( $\text{m/s}^2$ )

acc Z Max, acc Z Prom y acc Z Integral

Eje vertical: Los valores obtenidos de esta variable no corresponden a un eje de medición concreto (Z, X o Y), sino que son valores generados por el propio dispositivo como cálculo de la suma de aceleraciones y deceleraciones que suceden en el eje vertical y se expresan como acc vert ( $m/s^2$ ):

acc vert Max, acc vert Prom y acc vert Integral

Sumatorio de ejes: Los valores obtenidos de esta variable no corresponden a un eje de medición concreto (Z, X o Y), sino que son valores generados por el propio dispositivo como cálculo de la resultante de aceleraciones y deceleraciones que suceden en todos los ejes de movimiento y se expresan como acc sum ( $m/s^2$ ):

acc sum Max, acc sum Prom y acc sum Integral

Estimación a fuerzas (Newton) a partir de las aceleraciones: La transformación de aceleraciones ( $m/s^2$ ) a fuerzas (N) se realiza por la multiplicación de la masa del sujeto por la aceleración obtenida siguiendo la segunda ley de Newton ( $F=m \cdot a$ )

Eje z: N acc Z Max, N acc Z Prom y N acc Z Integral

Eje vertical: N acc vert Max, N acc vert Prom y N acc vert Integral

Sumatorio de ejes: N acc sum Max, N acc sum Prom y N acc sum Integral

La elección de analizar estos tres ejes, no solamente la resultante, se debe al componente horizontal (anteroposterior) significativo presente en el desplazamiento de gato con aterrizaje de precisión. Se descartó el análisis de los ejes X e Y debido a la poca correlación mostrada con las fuerzas obtenidas por la plataforma.



### *Procedimiento*

Se indicó a los participantes que acudiesen con ropa cómoda y el calzado habitual de entrenamiento. Una vez presentes se les indicó el objetivo del estudio, los materiales a utilizar (IMU, plataforma de fuerzas, plinto) y el procedimiento.

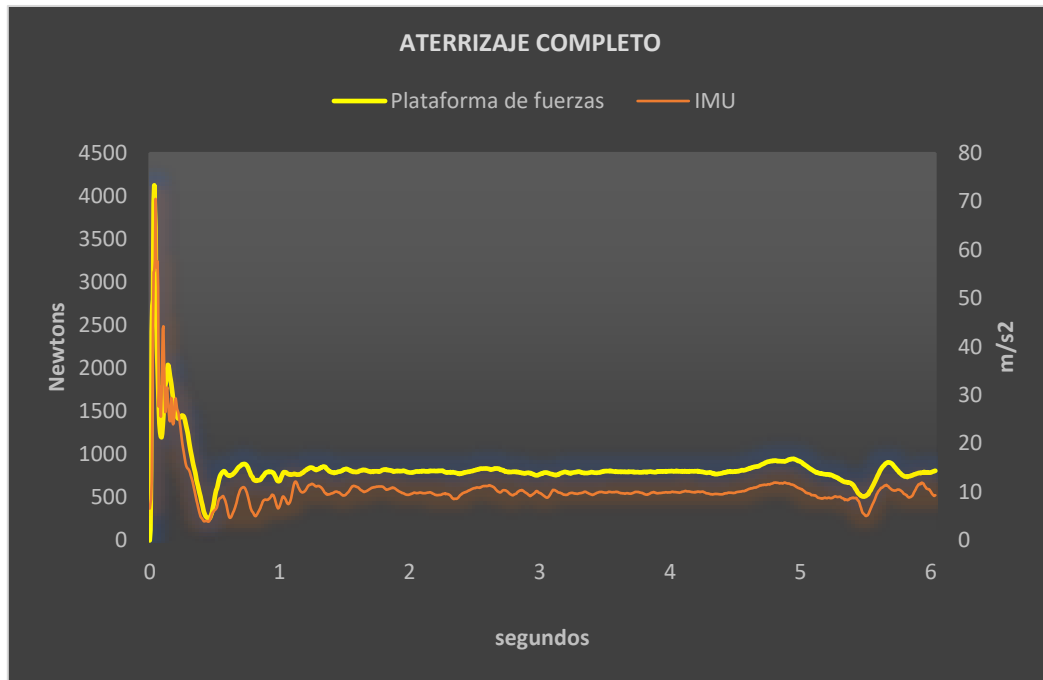
Se instruyó a los participantes para realizar un calentamiento común de 5' (movilidad general y ejercicios de pliometría) y un calentamiento específico (5') que consistió en la ejecución del movimiento gato-precí, con progresión de distancias, hasta establecer la distancia máxima en la que cada sujeto veía posible realizar un aterrizaje de precisión, esa distancia se concibió como "Gato100%". El investigador calculó el 70% de esa distancia (específica para cada sujeto) para asegurar una correcta ejecución técnica y segura.

Cada sujeto realizó el desplazamiento de gato con aterrizaje de precisión al centro de la plataforma hasta contar con un total de tres repeticiones válidas por sujeto. Para contar con una repetición válida el aterrizaje debía ser con ambos pies, sin separar los pies de la plataforma una vez realizado el primer contacto y sin apoyar ninguna otra parte del cuerpo.

### *Procesamiento de los datos*

Los datos de cada sujeto (3 aterrizajes válidos) fueron exportados a una hoja de datos Excel para crear una base de datos de cada sujeto. Se implementaron criterios para determinar el momento de contacto inicial y final del aterrizaje en base a los datos registrados por la plataforma de fuerzas; un valor mínimo de 10 N como umbral para el contacto inicial y la identificación del último dato de aterrizaje en función de lecturas específicas de la plataforma, como el peso del sujeto en Newton, la aceleración vertical de  $9,8\text{m/s}^2$  y una aceleración igual

o inferior a  $2\text{m/s}^2$  en el eje Z del dispositivo IMU. Este proceso se repitió para cada participante, generando un perfil fuerza/aceleración-tiempo que mostró resultados comparables con los obtenidos por otros investigadores (Ver figura 3)<sup>1,21</sup>.



**Figura 3:** Gráficas de la relación entre fuerzas y aceleraciones para los aterrizajes completos del sujeto 6.

En la figura 4 se observan los datos de la plataforma de fuerzas, los del IMU y la relación entre ambos para la fase de absorción del sujeto 7.

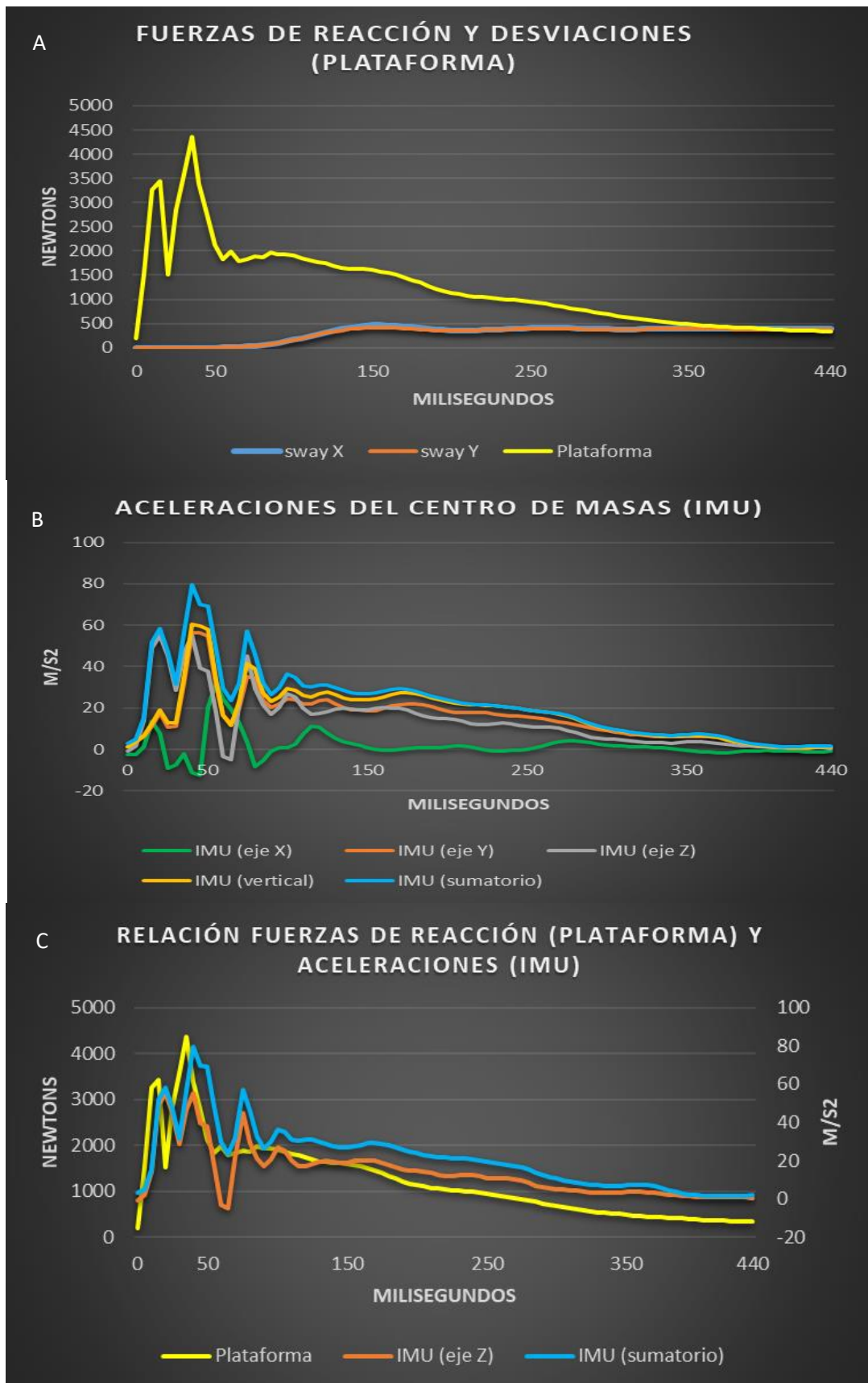


Figura 4: Conjunto de gráficas de la fase de absorción del sujeto 7; A) fuerzas de reacción de la plataforma y desviaciones en el eje x (Sway x) y el eje Y (Sway y). B) aceleraciones en cada uno de los ejes del dispositivo IMU (z, x, y) y resultante en el eje vertical y resultante de todos los ejes. C) relación entre ambos dispositivos.

### *Análisis estadístico*

En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo de los datos (medias, desviación estándar, valores máximos, Integrales y gráficas), también fueron calculadas las correlaciones de las bases de datos en crudo mediante Microsoft Excel (2023) y JASP (2022).

A pesar de obtener resultados de Normalidad en la prueba Shapiro-Wilk, indicando una distribución normal de los datos, tratándose de una muestra reducida ( $n < 30$ ), no puede asegurarse la normalidad de distribución de datos por lo que se escogió el uso de pruebas no paramétricas<sup>55</sup>.

Con el objetivo de determinar cómo de exacta fue la estimación de las fuerzas de reacción en comparación a los datos obtenidos con la plataforma de fuerzas se llevó a cabo la prueba correlacional de Spearman, la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras pareadas y la prueba de Bland Atman para la comparación de las dos técnicas de medición, Se utilizó el software estadístico JASP (2022) y Excel (2023).

## Resultados.

En cuanto a los parámetros temporales y la delimitación de cada subfase del aterrizaje, la tabla 1 muestra los tiempos obtenidos para cada sujeto y sus respectivas medias.

### *Subfases del aterrizaje*

La fase de absorción duró  $0,54 \pm 0,09$  s. Pudieron observarse aceleraciones y fuerzas superiores a las esperadas por el peso del sujeto hasta los  $1,99 \pm 0,75$  s. Pasado este tiempo los datos se atenuaron hasta obtener fuerzas equivalentes al peso del sujeto y aceleraciones equivalentes a la gravedad. No obstante, los reportes de finalización del aterrizaje (total estabilidad) por parte de los sujetos presentan  $5,73$  segundos  $\pm 1,69$  s de duración (tabla1).

**Tabla 1: Resumen de los parámetros temporales de cada sujeto.**

|        | t-N-max<br>(s) | t-acc-max<br>(s) | t-F.absor<br>(s) | t-F.estab<br>(s) | t-Ate<br>(s) |
|--------|----------------|------------------|------------------|------------------|--------------|
| S1     | 0,03           | 0,05             | 0,54             | 1,44             | 7,48         |
| S2     | 0,02           | 0,06             | 0,59             | 1,96             | 5,73         |
| S3     | 0,04           | 0,04             | 0,53             | 2,61             | 4,72         |
| S4     | 0,04           | 0,06             | 0,46             | 1,45             | 2,58         |
| S5     | 0,02           | 0,05             | 0,70             | 3,34             | 7,35         |
| S6     | 0,03           | 0,04             | 0,51             | 1,91             | 6,43         |
| S7     | 0,04           | 0,04             | 0,44             | 1,21             | 5,80         |
| Medias | 0,03           | 0,05             | 0,54             | 1,99             | 5,73         |
| SD     | 0,01           | 0,01             | 0,09             | 0,75             | 1,69         |

**Nota: t-N-max (valores máximos de fuerzas de reacción [plataforma]).**

**t-acc-max (valores máximos de aceleración [IMU])**

### *Parámetros temporales*

Los sujetos tardaron una media de  $0,03 \pm 0,01$  s en alcanzar los picos máximos de fuerza, mientras que los valores t-acc-max son de  $0,34 \pm 0,01$  s. Se aplicaron los análisis estadísticos correspondientes a los parámetros temporales, la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk por

pares (tabla 2) indicó una distribución normal de los datos excepto para el par t-acc-max t-Ate que obtuvo un valor  $p=0,041$ .

**Tabla 2: Prueba de normalidad por pares de Shapiro-Wilk**

|           |             | Shapiro-Wilk | p      |
|-----------|-------------|--------------|--------|
| t-N-max   | - t-acc-max | 0.879        | 0.221  |
| t-N-max   | - t-F.absor | 0.941        | 0.649  |
| t-N-max   | - t-F.estab | 0.899        | 0.325  |
| t-N-max   | - t-Ate     | 0.931        | 0.562  |
| t-acc-max | - t-F.absor | 0.903        | 0.352  |
| t-acc-max | - t-F.estab | 0.941        | 0.647  |
| t-acc-max | - t-Ate     | 0.800        | 0.041* |
| t-F.absor | - t-F.estab | 0.914        | 0.424  |
| t-F.absor | - t-Ate     | 0.926        | 0.520  |
| t-F.estab | - t-Ate     | 0.924        | 0.499  |

**Nota:**  $p < 0,05$  indican una distribución de datos que se aleja de la normalidad.

Sin embargo, debido al reducido tamaño de muestra ( $n=7$ ), se utilizó la prueba de correlación de Spearman, recomendada para datos no paramétricos. Esta prueba reveló una correlación negativa significativa ( $p < 0,05$ ) entre t-N-max y t-F.absor.

**Tabla 3: Correlación de Spearman**

|           |             | Spearman's rho | p      |
|-----------|-------------|----------------|--------|
| t-N-max   | - t-acc-max | -0.257         | 0.578  |
| t-N-max   | - t-F.absor | -0.821*        | 0.034* |
| t-N-max   | - t-F.estab | -0.393         | 0.396  |
| t-N-max   | - t-Ate     | -0.714         | 0.088  |
| t-acc-max | - t-F.absor | 0.294          | 0.523  |
| t-acc-max | - t-F.estab | -0.037         | 0.938  |
| t-acc-max | - t-Ate     | -0.110         | 0.814  |
| t-F.absor | - t-F.estab | 0.714          | 0.088  |
| t-F.absor | - t-Ate     | 0.429          | 0.354  |
| t-F.estab | - t-Ate     | -0.071         | 0.906  |

\*  $p < .05$ , indica correlaciones estadísticamente significativas

## Magnitudes

Se compararon los datos recopilados de la plataforma de fuerzas y el IMU, enfocándose en variables clave como las fuerzas de reacción contra el suelo registradas por la plataforma en N y las aceleraciones del centro de masas registradas por el IMU en  $m/s^2$ , así como las diferencias entre ambos dispositivos. En el apéndice 1 se presentan los parámetros relacionados con la fase de absorción de los aterrizajes, incluyendo promedios, valores máximos, integrales y correlación entre variables.

Se observaron fuerzas de reacción máximas que oscilaron entre 3.000 y 7.000 N sobre la plataforma de fuerzas. Con  $4.604,62 \pm 1.644,31$  N Max, aproximadamente 6,5 veces el peso corporal promedio de los sujetos de la muestra y un valor promedio de  $1.243 \pm 242,38$  N, los sujetos absorbieron una carga promedio de 183 kg durante intervalos de tiempo que variaron entre 0,4-0,7 s (t-F.absor). Resultando en una N Integral de  $13.0116,99 \pm 3.0100,65$  N.

**Tabla 4: Fuerzas de reacción obtenidas por la plataforma durante la fase de absorción**

|        | N Prom  | N Max   | N Integral |
|--------|---------|---------|------------|
| S1     | 1742,23 | 7161,26 | 185127,45  |
| S2     | 1186,70 | 6540,40 | 139002,94  |
| S3     | 1115,62 | 3251,34 | 117801,13  |
| S4     | 1123,68 | 3331,20 | 89926,97   |
| S5     | 986,59  | 3114,42 | 137461,94  |
| S6     | 1305,36 | 4727,76 | 133687,73  |
| S7     | 1242,76 | 4104,55 | 107810,76  |
| Medias | 1243,28 | 4604,42 | 130116,99  |
| SD     | 242,38  | 1644,31 | 30100,65   |

Al comparar el total de datos del IMU (aceleraciones en el eje z, aceleraciones correspondientes a la verticalidad y el sumatorio resultante de todos los ejes) con los datos obtenidos por la plataforma de fuerzas que registran las fuerzas de reacción contra el suelo durante la fase de absorción, se observaron las siguientes correlaciones:  $0,72 \pm 0,07$  entre el eje Z y la plataforma,  $0,47 \pm 0,18$  entre el eje vertical y la plataforma, y  $0,75 \pm 0,08$  entre la resultante y la plataforma (ver Apéndice 1). Estas correlaciones indican una relación moderada entre los Newton obtenidos y las aceleraciones en el eje vertical, así como una correlación elevada para los datos en el eje z (anteroposterior al sujeto) y la resultante de las aceleraciones.

Posteriormente se realizó la transformación de las aceleraciones ( $m/s^2$ ) en los tres ejes a Newton para comparar las fuerzas estimadas por cada dispositivo. Para esta transformación se aplicó la segunda ley de Newton ( $F=m \cdot a$ )<sup>45,48,52</sup>.

Al transformar las aceleraciones a Newtons, se encontraron diferencias en la estimación de las fuerzas en los diferentes ejes (ver apéndice 2). En la estimación de N acc. sum, se observó una sobreestimación del 14% al 15% en los tres parámetros medidos (valores máximos, promedio e integral) en comparación con las mediciones de la plataforma de fuerzas. En N acc z las estimaciones fueron entre un 13% y un 44% inferiores a los valores obtenidos por la plataforma. Por último, en el sumatorio de aceleraciones verticales, los datos estimados mostraron una subestimación de solo un 3% a 7% en comparación con las fuerzas registradas por la plataforma.

Estos datos transformados fueron analizados estadísticamente para evaluar si existían diferencias significativas entre dispositivos (tabla 5). Los pares N max-N acc. sum Max y N



Integral-N acc vert obtuvieron valores significativos  $p < 0,05$ , por lo que se optó por un análisis con pruebas no paramétricas<sup>55</sup>.

**Tabla 5: Prueba de normalidad por pares (Shapiro-Wilk)**

|            |                       | W     | p      |
|------------|-----------------------|-------|--------|
| N Max      | - N acc. z Max        | 0.880 | 0.227  |
| N Prom     | - N acc. z Prom       | 0.862 | 0.157  |
| N Integral | - N acc z Integral    | 0.902 | 0.345  |
| N Max      | - N acc. vert Max     | 0.849 | 0.120  |
| N Prom     | - N acc. vert Prom    | 0.813 | 0.054  |
| N Integral | - N acc vert Integral | 0.766 | 0.019* |
| N Max      | - N acc. sum Max      | 0.773 | 0.022* |
| N Prom     | - N acc. sum Prom     | 0.918 | 0.451  |
| N Integral | - N acc sum integral  | 0.963 | 0.840  |

Valores  $p < 0,05$  sugieren una desviación de la normalidad.

Al analizar la correlación entre variables se obtuvo significación estadística entre las variables que podemos observar en el apéndice 3. A continuación, en la tabla 6, se presentan tan solo los análisis de correlación entre pares de datos que traten la misma magnitud (valores máximos, valores promedio, valores de la integral) entre la plataforma de fuerzas y los datos del IMU.

**Tabla 6: Correlación de Spearman**

|                     |              | Spearman's rho | p      |
|---------------------|--------------|----------------|--------|
| N acc. z Max        | - N max      | 0.857 *        | 0.024* |
| N acc. vert Max     | - N max      | 0.857 *        | 0.024* |
| N acc. sum Max      | - N max      | 0.750          | 0.066  |
| N acc z Integral    | - N Integral | 0.107          | 0.840  |
| N acc vert Integral | - N Integral | 0.893 *        | 0.012* |
| N acc sum integral  | - N Integral | 0.893 *        | 0.012* |
| N acc. z Prom       | - N prom     | -0.071         | 0.906  |
| N acc. vert Prom    | - N prom     | 0.964 **       | 0.003* |
| N acc. sum Prom     | - N prom     | 0.964 **       | 0.003* |

\*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

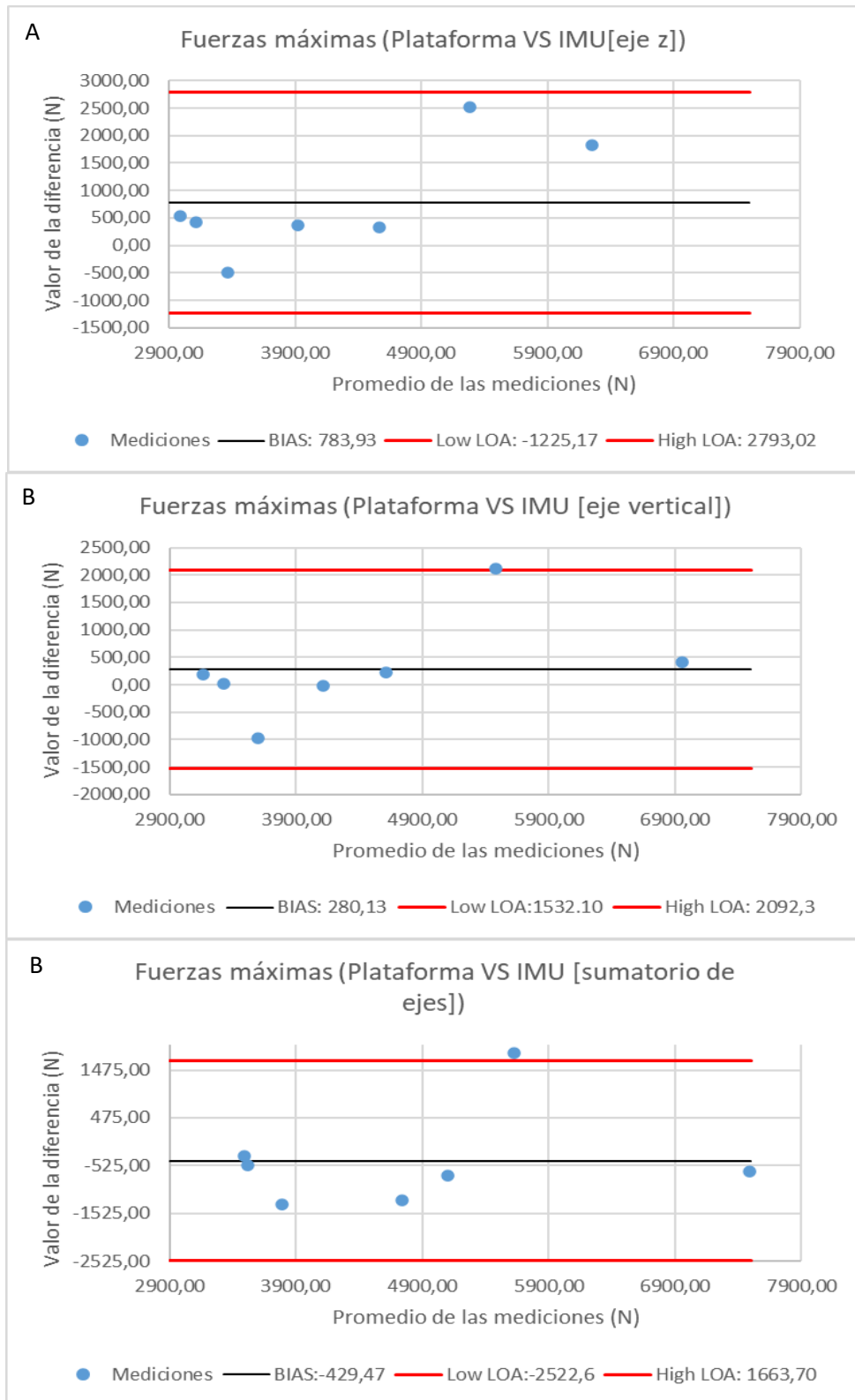
Para los pares de datos que ofrecen valores  $p < 0,05$ , se aplicó la prueba de significación estadística Test de rangos con signo de Wilcoxon (ver tabla 7). Con valores  $p > 0,05$  los pares; N

max – N acc z Max y N max – Nacc vert Max no muestran diferencia estadísticamente significativa respecto a los mismos parámetros obtenidos con la plataforma de fuerzas. Esto indica que, para estos parámetros mencionados no existe diferencia significativa en la tendencia central de ambos datos, mientras que para los otros datos sí.

**Tabla 7: Prueba de rangos de Wilcoxon para muestras pareadas.**

| <b>Plataforma</b> | <b>IMU</b>          | <b>W</b> | <b>z</b> | <b>p</b> |
|-------------------|---------------------|----------|----------|----------|
| N max             | N acc. z Max        | 24.000   | 1.690    | 0.109*   |
| N max             | N acc. vert Max     | 20.000   | 1.014    | 0.375*   |
| N Integral        | N acc vert Integral | 27.000   | 2.197    | 0.031    |
| N Integral        | N acc sum integral  | 0.000    | -2.366   | 0.016    |
| N prom            | N acc. vert Prom    | 27.000   | 2.197    | 0.031    |
| N prom            | N acc. sum Prom     | 0.000    | -2.366   | 0.016    |

Estos hallazgos se complementaron con el análisis Bland Atman (figura 5) para evaluación de la concordancia. Con una media de error  $784 \pm 1025,05$  N (eje Z),  $280 \pm 924,61$  N (eje vertical) y  $429 \pm 1067,95$  N (sumatorio) los datos obtenidos en el eje z como los datos obtenidos por el conjunto de aceleraciones verticales se encuentran dentro de los límites de 1 desviación estándar. En cambio, algunos de los resultados del sumatorio caen fuera de dicho margen de acuerdo.



**Figura 5: Gráficas del análisis Bland Atman para los resultados de valores máximos de fuerzas de reacción (N Max). A) Comparación con el eje Z, B) comparación con la resultante de aceleraciones verticales, C) Comparación con el sumatorio de todos los ejes. Nota: BIAS= Media de las diferencias, LOA = límites de acuerdo**

## Discusión.

El objetivo principal de este estudio era analizar la distribución de fuerzas de reacción en el aterrizaje del movimiento de Parkour conocido como "gato-precisión", utilizando una plataforma de fuerzas, y determinar si estas fuerzas pueden ser detectadas correctamente por un dispositivo IMU ubicado cerca del centro de masa del sujeto.

Los resultados del estudio indican que, con fuerzas de reacción máximas de  $4604,62 \pm 1644,31$  N obtenidas mediante la plataforma de fuerzas, el IMU obtiene unas estimaciones de  $3820,49 \pm 893,77$  N en el eje z del dispositivo, estimaciones de  $4324,29 \pm 1197,50$  N en la suma de aceleraciones verticales y de  $5033,84 \pm 1411,711$  N en la resultante de todos los ejes. Lo que supone una media de error de  $784 \pm 1025,05$  N en el eje z del dispositivo,  $280 \pm 924,61$  N en la suma de aceleraciones verticales y de  $429 \pm 1067,95$  N en la resultante de todos los ejes. Hasta donde se conoce, este es el primer estudio en llevar a cabo este tipo de análisis comparativo entre aceleraciones y fuerzas de reacción en aterrizajes de Parkour, por lo que no existen datos que respalden o rechacen los hallazgos realizados.

En relación con el tiempo de distribución de las fuerzas de reacción, los picos máximos se encuentran a los  $0,03 \pm 0,01$  s de media, datos que se asemejan a los encontrados en la literatura científica<sup>1,21</sup>. La fase de absorción se ha considerado más extensa que las habituales en este tipo de estudios, esto puede deberse a la metodología para determinar esas fases ha sido individualizada, apoyándose y comparando datos de ambos dispositivos en lugar de seleccionar un tiempo estandarizado para todos<sup>34,56</sup>. Este proceso se ha llevado a cabo de esta forma al observar la pérdida de datos relevantes al escoger un tiempo prefijado y la falta de concordancia que se mostraba en las gráficas de fuerza/aceleración-tiempo. Estos desajustes en las curvas fuerza/aceleración y tiempo dibujadas por cada dispositivo han sido ya

observadas por otros autores<sup>45,48</sup>, las causas pueden deberse a efectos de disipación o cancelación de la transmisión de fuerzas a pesar del movimiento generado o a los fenómenos de preactivación musculoesquelética previos al aterrizaje<sup>38</sup>. Por otro lado, el breve tiempo de propagación hasta adquirir valores máximos de fuerzas de reacción ha sido asociado como posible factor de riesgo de sobrecarga y lesión artro-ligamentosa<sup>16,19,27</sup>. Sin embargo, estos fenómenos no han sido suficientemente estudiados y no puede confirmarse.

En cuanto a los parámetros temporales, tanto las fuerzas de reacción como las aceleraciones se atenuaron por completo en promedio a los  $1,99 \pm 0,75$  segundos, sin embargo, los sujetos informaron que el aterrizaje no se consideraba finalizado hasta los 5,73 segundos de media. Ese desfase de tiempo entre la disminución de aceleraciones y fuerzas y la consciencia sobre haber finalizado el salto puede estar relacionado con factores neurales de latencia de respuesta o incluso por factores derivados de la propia situación de investigación. La consciencia de la posición relativa del cuerpo y las fuerzas que inciden sobre él son de interés tanto en el mundo del rendimiento como en la salud, diferentes patologías neurodegenerativas<sup>57,58</sup> así como traumatismo craneoencefálico<sup>59</sup>, esguinces<sup>60</sup>, LCA<sup>61</sup>) han sido asociados con la capacidad o incapacidad de regular el desplazamiento del centro de masas tanto en situaciones estáticas como dinámicas.

Oscilando entre 3000 y 7000 N, se obtiene una media de 4604,62 N  $\pm 1644,31$ , aproximadamente 6,5 veces el peso corporal promedio de los sujetos. Mientras que en otros estudios se obtuvieron resultados entre 0,9 a 3,6 veces el peso corporal para aterrizajes desde *dropjump*<sup>3,4,13</sup> y resultados entre el 2.13 y 3.81 en aterrizajes posteriores al desplazamiento de gato<sup>10</sup>. Estas diferencias podrían deberse a variaciones en el tipo de ejercicio y la distancia de vuelo, así como por la propia capacidad física de los sujetos.

Los resultados sugieren que la estimación de fuerzas de reacción contra el suelo a partir de un IMU situado cerca del centro de masas del cuerpo (L5S1) puede introducir ciertos errores de medición, sobre todo al analizar fuerzas promedio o la integral de fuerzas. No obstante, las pruebas estadísticas realizadas a posterior muestran que el error de medición no es estadísticamente significativo y que la elección correcta del eje y del valor a analizar (valores máximos en los ejes Z y en el sumatorio de aceleraciones verticales en este caso) permite una obtención de datos más ajustada. Es importante destacar que estos hallazgos son consistentes con la literatura científica y proporcionan información valiosa sobre las diferencias y desviaciones entre los datos obtenidos por el IMU y la plataforma de fuerzas<sup>45,52</sup>.

La obtención sobre la estimación de fuerzas a partir de IMU está siendo estudiada en la actualidad con la obtención de resultados prometedores<sup>36,52,62</sup>. Todavía quedan muchos factores por resolver, sobre todo en acciones complejas con cambio de dirección o giros sobre uno mismo como puede ser el caso de la gimnasia o el parkour<sup>48,63</sup>. Estudios con sistemas de análisis de múltiples IMU, software con modelos biomecánicos más precisos y análisis inversos a través de machine learning pueden ser clave para acabar de ajustar una tecnología prometedora<sup>48,52,64</sup>.

## **Conclusiones.**

La hipótesis planteada sobre la diferencia entre los datos del IMU y la plataforma de fuerza fue rechazada parcialmente. Se observa un error de medición en los datos obtenidos por el IMU al enfrentarlos a los datos obtenidos por la plataforma de fuerzas, sobre todo en el cálculo de fuerzas promedio y la integral. Sin embargo, las diferencias encontradas fueron mínimas y ante los análisis posteriores resultaron no ser estadísticamente significativas, especialmente para el eje Z del dispositivo (eje anteroposterior para el sujeto) y el cálculo de las aceleraciones verticales, los cuales ofrecieron los datos con mayor exactitud al estimar los valores máximos de fuerzas de reacción.

El error de estimación entre dispositivos puede deberse al importante componente horizontal del movimiento realizado previo al aterrizaje y a otras causas de disipación de fuerzas o creación de aceleraciones como la inclinación del torso o el movimiento de brazos para equilibrarse, futuros estudios deberán tener esto en cuenta y crear metodologías capaces de corregir estos fenómenos.

Aunque este estudio no evalúa directamente los efectos a largo plazo, se puede inferir que las altas magnitudes de fuerza registradas y el corto periodo de tiempo de distribución de estas podrían contribuir a la sobrecarga en los atletas de Parkour. La repetición constante de estas demandas físicas intensas sin una técnica adecuada y un entrenamiento progresivo podría aumentar el riesgo de lesiones, especialmente en las extremidades inferiores como la rodilla y el tobillo en los Traceurs.

Para una mayor comprensión de los factores que influyen en los aterrizajes en Parkour, se sugiere llevar a cabo análisis estadísticos más robustos, aumentar el tamaño de la muestra y apoyar los resultados con modelos biomecánicos existentes.

### **Aplicabilidad práctica.**

El Parkour es una disciplina con popularidad creciente, federaciones como la Federación Internacional de Gimnasia, han incluido competiciones de Parkour dentro de sus campeonatos. Poder estimar las fuerzas de reacción y crear algoritmos de valoración de riesgo por sobrecarga puede ser un elemento diferenciador en una actividad de alta complejidad como es esta. Incluso fuera del ámbito del alto rendimiento, la validación y el refinamiento de estos análisis puede conllevar mejores planificaciones de entrenamiento y por lo tanto un incremento de la seguridad en una actividad ya de por sí arriesgada.



## Referencias bibliográficas.

1. Lees A. Methods of impact absorption when landing from a jump. *Eng Med*. 1981;10(4):207-211. doi:10.1243/EMED\_JOUR\_1981\_010\_055\_02
2. Schot PK, Dufek JS. Landing performance part 1: kinematic, kinetic, and neuromuscular aspects. *Med Exerc Nutr Heal*. 1993;2(August):69-83.
3. Maldonado G, Bitard H, Watier B, Soueres P. Evidence of dynamic postural control performance in parkour landing. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2015;18(August 2015):1994-1995. doi:10.1080/10255842.2015.1069588
4. Puddle DL, Maulder PS. Ground reaction forces and loading rates associated with parkour and traditional drop landing techniques. *J Sport Sci Med*. 2013;12(1):122-129.
5. Dai B, Layer JS, Hinshaw TJ, Cook RF, Dufek JS. Kinematic Analyses of Parkour Landings from as High as 2.7 Meters. *J Hum Kinet*. 2020;72(1):15-28. doi:10.2478/hukin-2019-0123
6. Parlebas P. *Juegos, Deportes y Sociedades : Léxico de Praxiología Motriz*. Editorial Paidotribo; 2001. Accessed December 10, 2017. [https://books.google.es/books?id=vxDwXPRBnuoC&printsec=frontcover&dq=Parlebas&hl=es&sa=X&ved=0ahUKewiAz\\_WwpoDYAhVBtRQKHV1kBZQQ6AEIKDA#v=onepage&q=Parlebas&f=false](https://books.google.es/books?id=vxDwXPRBnuoC&printsec=frontcover&dq=Parlebas&hl=es&sa=X&ved=0ahUKewiAz_WwpoDYAhVBtRQKHV1kBZQQ6AEIKDA#v=onepage&q=Parlebas&f=false)
7. Michael A. Parkour, {Anarcho-Environmentalism}, and Poiesis. *J Sport Soc Issues*. 2009;33:169-194. <http://ejournals.ebsco.com/direct.asp?ArticleID=428CA7C4F27754A2FB20>
8. Gallahue D. *Development of Physical Education for Today's Elementary Children*. Macmillan.; 1987.
9. Heinen T, Vinken PM, Jeraj D, Velentzas K. Movement regulation of handsprings on vault. *Res Q Exerc Sport*. 2013;84(1):68-78. doi:10.1080/02701367.2013.762300
10. Adams J. *Common Parkour Vaulting Techniques , Landing Styles , and Their Effects on Landing Forces*. 2020. doi:10.13140/RG.2.2.21957.47849
11. Maldonado G, Soueres P, Watier B. Strategies of Parkour practitioners for executing soft precision landings. *J Sports Sci*. 2018;36(22):2551-2557. doi:10.1080/02640414.2018.1469226
12. Maldonado G, Bailly F, Soueres P, Watier B. Angular momentum regulation strategies for highly dynamic landing in Parkour. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20(November):123-124. doi:10.1080/10255842.2017.1382892
13. Standing RJ, Maulder PS. A comparison of the habitual landing strategies from differing drop heights of parkour practitioners (Traceurs) and recreationally trained individuals. *J Sport Sci Med*. 2015;14(4):723-731.

14. Croft JL, Schroeder RT, Bertram JEA. Determinants of optimal leg use strategy: Horizontal to vertical transition in the parkour wall climb. *J Exp Biol.* 2019;222(1). doi:10.1242/jeb.190983
15. Jabnoun S, Borji R, Sahli S. Postural control of Parkour athletes compared to recreationally active subjects under different sensory manipulations: A pilot study. *Eur J Sport Sci.* 2019;19(4):461-470. doi:10.1080/17461391.2018.1527948
16. Van Der Worp H, De Poel HJ, Diercks RL, Van Den Akker-Scheek I, Zwerver J. Jumper's knee or lander's knee? A systematic review of the relation between jump biomechanics and patellar tendinopathy. *Int J Sports Med.* 2014;35(8):714-722. doi:10.1055/s-0033-1358674
17. Taylor JB, Wright ES, Waxman JP, Schmitz RJ, Groves JD, Shultz SJ. Ankle Dorsiflexion Affects Hip and Knee Biomechanics During Landing. *Sports Health.* 2022;14(3):328-335. doi:10.1177/19417381211019683
18. Haddas R, Sawyer SF, Sizer PS, Brooks T, Chyu MC, James CR. Effects of volitional spine stabilization and lower extremity fatigue on trunk control during landing in individuals with recurrent low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2016;46(2):71-78. doi:10.2519/jospt.2016.6048
19. Edwards S, Steele JR, Purdam CR, Cook JL, McGhee DE. Alterations to landing technique and patellar tendon loading in response to fatigue. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(2):330-340. doi:10.1249/MSS.0b013e3182a42e8e
20. McClay IS, Robinson JR, Andriacchi TP, et al. A Profile of Ground Reaction Forces in Professional Basketball. *J Appl Biomech.* 1994;10(3):222-236. doi:10.1123/jab.10.3.222
21. DeVita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24(1):108-115. doi:10.1249/00005768-199201000-00018
22. Strafford BW, van der Steen P, Davids K, Stone JA. Parkour as a Donor Sport for Athletic Development in Youth Team Sports: Insights Through an Ecological Dynamics Lens. *Sport Med - Open.* 2018;4(1). doi:10.1186/s40798-018-0132-5
23. Pichardo AW, Oliver JL, Harrison CB, Maulder PS, Lloyd RS, Kandoi R. Effects of Combined Resistance Training and Weightlifting on Injury Risk Factors and Resistance Training Skill of Adolescent Males. *J Strength Cond Res.* 2021;35(12):3370-3377. doi:10.1519/JSC.0000000000003341
24. McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C. Landing Strategies Used by Gymnasts on Different Surfaces. *J Appl Biomech.* 2016;10(3):237-252. doi:10.1123/jab.10.3.237
25. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE, Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The jump-ACL Study. *Am J Sports Med.* 2009;37(10):1996-2002. doi:10.1177/0363546509343200
26. Rossheim ME, Stephenson CJ. Parkour injuries presenting to United States

- emergency departments, 2009–2015. *Am J Emerg Med*. 2017;35(10):1503-1505. doi:10.1016/j.ajem.2017.04.040
27. Elvin NG, Elvin AA, Arnoczky SP, Torry MR. The correlation of segment accelerations and impact forces with knee angle in jump landing. *J Appl Biomech*. 2007;23(3):203-212. doi:10.1123/jab.23.3.203
  28. Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM, Padua DA. The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clin Biomech*. 2010;25(10):1031-1036. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.07.013
  29. Cortes N, Morrison S, Van Lunen BL, Onate JA. Landing technique affects knee loading and position during athletic tasks. *J Sci Med Sport*. 2012;15(2):175-181. doi:10.1016/j.jsams.2011.09.005
  30. Davis IS, Rice HM, Wearing SC. Why forefoot striking in minimal shoes might positively change the course of running injuries. *J Sport Heal Sci*. 2017;6(2):154-161. doi:10.1016/j.jshs.2017.03.013
  31. Cortes N, Onate J, Abrantes J, Gagen L, Dowling E, Van Lunen B. Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings. *J Appl Biomech*. 2007;23(4):289-299. doi:10.1123/jab.23.4.289
  32. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(4):602-609. doi:10.1016/j.jelekin.2011.04.001
  33. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train*. 2009;44(2):174-179. doi:10.4085/1062-6050-44.2.174
  34. Kulas AS, Hortobágyi T, DeVita P. The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *J Athl Train*. 2010;45(1):5-15. doi:10.4085/1062-6050-45.1.5
  35. Norcross MF, Lewek MD, Padua DA, Shultz SJ, Weinhold PS, Blackburn JT. Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing, part I: Sagittal-plane energy absorption analyses. *J Athl Train*. 2013;48(6):748-756. doi:10.4085/1062-6050-48.4.09
  36. Howard R, Conway R, Harrison AJ. Estimation of Force during Vertical Jumps using Body Fixed Accelerometers Estimation of Force during Vertical Jumps using Body Fixed Accelerometers. 2014;(June). doi:10.1049/cp.2014.0667
  37. Mauroy G, Schepens B, Willems PA. The mechanics of running while approaching and jumping over an obstacle. *Eur J Appl Physiol*. 2013;113(4):1043-1057. doi:10.1007/s00421-012-2519-1
  38. McNitt-Gray JL, Hester DME, Mathiyakom W, Munkasy BA. Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. *J Biomech*. 2001;34(11):1471-1482. doi:10.1016/S0021-9290(01)00110-5

39. Rossi MK, Pasanen K, Heinonen A, et al. Performance in dynamic movement tasks and occurrence of low back pain in youth floorball and basketball players. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):1-10. doi:10.1186/s12891-020-03376-1
40. Fasel B, Spörri J, Schütz P, et al. An inertial sensor-based method for estimating the athlete's relative joint center positions and center of mass kinematics in alpine ski racing. *Sensors (Switzerland)*. 2018;19(2):1-14. doi:10.3390/s21020654
41. Pérez-Castilla A, Piepoli A, Delgado-García G, Garrido-Blanca G, García-Ramos A. Reliability and Concurrent Validity of Seven Commercially Available Devices for the Assessment of Movement Velocity at Different Intensities During the Bench Press. *J strength Cond Res*. 2019;33(5):1258-1265. doi:10.1519/JSC.0000000000003118
42. Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, González-Custodio A, Olcina G, Pino-Ortega J. Using an Inertial Device (WIMU PRO) to Quantify Neuromuscular Load in Running: Reliability, Convergent Validity, and Influence of Type of Surface and Device Location. *J Strength Cond Res*. 2020;34(2):365-373. doi:10.1519/JSC.0000000000003106
43. Muyor M, Granero-gil P. Reliability and validity of a new accelerometer (Wimu Ò) system for measuring velocity during resistance exercises. 2017;2017. doi:10.1177/1754337117731700
44. Oliva-Lozano JM, Conte D, Fortes V, Muyor JM. Exploring the Use of Player Load in Elite Soccer Players. *Sports Health*. 2023;15(1):61-66. doi:10.1177/19417381211065768
45. Kerns JA, Zwart AS, Perez PS, Gurchiek RD, McBride JM. Effect of IMU location on estimation of vertical ground reaction force during jumping. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023;(March):1-8. doi:10.3389/fbioe.2023.1112866
46. Pino-Ortega J, García-Rubio J, Ibáñez SJ. Validity and reliability of the WIMU inertial device for the assessment of the vertical jump. *PeerJ*. 2018;2018(4):1-12. doi:10.7717/peerj.4709
47. Iyata Y, Kitamura S, Motoi K, Sagawa K. Measurement of three-dimensional posture and trajectory of lower body during standing long jumping utilizing body-mounted sensors. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. Published online 2013:4891-4894. doi:10.1109/EMBC.2013.6610644
48. Bradshaw EJ, Grech K, Joseph CWJ, Calton M, Hume PA. Agreement between force and deceleration measures during backward somersault landings. *Sport Biomech*. 2023;22(2):195-203. doi:10.1080/14763141.2020.1743348
49. Kodama J, Watanabe T. Examination of Inertial Sensor-Based Estimation Methods of Lower Limb Joint Moments and Ground Reaction Force : Results for Squat and Sit-to-Stand Movements in the Sagittal Plane. Published online 2016. doi:10.3390/s16081209
50. Veilleux L n, Rauch F, Lemay M. Validity of an accelerometer as a vertical ground reaction force measuring device in healthy children and adolescents and in

- children and adolescents with osteogenesis imperfecta type I. 2014;14(2):155-161.
51. Simons C, Bradshaw EJ. Do accelerometers mounted on the back provide a good estimate of impact loads in jumping and landing tasks? *Sport Biomech.* 2016;15(1):76-88. doi:10.1080/14763141.2015.1123765
  52. Ancillao A, Tedesco S, Barton J, Flynn BO. Indirect Measurement of Ground Reaction Forces and Moments by Means of Wearable Inertial Sensors : A Systematic Review. *Sensors.* 2018;18(2564):34. doi:10.3390/s18082564
  53. Giner Gran MÁ. Epidemiology of injuries in parkour and review literature. *Sport TK.* 2020;9(1):85-96. doi:10.6018/sportk.412551
  54. Maldonado G, Bailly F, Souères P, Watier B. Inverse dynamics study of the parkour kong-vault during take-off. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(sup1):S331-S333. doi:10.1080/10255842.2020.1714932
  55. María José Rubio Hurtado y Vanesa Berlanga Silvente. Cómo aplicar las pruebas paramétricas bivariadas t de Student y ANOVA en SPSS . Caso práctico . *Rev d'Innovació i Recer en Educ.* 2012;5:83-100. doi:10.1344/reire2012.5.2527
  56. Martin Bland J, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;327(8476):307-310. doi:10.1016/S0140-6736(86)90837-8
  57. Keller JW, Van Hedel HJA. Weight-supported training of the upper extremity in children with cerebral palsy: A motor learning study. *J Neuroeng Rehabil.* 2017;14(1):1-13. doi:10.1186/s12984-017-0293-3
  58. Wimalasundera N, Stevenson VL. Cerebral palsy. *Pract Neurol.* 2016;16(3):184-194. doi:10.1136/practneurol-2015-001184
  59. Qiao CZ, Chen A, Blouin JS, Wu LC. Potential Mechanisms of Acute Standing Balance Deficits After Concussions and Subconcussive Head Impacts: A Review. *Ann Biomed Eng.* 2021;49(10):2693-2715. doi:10.1007/s10439-021-02831-x
  60. de Vasconcelos GS, Cini A, Sbruzzi G, Lima CS. Effects of proprioceptive training on the incidence of ankle sprain in athletes: systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* 2018;32(12):1581-1590. doi:10.1177/0269215518788683
  61. Brophy RH, Wright RW, Powell JW, Matava MJ. Injuries to kickers in American football: The national football league experience. *Am J Sports Med.* 2010;38(6):1166-1173. doi:10.1177/0363546509357836
  62. Simons C, Bradshaw EJ. Reliability of accelerometry to assess impact loads of jumping and landing tasks. *Sport Biomech.* 2016;15(1):1-10. doi:10.1080/14763141.2015.1091032
  63. Bradshaw EJ, Rice V, Landeo R. Impact load monitoring using inertial measurement units on different viscoelastic sport surfaces: a technical report. *ISBS-Conference Proc Arch.* Published online 2018:2016-2019.
  64. Aguilera-Rubio, Fernández-González P, Molina-Rueda F, Cuesta-Gómez A. Effect

of a rehabilitation programme through dual-task treadmill training on balance and gait alterations in acquired brain damage. *Rehabilitacion*. 2018;52(2):107-113. doi:10.1016/j.rh.2018.02.002

## Apéndices.

### Apéndice 1

|        | N prom  | N max   | N Integral | acc. z<br>Prom | acc. z<br>Max | acc z<br>Integral | Correlación<br>acc z - N | acc. vert<br>Prom | acc. vert<br>Max | acc vert<br>Integral | Correlación<br>acc vert - N | acc. sum<br>Prom | acc. sum<br>Max | acc sum<br>integral | Correlación<br>acc sum - N |
|--------|---------|---------|------------|----------------|---------------|-------------------|--------------------------|-------------------|------------------|----------------------|-----------------------------|------------------|-----------------|---------------------|----------------------------|
| S1     | 1742,23 | 7161,26 | 185127,45  | 7,93           | 55,07         | 832,06            | 0,62                     | 14,72             | 69,58            | 1589,92              | 0,35                        | 20,34            | 80,55           | 2155,75             | 0,7                        |
| S2     | 1186,70 | 6540,40 | 139002,94  | 8,67           | 55,07         | 1005,93           | 0,64                     | 15,51             | 60,63            | 1821,01              | 0,34                        | 19,26            | 64,41           | 2248,58             | 0,61                       |
| S3     | 1115,62 | 3251,34 | 117801,13  | 12,11          | 41,94         | 1280,94           | 0,71                     | 16,68             | 47,18            | 1733,78              | 0,68                        | 19,25            | 58,17           | 2032,37             | 0,77                       |
| S4     | 1123,68 | 3331,20 | 89926,97   | 10,16          | 50,01         | 924,22            | 0,80                     | 16,24             | 57,26            | 1376,79              | 0,25                        | 20,77            | 62,89           | 1825,78             | 0,75                       |
| S5     | 986,59  | 3114,42 | 137461,94  | 9,66           | 54,71         | 1341,37           | 0,74                     | 14,08             | 61,95            | 2053,65              | 0,58                        | 16,06            | 67,57           | 2234,77             | 0,79                       |
| S6     | 1305,36 | 4727,76 | 133687,73  | 5,19           | 55,07         | 509,67            | 0,72                     | 16,44             | 56,19            | 1689,38              | 0,41                        | 20,75            | 68,34           | 2116,89             | 0,84                       |
| S7     | 1242,76 | 4104,55 | 107810,76  | 13,95          | 54,96         | 1212,28           | 0,80                     | 17,85             | 60,63            | 1555,86              | 0,71                        | 21,67            | 78,91           | 1882,09             | 0,82                       |
| Medias | 1243,28 | 4604,42 | 130116,99  | 9,67           | 52,41         | 1015,21           | 0,72                     | 15,93             | 59,06            | 1688,63              | 0,47                        | 19,73            | 68,69           | 2070,89             | 0,75                       |
| SD     | 242,38  | 1644,31 | 30100,65   | 2,85           | 4,98          | 292,49            | 0,07                     | 1,27              | 6,79             | 215,03               | 0,18                        | 1,83             | 8,26            | 165,81              | 0,08                       |

**Tabla7: Datos promedio de cada salto, valor máximo e integral de cada variable (fuerzas de reacción y aceleraciones) de los sujetos. Correlaciones entre aceleraciones y fuerzas de reacción para cada eje de análisis del IMU.**

Apéndice 2

|    |        | N max   | N acc. z Max | N acc. vert Max | N acc. sum Max | N Integral | N acc z Integral | N acc vert Integral | N acc sum integral | N prom  | acc. z Prom | acc. vert Prom | acc. sum Prom |
|----|--------|---------|--------------|-----------------|----------------|------------|------------------|---------------------|--------------------|---------|-------------|----------------|---------------|
| S1 | Medias | 7161,26 | 5342,11      | 6749,24         | 7813,79        | 185127,45  | 80709,79         | 154221,78           | 209107,52          | 1742,23 | 769,32      | 1428,16        | 1972,70       |
|    | %      |         | 75           | 94              | 109            |            | 44               | 83                  | 113                |         | 44          | 82             | 113           |
| S2 | Medias | 6540,40 | 4020,35      | 4425,86         | 4701,91        | 139002,94  | 73432,61         | 132933,67           | 164146,59          | 1186,70 | 632,62      | 1132,13        | 1405,99       |
|    | %      |         | 61           | 68              | 72             |            | 53               | 96                  | 118                |         | 53          | 95             | 118           |
| S3 | Medias | 3251,34 | 2726,02      | 3066,74         | 3781,19        | 117801,13  | 83261,36         | 112695,92           | 132104,00          | 1115,62 | 787,10      | 1083,90        | 1251,45       |
|    | %      |         | 84           | 94              | 116            |            | 71               | 96                  | 112                |         | 71          | 97             | 112           |
| S4 | Medias | 3331,20 | 2900,53      | 3321,03         | 3647,33        | 89926,97   | 53604,68         | 79854,03            | 105895,05          | 1123,68 | 589,06      | 941,87         | 1204,51       |
|    | %      |         | 87           | 100             | 109            |            | 60               | 89                  | 118                |         | 52          | 84             | 107           |
| S5 | Medias | 3114,42 | 3610,96      | 4088,67         | 4459,49        | 137461,94  | 88530,44         | 135541,04           | 147494,70          | 986,59  | 637,52      | 929,14         | 1059,65       |
|    | %      |         | 116          | 131             | 143            |            | 64               | 99                  | 107                |         | 65          | 94             | 107           |
| S6 | Medias | 4727,76 | 4405,87      | 4495,46         | 5467,47        | 133687,73  | 40773,33         | 135150,44           | 169351,34          | 1305,36 | 414,82      | 1314,80        | 1660,30       |
|    | %      |         | 93           | 95              | 116            |            | 30               | 101                 | 127                |         | 32          | 101            | 127           |
| S7 | Medias | 4104,55 | 3737,58      | 4123,05         | 5366,02        | 107810,76  | 82434,86         | 105798,50           | 127981,83          | 1242,76 | 948,64      | 1213,54        | 1473,41       |
|    | %      |         | 91           | 100             | 131            |            | 76               | 98                  | 119                |         | 76          | 98             | 119           |
|    | Media  | 4604,42 | 3820,49      | 4324,29         | 5033,89        | 130116,99  | 71821,01         | 122313,63           | 150868,72          | 1243,28 | 682,73      | 1149,08        | 1432,57       |
|    | SD     | 1644,31 | 893,77       | 1197,50         | 1411,74        | 30100,65   | 17795,79         | 24626,31            | 33713,51           | 242,38  | 170,39      | 185,00         | 308,18        |
|    | %      |         | 87           | 98              | 114            |            | 57               | 94                  | 116                |         | 56          | 93             | 115           |

**Tabla 8: Datos de acelerometría del IMU transformados a parámetros de fuerzas y porcentaje comparativo con las fuerzas de reacción obtenidas con la plataforma de fuerzas.**



Apéndice 3

**Correlación de Spearman de todos los pares de variables**

|                     |                       | <b>Spearman's rho</b> | <b>p</b> |
|---------------------|-----------------------|-----------------------|----------|
| N acc. z Max        | - N acc. vert Max     | 1.000***              | < .001   |
| N acc. z Max        | - N acc. sum Max      | 0.929**               | 0.007    |
| N acc. z Max        | - N acc z Integral    | -0.429                | 0.354    |
| N acc. z Max        | - N acc vert Integral | 0.643                 | 0.139    |
| N acc. z Max        | - N acc sum integral  | 0.821 *               | 0.034    |
| N acc. z Max        | - N acc. z Prom       | -0.214                | 0.662    |
| N acc. z Max        | - N acc. vert Prom    | 0.821 *               | 0.034    |
| N acc. z Max        | - N acc. sum Prom     | 0.821 *               | 0.034    |
| N acc. z Max        | - N max               | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc. z Max        | - N Integral          | 0.679                 | 0.110    |
| N acc. z Max        | - N prom              | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc. vert Max     | - N acc. sum Max      | 0.929**               | 0.007    |
| N acc. vert Max     | - N acc z Integral    | -0.429                | 0.354    |
| N acc. vert Max     | - N acc vert Integral | 0.643                 | 0.139    |
| N acc. vert Max     | - N acc sum integral  | 0.821 *               | 0.034    |
| N acc. vert Max     | - N acc. z Prom       | -0.214                | 0.662    |
| N acc. vert Max     | - N acc. vert Prom    | 0.821 *               | 0.034    |
| N acc. vert Max     | - N acc. sum Prom     | 0.821 *               | 0.034    |
| N acc. vert Max     | - N max               | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc. vert Max     | - N Integral          | 0.679                 | 0.110    |
| N acc. vert Max     | - N prom              | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc. sum Max      | - N acc z Integral    | -0.214                | 0.662    |
| N acc. sum Max      | - N acc vert Integral | 0.643                 | 0.139    |
| N acc. sum Max      | - N acc sum integral  | 0.786 *               | 0.048    |
| N acc. sum Max      | - N acc. z Prom       | 0.071                 | 0.906    |
| N acc. sum Max      | - N acc. vert Prom    | 0.893 *               | 0.012    |
| N acc. sum Max      | - N acc. sum Prom     | 0.893 *               | 0.012    |
| N acc. sum Max      | - N max               | 0.750                 | 0.066    |
| N acc. sum Max      | - N Integral          | 0.607                 | 0.167    |
| N acc. sum Max      | - N prom              | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc z Integral    | - N acc vert Integral | 0.179                 | 0.713    |
| N acc z Integral    | - N acc sum integral  | -0.179                | 0.713    |
| N acc z Integral    | - N acc. z Prom       | 0.750                 | 0.066    |
| N acc z Integral    | - N acc. vert Prom    | -0.429                | 0.354    |
| N acc z Integral    | - N acc. sum Prom     | -0.429                | 0.354    |
| N acc z Integral    | - N max               | -0.571                | 0.200    |
| N acc z Integral    | - N Integral          | 0.107                 | 0.840    |
| N acc z Integral    | - N prom              | -0.571                | 0.200    |
| N acc vert Integral | - N acc sum integral  | 0.893 *               | 0.012    |
| N acc vert Integral | - N acc. z Prom       | -0.071                | 0.906    |
| N acc vert Integral | - N acc. vert Prom    | 0.357                 | 0.444    |

**Correlación de Spearman de todos los pares de variables**

|                                       | <b>Spearman's rho</b> | <b>p</b> |
|---------------------------------------|-----------------------|----------|
| N acc vert Integral - N acc. sum Prom | 0.357                 | 0.444    |
| N acc vert Integral - N max           | 0.321                 | 0.498    |
| N acc vert Integral - N Integral      | 0.893 *               | 0.012    |
| N acc vert Integral - N prom          | 0.286                 | 0.556    |
| N acc sum integral - N acc. z Prom    | -0.214                | 0.662    |
| N acc sum integral - N acc. vert Prom | 0.643                 | 0.139    |
| N acc sum integral - N acc. sum Prom  | 0.643                 | 0.139    |
| N acc sum integral - N max            | 0.643                 | 0.139    |
| N acc sum integral - N Integral       | 0.893 *               | 0.012    |
| N acc sum integral - N prom           | 0.571                 | 0.200    |
| N acc. z Prom - N acc. vert Prom      | 0.071                 | 0.906    |
| N acc. z Prom - N acc. sum Prom       | 0.071                 | 0.906    |
| N acc. z Prom - N max                 | -0.143                | 0.783    |
| N acc. z Prom - N Integral            | -0.036                | 0.963    |
| N acc. z Prom - N prom                | -0.071                | 0.906    |
| N acc. vert Prom - N acc. sum Prom    | 1.000 ***             | < .001   |
| N acc. vert Prom - N max              | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc. vert Prom - N Integral         | 0.393                 | 0.396    |
| N acc. vert Prom - N prom             | 0.964 **              | 0.003    |
| N acc. sum Prom - N max               | 0.857 *               | 0.024    |
| N acc. sum Prom - N Integral          | 0.393                 | 0.396    |
| N acc. sum Prom - N prom              | 0.964 **              | 0.003    |
| N max - N Integral                    | 0.536                 | 0.236    |
| N max - N prom                        | 0.893 *               | 0.012    |
| N Integral - N prom                   | 0.321                 | 0.498    |

\*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$