

# Módulo 2. Aplicación de los sistemas inerciales para cuantificar e interpretar las demandas físicas en baloncesto

## Unidad 2.1. Aplicación de los sistemas inerciales para cuantificar e interpretar las demandas físicas en baloncesto

El conocimiento de los requerimientos físicos tanto de las competiciones como de las sesiones de entrenamiento es relevante para optimizar el proceso de entrenamiento. A su vez, hemos visto que la evaluación de las demandas físicas mediante el análisis del movimiento con cámaras no puede ser utilizado en nuestro día a día. En este módulo, abordaremos otro enfoque para la utilización de una tecnología que nos permita la toma de decisiones a través del análisis de los datos obtenidos tanto en partidos como en las sesiones de entrenamiento.

Sabemos que en baloncesto las aceleraciones, desaceleraciones, los cambios de dirección, los saltos y las carreras de alta intensidad son las máximas expresiones de rendimiento físico. Por consiguiente, la capacidad de repetir estos patrones de manera efectiva será fundamental a la hora de analizar el estado del jugador de manera específica.

De este modo, podemos diferenciar de forma general entre cuatro niveles de intensidad sobre el total de las acciones durante el juego.

**Tabla 1. Cuatro niveles de intensidad**

<b>Intensidad de las acciones</b>	<b>%</b>
Intensidad alta	13 a 21 %
Intensidad moderada	11 a 28 %
Intensidad baja	14 a 26 %

Recuperación	30 a 60 %
--------------	-----------

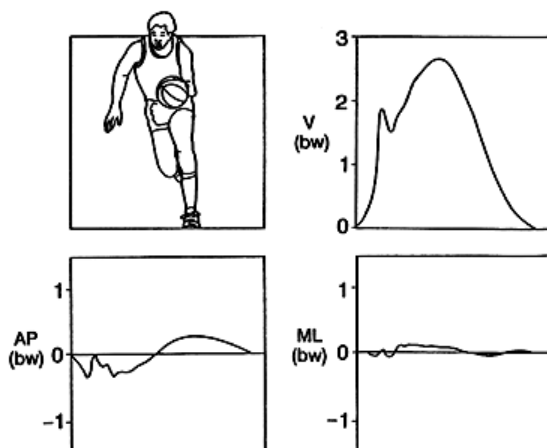
Fuente: elaboración propia.

Como hemos comentado, los inconvenientes del análisis del tiempo/movimiento mediante vídeo análisis nos habían llevado a la utilización de los sistemas inerciales (IMU). Los IMU hacen referencia a multisensores como los acelerómetros, los giroscopios, los magnetómetros triaxiales o alguna combinación de éstos. Habitualmente, estos dispositivos van colocados en un chaleco que se sitúa en la parte alta de la espalda de los jugadores y no representan una carga adicional para ellos. Además, suponen una alternativa al GPS que, aunque no proporcionen las mismas variables, sí ofrecen una alternativa al GPS que se utilizaba en deportes como el fútbol y el rugby, es decir, deportes *outdoor*. Estos dispositivos proporcionan el movimiento como carga, combinando los cambios instantáneos en la aceleración de los tres planos de movimiento. Recordemos que la señal de los satélites no funciona adecuadamente en un campo *indoor*. Si introducimos las palabras acelerómetro y baloncesto en buscadores como Pubmed, aparecerán diferentes publicaciones de interés para nuestro tema. En este módulo, resumiremos algunas de ellas.

Antes de entrar de lleno, sin embargo, es necesario citar una publicación titulada *A Profile of Ground Reaction Forces in Profesional Basketball*, de los autores McClay, Robinson, Andriacchi, Frederick, Gross, Martin, Valiant, Williams y Cavanagh (1994). Los resultados de este estudio (producidos en condiciones de laboratorio y utilizando una plataforma de fuerza) se utilizarán para medir y comprender el estrés mecánico que soporta el cuerpo durante movimientos específicos en baloncesto.

En el siguiente gráfico, se puede apreciar el impacto que se produce en la carrera hacia adelante. Se puede observar un primer pico y, luego, un segundo pico que apareció al hacer el análisis con la plataforma de fuerzas.

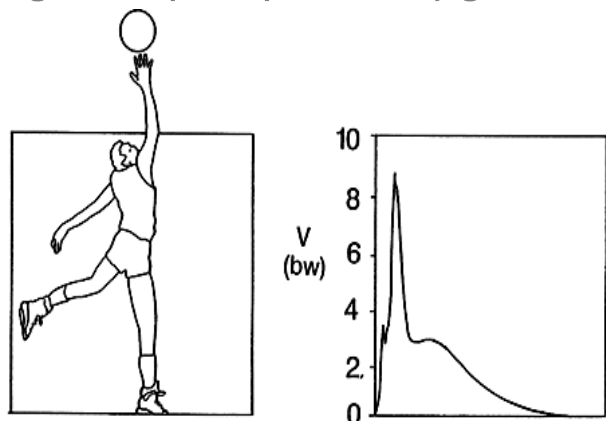
**Figura 1. Impacto que se produce en la carrera hacia adelante**



Fuente: McClay et al., 1994, p. 229.

En el estudio, se estableció el impacto que sufría un jugador al aterrizar tras una entrada a canasta. En este caso, se hablaba de ocho o nueve veces el peso corporal del jugador.

**Figura 2. Impacto que sufre un jugador al aterrizar tras una entrada a canasta**



Fuente: McClay et al., 1994, p. 230.

En la carrera hacia adelante, el impacto no llega a tres veces el peso corporal. Ocurre lo mismo en el plano vertical.

La siguiente tabla muestra un resumen de este y otros movimientos. Si las fuerzas grabadas en estos movimientos se repiten muchas veces, pueden producir el estrés suficiente para provocar lesiones. De esta conclusión se extrae la gran importancia de tener controlados todos estos datos.

**Tabla 2. Conclusiones**

Activity	Maximum V1 vertical (bw)		Maximum V2 vertical (bw)		V impulse (N · s) <sup>a</sup>	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Running (3.8 m/s)	1.9	0.35	2.5	0.24	107.0	34.22
Cutting	3.0	0.54	2.3	0.25	132.9	47.21
Layup takeoff	2.7	0.57	3.2	0.35	273.0	59.62
Layup landing <sup>b</sup>	8.9	2.76	2.8	0.51	295.3	126.01
Jump shot takeoff	3.0	0.80	—	—	151.2	131.14
Jump shot landing <sup>b</sup>	6.0	1.43	2.0	0.76	210.6	132.31
Vertical jump takeoff	1.7	0.52	—	—	-89.3	103.50
Vertical jump landing <sup>b</sup>	4.3	1.16	1.3	0.40	-27.8	121.80
Shuffling	2.6	0.49	1.8	0.31	103.1	67.61

Fuente: Mc Clay et al., 1994, p. 226.

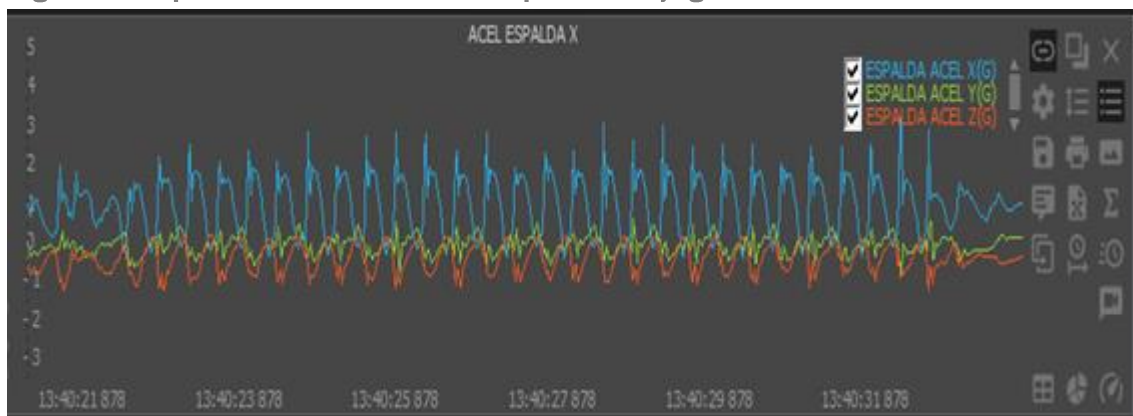
**Tabla 3. Conclusiones**

Activity	Peak V		Peak AP		Peak ML	
	M	Range	M	Range	M	Range
Layup landing <sup>a</sup>	8.9	3.16 – 14.58	-2.5	1.4 – -6.60	-0.7	1.05 – -1.63
Jump shot landing <sup>a</sup>	6.0	3.12 – 9.76	1.1	-2.41 – 2.18	-0.3	0.28 – -0.56
Vertical jump landing <sup>a</sup>	4.3	3.16 – 7.84	1.1	-1.20 – 1.74	-0.4	0.26 – -0.93
Running	2.5	2.09 – 3.18	-0.4	0.52 – -0.61	-0.2	0.33 – -0.46

Fuente: Mc Clay et al., 1994, p. 229.

Hoy en día, por ejemplo, podemos analizar este impacto en la carrera, mientras que antes sólo se podía medir mediante una plataforma de fuerza. Podemos conocer el impacto en cada uno de los pasos que el jugador recorre en sus desplazamientos.

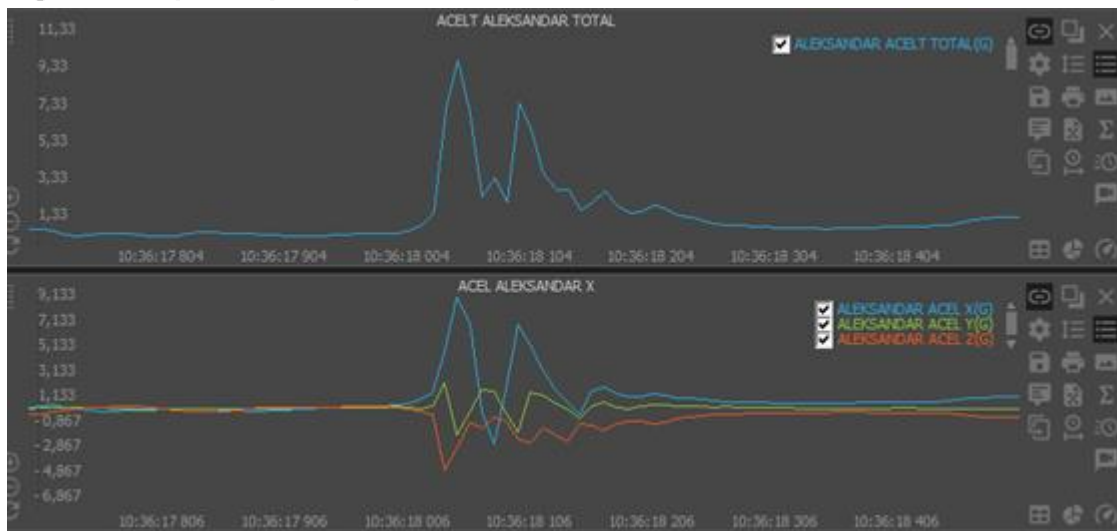
**Figura 3. Impacto de cada uno de los pasos del jugador**



Fuente: elaboración propia con base en Realtrack Systems SL (2019).

También, podemos conocer el impacto que supone un salto, ya sea tras una entrada a canasta o un tiro en suspensión a canasta.

**Figura 4. Impacto que supone un salto**



Fuente: elaboración propia con base en Realtrack Systems SL (2019).

En 1687, Isaac Newton describió sus conocidas leyes. La primera de las leyes de Newton es la de la inercia: todo cuerpo permanecerá en reposo o con un movimiento rectilíneo uniforme, excepto cuando una fuerza actúe sobre él. La segunda ley afirma que la fuerza es igual a la masa por la aceleración. En la tercera ley, Newton habla de las fuerzas de acción-reacción: cuando hacemos una fuerza, vamos a recibir una fuerza de igual magnitud, pero con un sentido opuesto a la fuerza que nosotros hemos realizado.

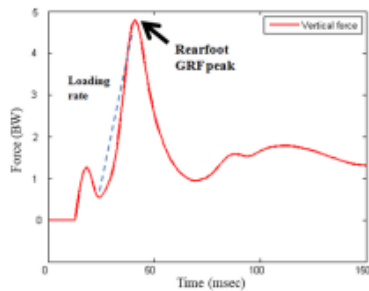
Por otra parte, tenemos la ley de la gravedad. La fuerza de gravedad, o la fuerza G, está basada en la aceleración que produce la gravedad de la Tierra en un objeto. Un G es igual a  $9,8 \text{ m/s}^2$ . Esto puede ser detectado mediante un acelerómetro. De este modo, basándonos en la aceleración que produce la gravedad de la Tierra en un objeto, podemos medir la fuerza G que genera un jugador durante sus movimientos.

### **¿Qué dicen las publicaciones científicas que han utilizado estos dispositivos en baloncesto?**

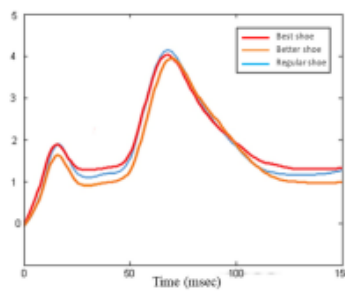
En el artículo de investigación titulado *Kinetics and perception of basketball landing in various heights and footwear cushioning* (2018), los investigadores Wei, Wang, Woo, Liebenberg, Park, Ryu y Lam escogieron tres tipos de zapatillas diferentes para llevar a cabo sus observaciones. En la Figura 5, la sigla VGRF significa *Vertical Ground Reaction Force*.

Figura 5. Observaciones con diferentes variables

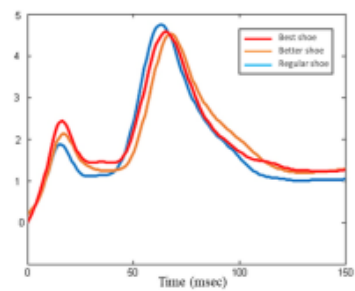
**a) VGRF**



**i) Variables**

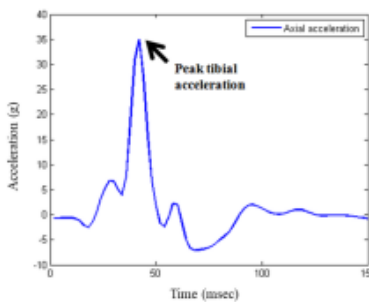


**ii) 45cm height**

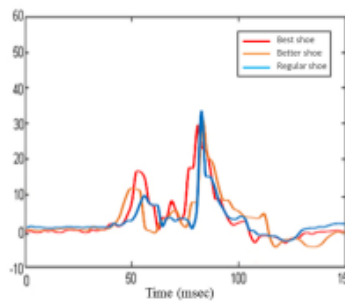


**iii) 61cm height**

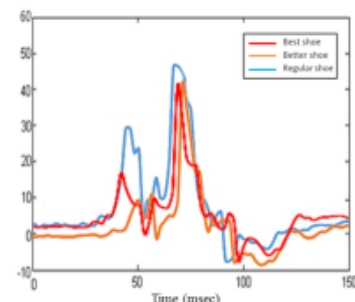
**b) Axial acceleration**



**i) Variables**



**ii) 45cm height**



**iii) 61cm height**

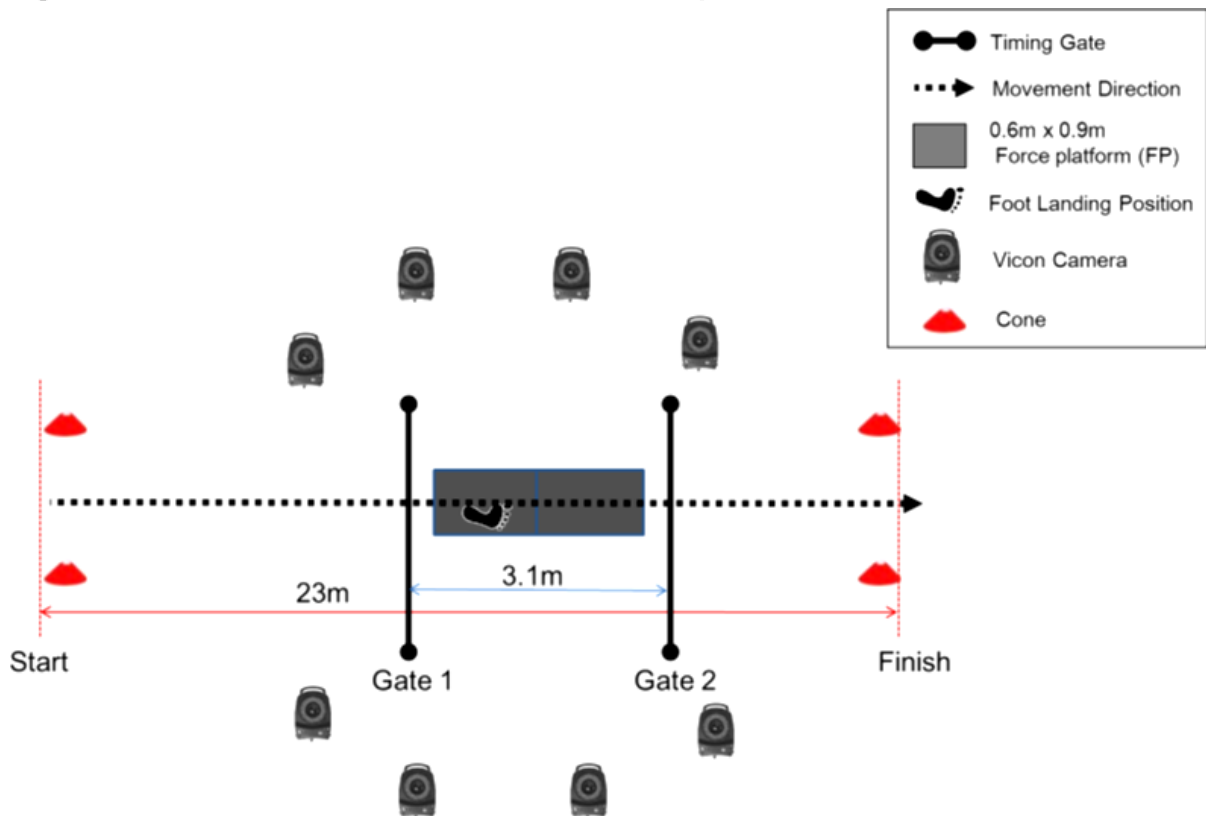
Fuente: Wei et al, 2018, p. 5.

Posteriormente, se analizaron a diecinueve jugadores universitarios de baloncesto, realizando un *drop jump*. Hay que tener en cuenta que los datos obtenidos surgían de la aplicación de dos sistemas: la utilización de la plataforma de fuerzas y la aplicación de un acelerómetro para medir la aceleración de la tibia.

A partir de estas mediciones, se puede identificar un modelo óptimo de amortiguación en las zapatillas para lograr mejoras en la protección contra la fractura del estrés tibial. Es importante destacar que la búsqueda de una solución para este tipo de heridas dio origen a la investigación citada.

Por otra parte, la percepción de comodidad se correlacionaba con la carga o el impacto. Esto implica que se podría obtener una calificación de percepción subjetiva para estimar el nivel de carga de impacto en situaciones fuera del laboratorio.

Figura 6. Observaciones en función de distancias y sentido

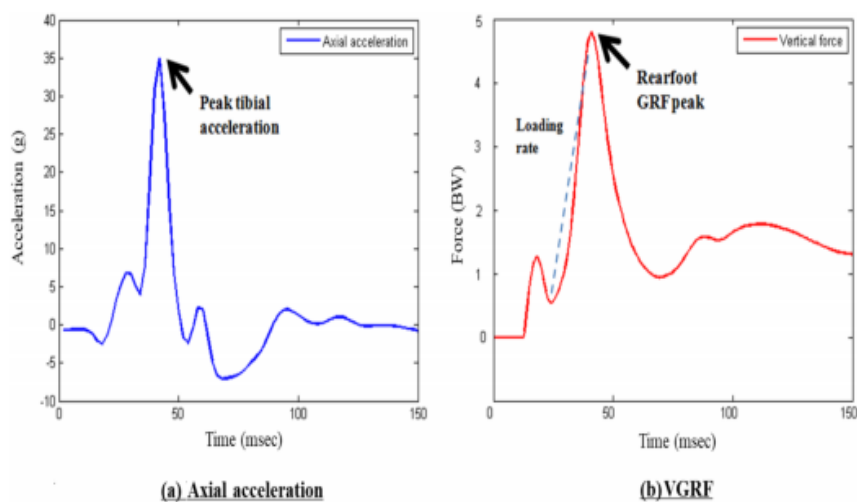


Fuente: Lam, Liebenberg, Woo, Park, Yoon, Tsz-Hei Cheung y Ryu, 2018, p. 4.

En el estudio de Lam, Liebenberg, Woo, Park, Yoon, Tsz-Hei Cheung y Ryu (2018), se midió la carrera hacia adelante en dieciocho jugadores de baloncesto en dos intensidades distintas, a tres metros por segundo y a seis metros por segundo.

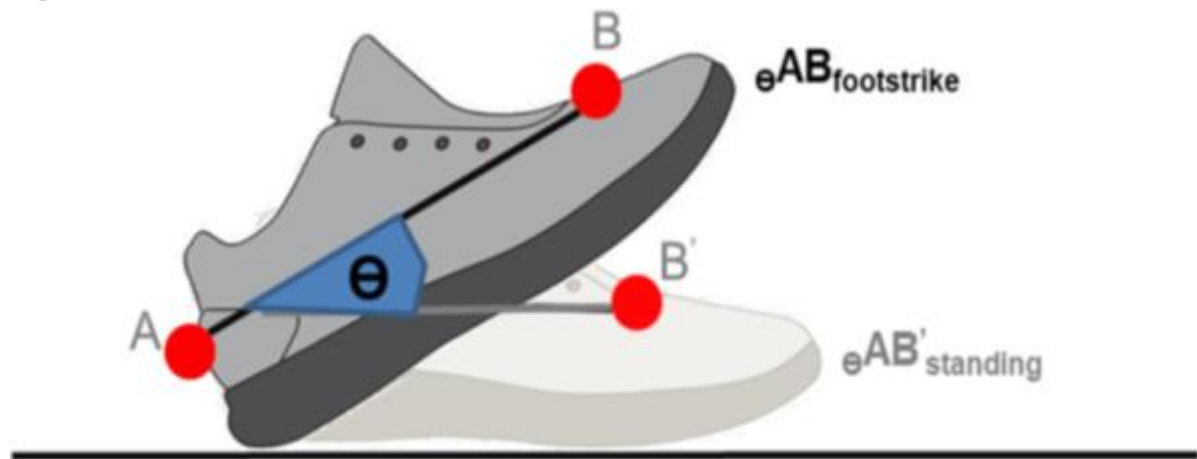
Todos estos datos se grabaron con cámaras que permitieron comparar las informaciones obtenidas en la plataforma de fuerza y en el acelerómetro.

Figura 7. Visualización de datos



Fuente: Lam et al., 2018, p. 5.

Figura 8

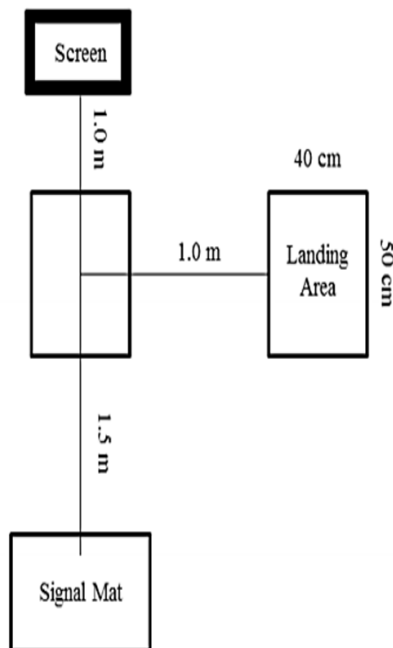


$$\text{Footstrike angle } (\theta) = eAB_{\text{footstrike}} - eAB'_{\text{standing}}$$

Fuente: Lam et al., 2018, p. 4.

Los jugadores debían realizar diferentes movimientos en respuesta a las acciones inesperadas de los compañeros de equipo y de los oponentes. Estos datos se ponen en relación al balón y a la canasta. Se debe tener en cuenta que se trata de una limitante de su capacidad para planificar el movimiento de forma anticipada.

Figura 9

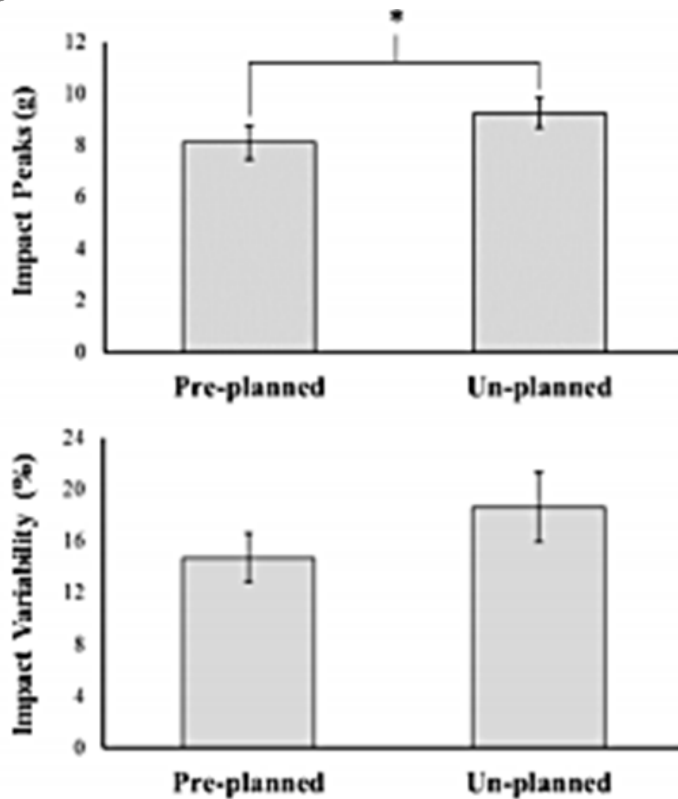


Fuente: Lucas, England, Mason, Lanning, Miller, Morgan y Thomas, 2018, <https://n9.cl/kfxb>.

El propósito del estudio era comparar las aceleraciones durante el cambio de dirección planificado o no planificado.

Se concluyó que el impacto era mayor en las acciones inesperadas. Esto quiere decir que el estrés mecánico que el jugador soportaba ante una acción inesperada era mayor y, además, que la variabilidad del impacto también era mayor que las acciones no planeadas.

Figura 10.



Fuente: Lucas et al., 2018, <https://n9.cl/kfxb>.

Otro estudio en el que se han utilizado los IMU es el de Beato, De Keijzer, Carty y Connor titulado *Monitoring Fatigue During Intermittent Exercise With Accelerometer-Derived Metrics* (2019). El objetivo principal de este estudio era evaluar la sensibilidad de los datos derivados del IMU para monitorizar la fatiga durante un protocolo de ejercicio intermitente. Se utilizaron diferentes variables de las que nosotros vamos a destacar el *dynamic stress load* (variable que se relaciona con la carga mecánica que sufre el jugador en cada impacto que realiza) y el *fatigue index* (el *dynamic stress load* normalizado por cada metro recorrido). De los resultados se concluye que tanto el *dynamic stress load* como el *fatigue index* pueden ser parámetros que nos permiten monitorizar de forma rápida la fatiga que puede experimentar el jugador ante un test intermitente de resistencia.

Tabla 4.

Variables	Drill 1 (SD)	Drill 2 (SD)
DSL (AU)	35.1 ± 12.7	38.1 ± 11.0
DSL·m <sup>-1</sup> (AU)	0.038 ± 0.014	0.041 ± 0.012
FI (AU)	0.71 ± 0.25	0.76 ± 0.22

Fuente: Beato et al., 2019, <https://n9.cl/v6m6>.

## Esta propuesta puede aplicarse en el baloncesto.

Por ejemplo, podríamos proponer un test para detectar la fatiga. Esto nos permitiría anticiparnos y tomar decisiones a la hora de periodizar o de individualizar el trabajo de cada uno de nuestros jugadores en función de los datos que hayamos obtenido con el *dynamic stress load* o con el *fatigue index*.

Otra publicación que es importante destacar es la propuesta de Scanlan, Fox, Milanović, Stojanović, Stanton y Dalbo (2019). En ese estudio se utilizó el *player load*. Esta variable representa básicamente la raíz cuadrada de la suma de la diferencia de las aceleraciones instantáneas en cada uno de los ejes al cuadrado.

Figura 11

$$\text{Player load} = \sqrt{\frac{(a_{y1} - a_{y-1})^2 + (a_{x1} - a_{x-1})^2 + (a_{z1} - a_{z-1})^2}{100}}$$

Fuente: elaboración propia.

Lo que estos autores proponen es la utilización del *player load* mediante umbrales individualizados o umbrales fijos. De esta forma, establecían que las cargas en unidades arbitrarias obtenidas a través del IMU en los umbrales fijos, eran de cero a uno. La zona 1 de uno a dos, la zona 2 de dos a tres, la zona 3 de tres a cuatro, la zona 4 de cuatro a cinco, las zonas 5 y 6 de cuatro a seis. La zona 5 y la zona 6 se establecía de seis a diez unidades arbitrarias. En cuanto a los umbrales individuales, que estaban fijados en la zona 1, correspondía entre el cero y el diez por ciento. La zona 2, entre el diez y el veinte por ciento. La zona 3, entre el veinte y el treinta por ciento. La zona 4, entre el treinta y el cuarenta por ciento. La zona 5, entre el cuarenta y el sesenta por ciento. Y la zona 6 entre el sesenta y el cien por ciento. En la siguiente figura, se pueden ver las diferencias entre ambos métodos.

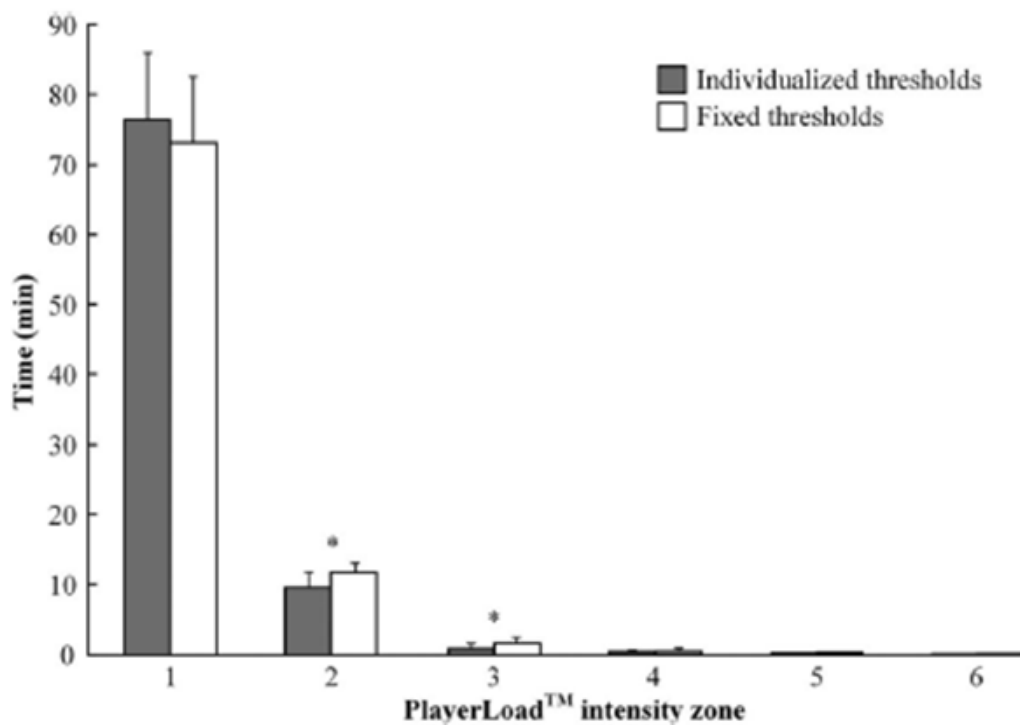
Figura 12

Zone	Individualized (% of peak PlayerLoad)	Fixed (absolute PlayerLoad)
1	0-10%	0-1 AU
2	10-20%	1-2 AU
3	20-30%	2-3 AU
4	30-40%	3-4 AU
5	40-60%	4-6 AU
6	60-100%	6-10 AU

Fuente: Scanlan et al., 2019, <https://n9.cl/oye7z>.

El enfoque fijo produjo mayor tiempo de entrenamiento en las zonas 2 y 3. La conclusión es que las variaciones en los resultados entre los dos enfoques deben considerarse al cuantificar el tiempo dedicado a trabajar en las diferentes zonas.

**Figura 13**

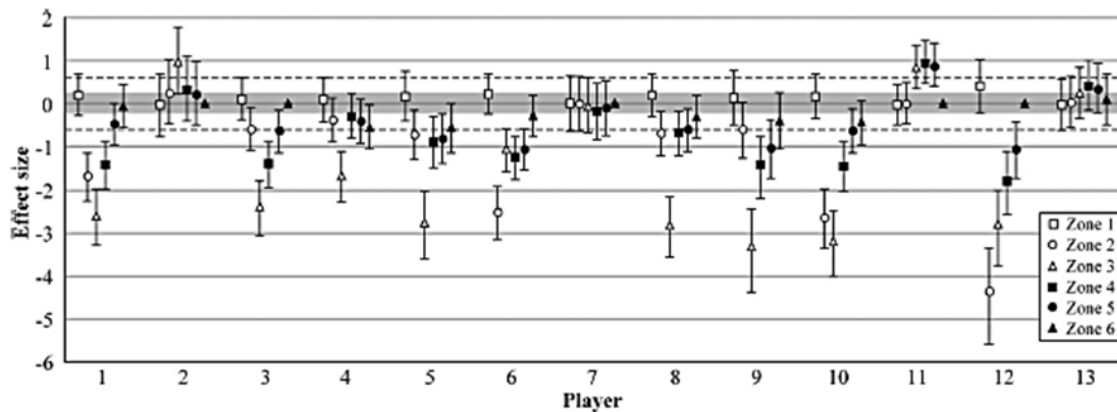


Fuente: Scanlan et al., 2019, <https://n9.cl/oye7z>.

Los resultados indican que no deberíamos ceñirnos únicamente a establecer las mediciones a través de medidas en zonas fijas, sino que deberíamos también tener en cuenta los umbrales individualizados en función de los requerimientos de cada jugador. Como ya apuntamos en otros módulos, es necesario destaca la necesidad de individualizar la carga de cada uno de los jugadores.

Por otro lado, hay que recordar que el *player load* individualizado viene determinado por el pico máximo obtenido por cada jugador. A partir de ahí, se calcula el porcentaje de carga para cada una de las de las zonas.

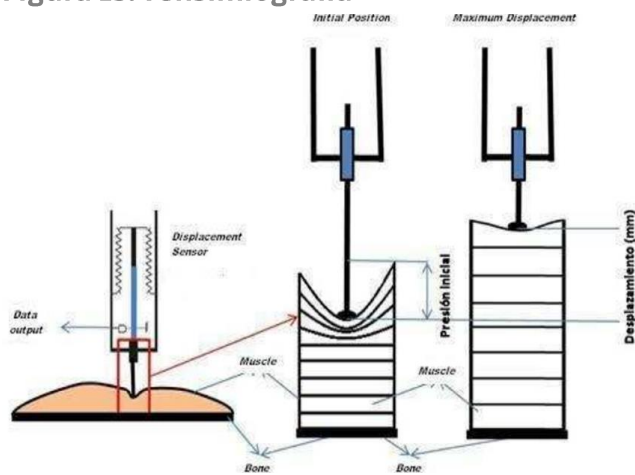
**Figura 14. Diferencias de *player load* entre jugadores en relación al tiempo transcurrido dentro de cada zona de intensidad**



Fuente: Scanlan et al., 2019, <https://n9.cl/oye7z>

La tensiomiografía es una técnica que permite detectar y analizar por separado propiedades contráctiles de los músculos superficiales. A continuación, veremos cómo, a partir de esta técnica, se establece un método diagnóstico que funciona a través de la observación de los cambios geométricos que ocurren en el vientre muscular al contraer el músculo.

**Figura 15. Tensiomiografía**



Fuente: [Imagen sin título sobre tensiomiografía]. (s.f.). Recuperado de <https://n9.cl/e2x6>

El dispositivo se debe colocar en el vientre muscular y se realiza una “descarga”. Esta producirá un desplazamiento del dispositivo y, por tanto, del vientre muscular. La tensiomiografía permite la monitorización del estado de las fibras musculares y el control de su evaluación, obteniendo r datos selectivos de los músculos analizados.

A continuación, describiremos brevemente diferentes conceptos variables que debemos conocer.

El TD es el *delay time* y mide el tiempo de retraso que el músculo necesita para alcanzar el 10% del desplazamiento máximo que realiza el TC.

El TC es el tiempo de contracción y mide el tiempo que el músculo necesita para alcanzar el 90% del desplazamiento máximo generado.

El TR es el tiempo de relajación que proporciona información sobre el índice de fatiga.

El TS es el tiempo para la estabilización de la respuesta muscular ante el desplazamiento que le hemos generado.

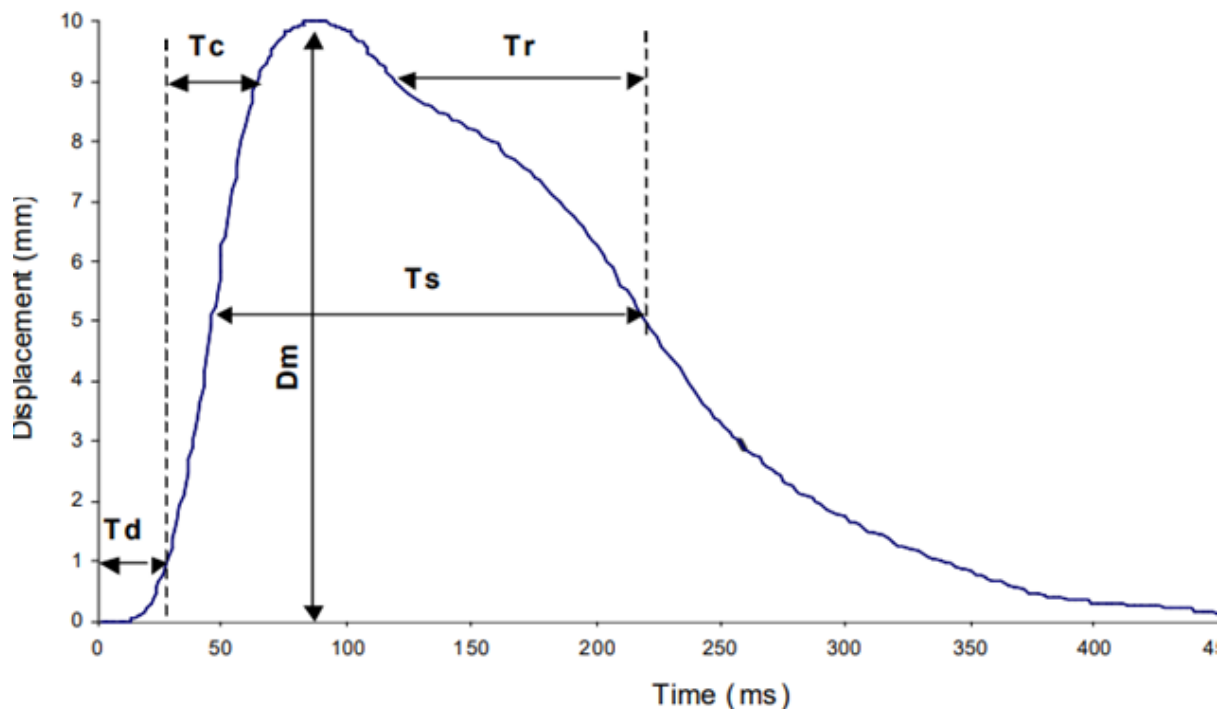
Otra de las variables, es el propio desplazamiento muscular que evalúa la rigidez del músculo.

También hay que tener en cuenta la longitud del vientre muscular que se ve afectado por las características morfológicas y funcionales del músculo y del tipo de entrenamiento y/o tratamiento que le ofrezcamos.

Los valores bajos de desplazamiento nos indican una gran cantidad de tono y una excesiva rigidez del músculo analizado. Los valores altos nos indican una falta de tono muscular.

**Figura 16. Parámetros básicos de medición de la tensomiografía**

### **Basic parameters of TMG measurement**



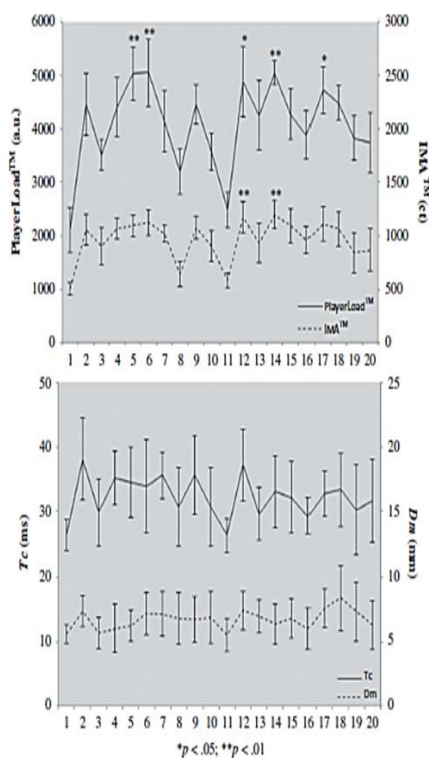
Fuente: Basic parameters of TMG measurement (s.f.). Recuperado de <https://n9.cl/e2x6>.

A continuación, analizaremos el estudio de Kyle Peterson y Gabriela Quiggle (2016) titulado *Tensiomyographical responses to accelerometer loads in female collegiate basketball players*. En este estudio, se midieron las aceleraciones y desaceleraciones que se realizaban en diferentes entrenamientos. También se utilizó la tensiografía para el análisis del recto femoral, del bíceps femoral y del aductor largo. Se analizaron los valores absolutos obtenidos, pero también los porcentajes de cambio que se establecían en el tiempo. Los principales hallazgos que mostraron era que el cambio relativo menor del 10% correspondía con la mejor adaptación de las jugadoras a las cargas de entrenamiento soportadas. Por tanto, los dos datos que aportaba el estudio medían aspectos de la carga externa o demandas físicas y de carga interna (neuromuscular) mediante tensiografía.

El segundo hallazgo importante fue que los datos medidos mediante IMU (aceleraciones y desaceleraciones), especialmente en el plantel en el eje lateral, nos servían para establecer las mejores adaptaciones que se producían en las jugadoras. El aductor largo fue el que mejor permitió entender las adaptaciones que se producían.

Por último, se estableció que era mejor utilizar el porcentaje de los cambios de valor obtenidos en relación al valor absoluto. Es decir, los porcentajes de cambio permitieron una mejor comprensión de los valores absolutos obtenidos.

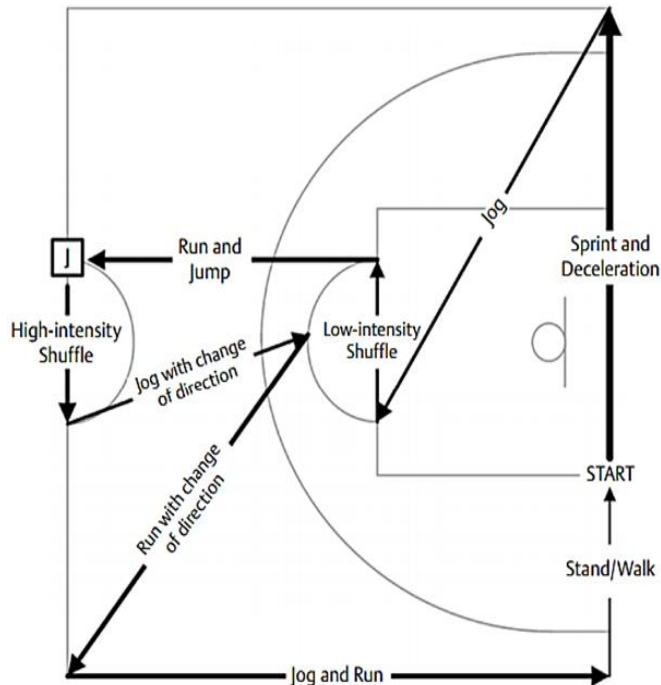
**Figura 17**



Fuente: Peterson y Quiggle, 2016, p. 4.

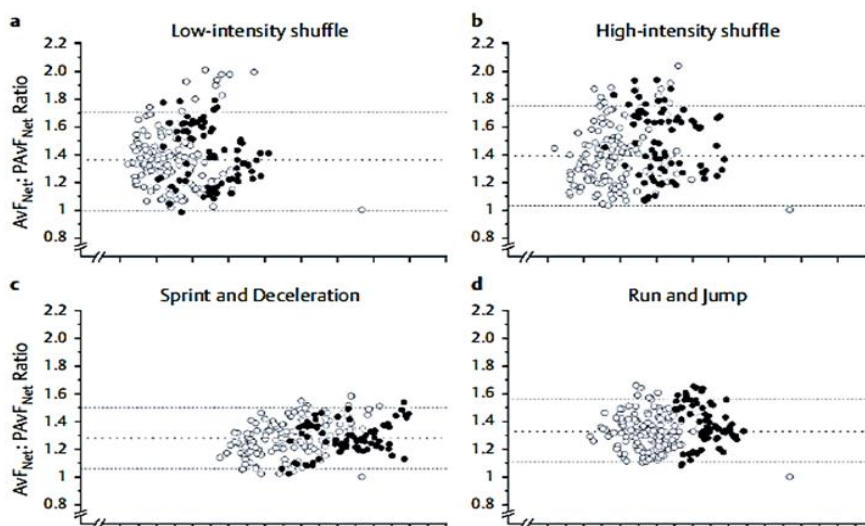
Otra publicación interesante es la de Staunton, Wundersitz, Gordon y Kingsley (2017), titulada *Construct Validity of Accelerometry-Derived Force to Quantify Basketball Movement Patterns*. El estudio consistió en la realización de un test Yo-Yo y, luego, un test BEST (*basketball exercise simulation test*). El BEST es un circuito con diferentes patrones de movimiento en los que se producen espín, desaceleración, carrera lateral y cambios de dirección realizados en media pista del campo de baloncesto. El objetivo era validar los sistemas IMU.

**Figura 18**



Fuente: Staunton et al., 2017, <https://n9.cl/pxrcz>

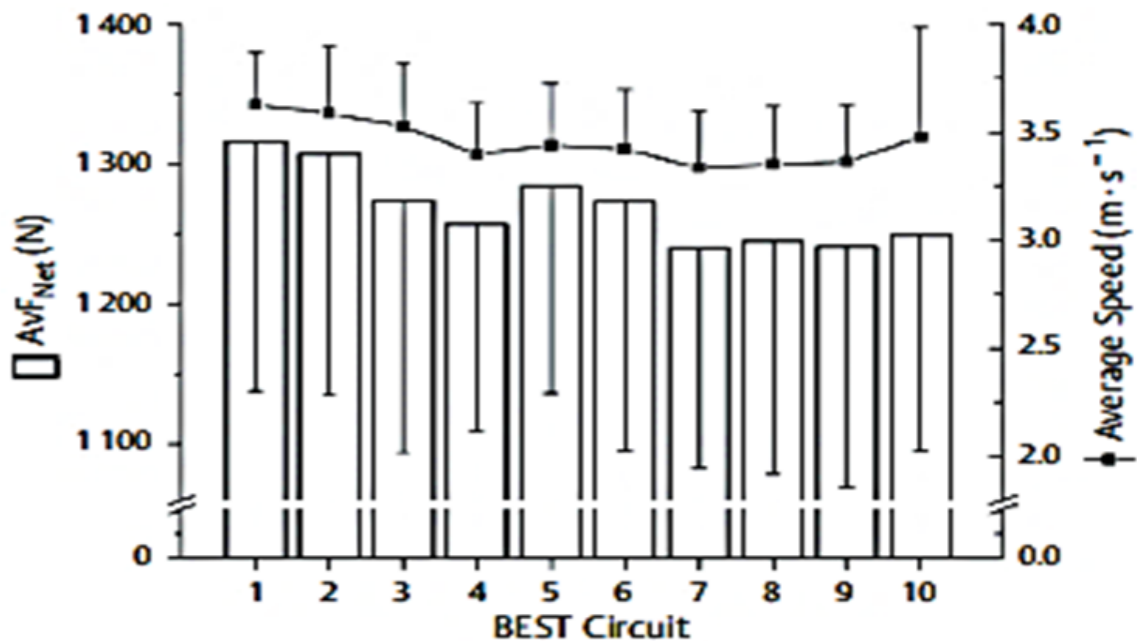
**Figura 19**



Fuente: Staunton et al., 2017, <https://n9.cl/pxrcz>

Utilizando la acelerometría se obtuvo una medida de fuerza que se producía en cada uno de los impactos. Como conclusión, se destaca que los IMU eran un medio válido para detectar las demandas físicas que soportaba el jugador en los patrones de movimiento que estaban incluidos en el test realizado.

Figura 20

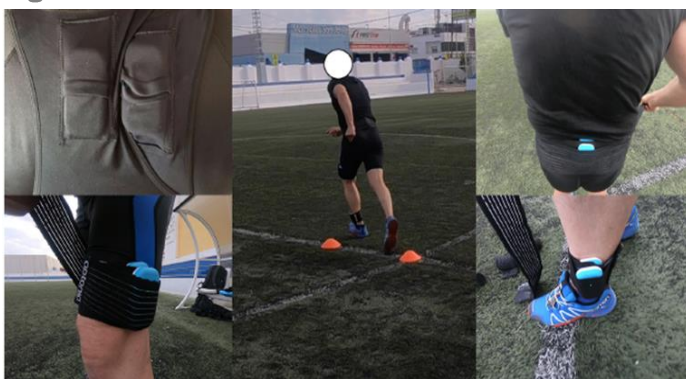


Fuente: Staunton et al., 2017, <https://n9.cl/pxrcz>

En este sentido, es muy importante conocer la validez y la reproducibilidad de la tecnología utilizada.

La publicación de Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio, Ibañez y Pino-Ortega (2018) analizó la reproducibilidad de los IMU en baloncesto y fútbol. El estudio evaluó la reproducibilidad de los acelerómetros que contienen los dispositivos inerciales para medir las demandas físicas.

Figura 21



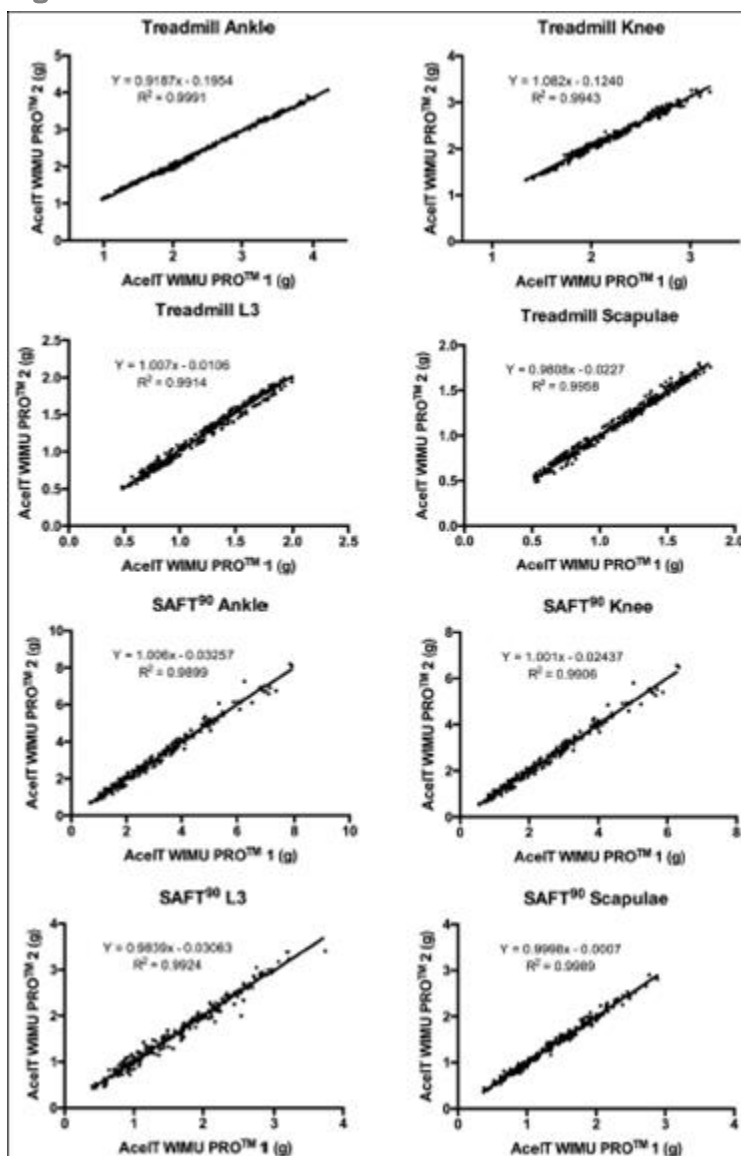
Fuente: Gómez-Carmona et al., 2018, <https://n9.cl/g1rr>

Se colocaron cuatro dispositivos para el laboratorio y otros ocho para medir diferentes test más específicos del deporte en laboratorio. Se aplicaron en situaciones estáticas y dinámicas, utilizando vibración a 10 y 30 hercios.

Para las pruebas específicas, se utilizó un test incremental progresivo en cinta y un test SAFT90 para los movimientos. Para calcular la aceleración total, se colocaron dispositivos en el tobillo, en la rodilla, en la espalda baja y en la zona de la escápula. De esta forma, los resultados mostraron una excelente reproducibilidad estática intra e inter dispositivos. Y una muy alta reproducibilidad en la prueba incremental en cinta y también en el test SAFT 90.

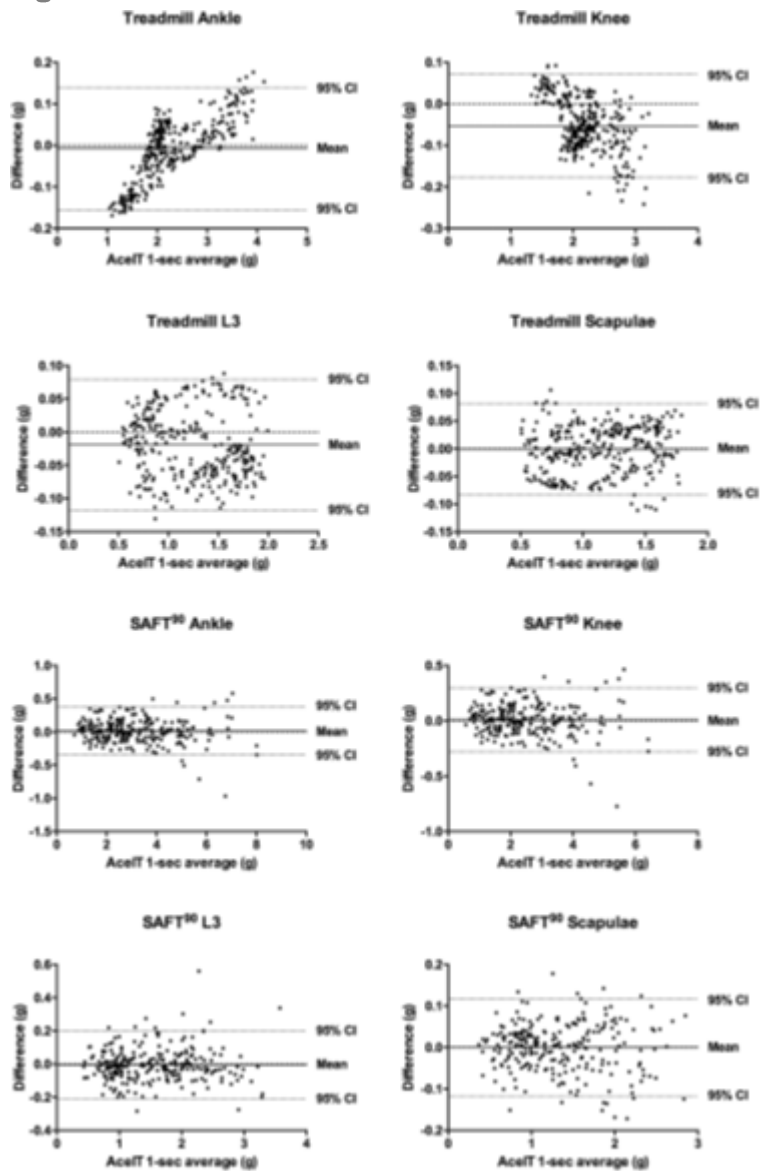
**Estos dispositivos son reproducibles en las acciones propias de baloncesto o el fútbol porque tienen patrones de movimiento similares.**

Figura 22



Fuente: Gómez-Carmona et al., 2018, <https://n9.cl/g1rr>

Figura 23



Fuente: Gómez-Carmona et al., 2018, <https://n9.cl/g1rr>

### ¿Por qué se pueden medir las demandas físicas en baloncesto a partir de los IMU?

Porque las acciones propias del baloncesto incluyen movimientos globales de todo el cuerpo que son medibles por los acelerómetros. De esta forma, podemos detectar todos los impactos ya sea al correr, al cambiar de dirección o al saltar.

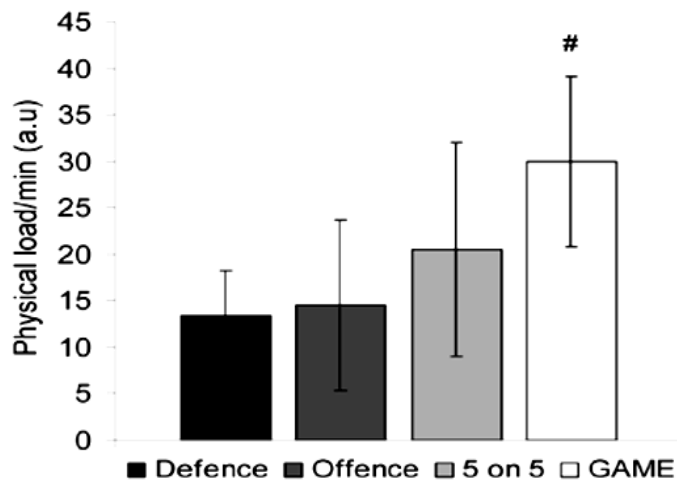
La publicación de Montgomery, Pyne y Minahan (2010) tuvo como objetivo caracterizar las respuestas físicas y fisiológicas durante diferentes ejercicios sobre once jugadores de baloncesto de élite junior.

Por un lado, se realizaron mediciones durante tres partidos de competición. Por otro, durante dos semanas de entrenamiento, se midieron ejercicios de defensa, ejercicios de ataque y ejercicios de cinco contra cinco en media pista. El número total de ejercicios

medidos fue de 190 en defensa, 57 en ataque y 48 del cinco contra cinco en media pista. Además, se caracterizaron las respuestas físicas y fisiológicas y se calculó el *player load*.

Mediante el cálculo del *player load*, se pudo obtener datos de cara externa en unidades arbitrarias. De ese modo, también se pudo comparar a cada uno de los ejercicios llevados a cabo, incluyendo la competición.

**Figura 24**

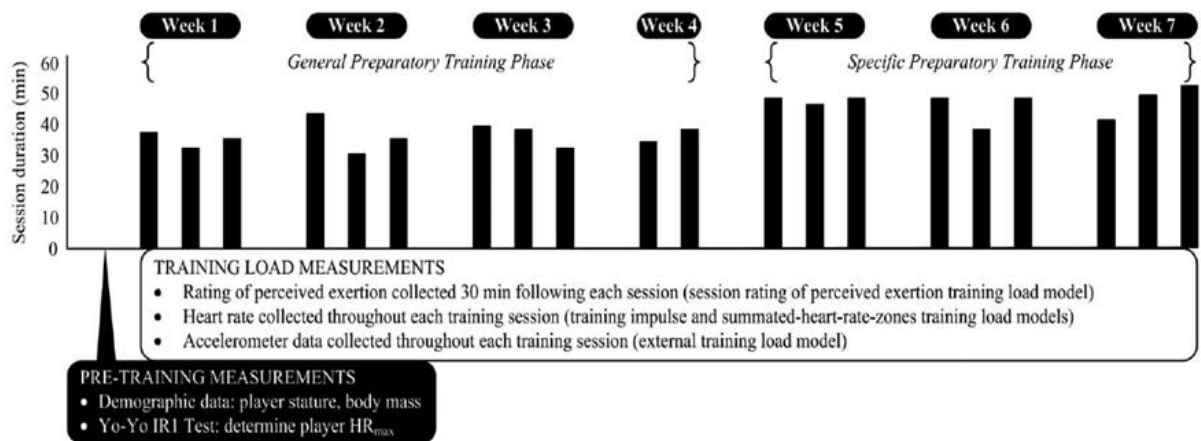


Fuente: Montgomery et al., 2010, p. 82.

Como se observa en la figura, los ejercicios de ataque y defensa propuestos presentaban demandas físicas y fisiológicas similares. Mientras las demandas del cinco contra cinco de entrenamiento eran significativamente menores que el cinco contra cinco en competición.

Scanlan, Wen, Tucker y Dalbo (2014) compararon la carga interna y la carga externa en baloncesto. En el estudio, participaron ocho jugadores de baloncesto semiprofesional. Se analizaron cuarenta y cuatro sesiones en siete semanas diferentes y se comparó la carga interna y la carga externa.

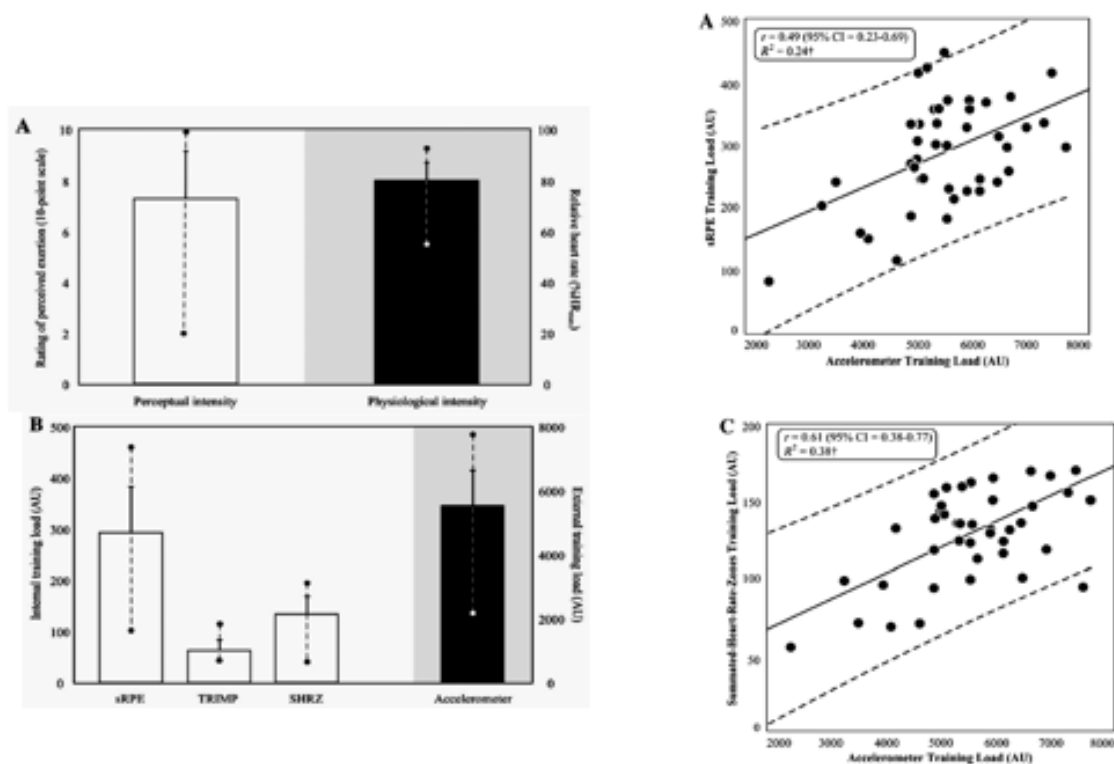
Figura 25



Fuente: Scanlan et al., 2014, <https://n9.cl/0ms6>

La carga externa estaba dada por el *player load* mientras que las demandas de carga interna fueron establecidas a través de la frecuencia cardíaca.

Figura 26



Fuente: Scanlan et al., 2014, <https://n9.cl/0ms6>.

Los resultados mostraron que no existe una respuesta lineal entre carga externa e interna, es decir, que los movimientos del cuerpo y la respuesta interna son dos constructos diferentes. Por tanto, es necesario considerar ambos enfoques para optimizar el proceso de entrenamiento en baloncesto.

Para llegar a estos datos, se estableció que la correlación entre carga interna y carga externa no era alta. De ahí que podamos concluir que, si queremos optimizar con el mayor rigor posible el rendimiento deportivo, es necesario tratar los dos enfoques simultáneamente.

Otra publicación importante es de los autores Fox, Stanton y Scanlan (2018) y se titula *A Comparison of Training and Competition Demands in Semiprofessional Male Basketball Players*. En este caso, se partió del objetivo de cuantificar y comparar las demandas físicas tanto de entrenamientos como de partidos en baloncesto. Participaron quince jugadores semiprofesionales. Se distinguieron tres fases de entrenamiento: una de acondicionamiento físico, una de entrenamiento específico en pista y otra que incluía dos partidos. Se utilizaron como variables el *player load* y el RPE de sesión. En cuanto a variable de carga interna, se utilizó la frecuencia cardíaca por zonas de intensidad y, en cuanto a variables de demandas físicas, se utilizó también una estimación de la distancia a través de los datos de aceleración del acelerómetro y el giroscopio.

En la primera fase se obtuvo un *player load* de 6,5 unidades arbitrarias por minuto. En la parte de físico específico, se obtuvo 6,1 unidades por minuto. En la parte de competición, se obtuvo 4,35 unidades por minuto.

**En lo físico general, la distancia estimada fue de 61,88 metros por minuto. En el físico específico, fue de 56,76 metros por minuto. En la competición, fue de 41 metros por minuto.**

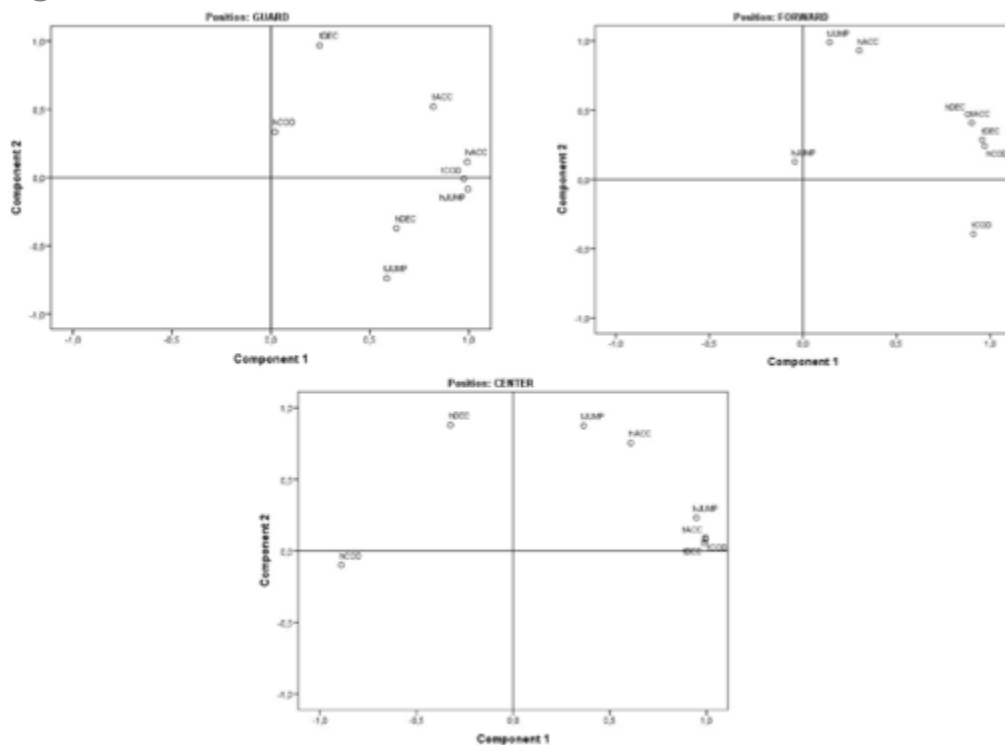
Las demandas físicas que se dieron en este estudio eran menores en los partidos que en los entrenamientos. Por lo tanto, la conclusión es que las demandas de entrenamiento superaron a las demandas físicas del partido.

Por su parte, el artículo de Svilar, Castellano, Jukic y Casamichana (2018) incluyó a trece jugadores profesionales en las tres posiciones de juego. El objetivo principal era comparar las demandas físicas de entrenamiento entre las diferentes posiciones en baloncesto de élite.

En el estudio, se analizaron diferentes variables: aceleración total, aceleración de alta intensidad, desaceleración total de alta intensidad, cambios de dirección total de alta intensidad, saltos totales, saltos de alta intensidad y el RPE. El análisis estadístico de componentes principales mostró entre dos y tres componentes principales, pero la configuración de cada factor fue diferente según la posición de juego de cada uno de los jugadores. El RPE y el RPE de sesión en todas las posiciones mostraba también una alta correlación con la cantidad total de aceleraciones, desaceleraciones y cambios de dirección. Esto sugería que, aunque los jugadores realizaran las mismas tareas de entrenamiento, las demandas físicas por posición eran diferentes para cada uno de ellos.

De esta forma, la publicación de Svilar et al. (2018) establece diferentes cuadrantes a través del análisis de los componentes principales que muestran los requerimientos de bases, de aleros y de pívots.

Figura 27



Fuente: Svilar et al., 2018, <https://n9.cl/e8utr>.

En conclusión, cada posición de juego está asociada con una combinación concreta de demandas físicas. Esto permite entender mejor las respuestas internas entre jugadores.

La siguiente figura perteneciente a artículo de Vázquez-Guerrero, Suarez-Arrones, Casamichana Gómez y Rodas (2018) muestra datos de nuestro equipo en dos partidos oficiales medidos con IMU.

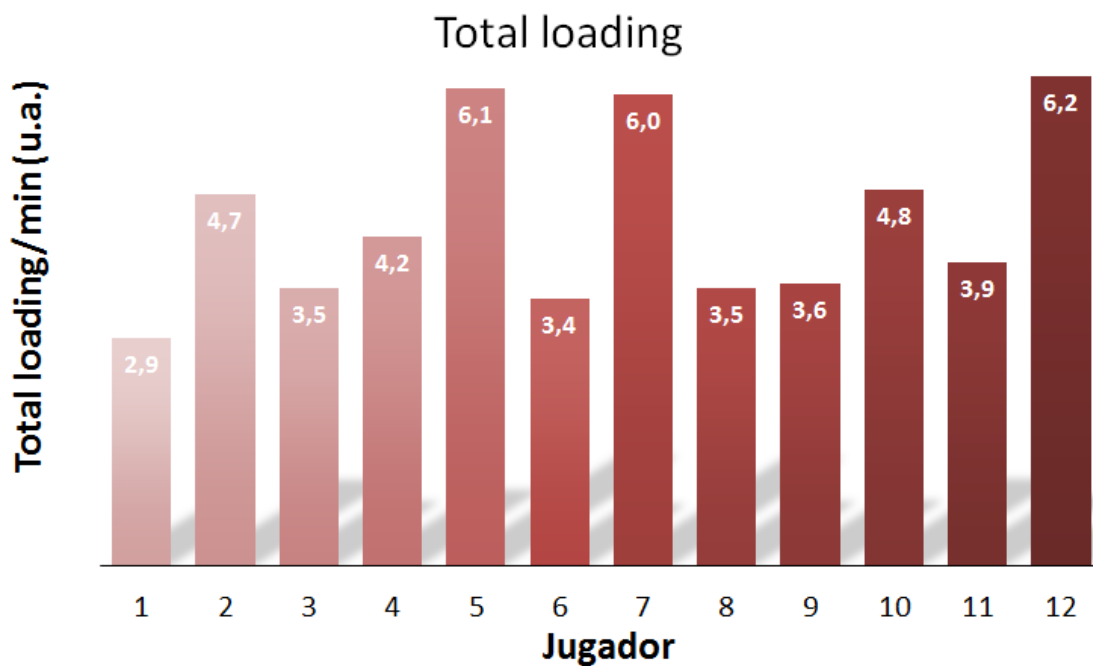
Figura 28

Variables	Playing positions				
	Point guards (n=4)	Shooting guards (n=6)	Small forwards (n=4)	Power forwards (n=4)	Centers (n=5)
# Accelerations (<3 m s <sup>-2</sup> ) #/min	29.6±3.9	32.7±11.0	26.7±2.6 <sup>AA</sup>	28.0±5.0	28.3±1.1
# Accelerations (>3 m s <sup>-2</sup> ) #/min	1.4±0.9	1.0±0.4 <sup>AA</sup>	0.8±0.3 <sup>AA</sup>	1.4±0.5	1.5±0.4
# Decelerations (<3 m s <sup>-2</sup> ) #/min	23.8±3.6	25.7±10.0	21.7±2.2 <sup>A</sup>	24.0±4.6	23.4±1.3
# Decelerations (>3 m s <sup>-2</sup> ) #/min	4.5±1.4	4.1±0.5	3.2±0.7 <sup>AB</sup>	3.5±0.7 <sup>AB</sup>	3.7±0.8 <sup>B</sup>
Acc : Dec Ratio (<3 m s <sup>-2</sup> )	1 : 0.80±0.04 <sup>AA</sup>	1 : 0.78±0.06 <sup>AA</sup>	1 : 0.81±0.01 <sup>AA</sup>	1 : 0.86±0.02	1 : 0.83±0.02 <sup>A</sup>
Acc : Dec Ratio (>3 m s <sup>-2</sup> )	1 : 3.94±1.3	1 : 4.87±1.8	1 : 4.26±0.8	1 : 2.67±0.4 <sup>AA</sup>	1 : 2.57±0.5 <sup>AA</sup>
External total load (AU/min)	4.8±1.1	4.6±1.7	4.8±0.8	3.5±1.1 <sup>AA</sup>	4.4±0.3

Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018, p. 231.

Posteriormente, se estableció el ratio entre las aceleraciones y desaceleraciones.

Figura 29

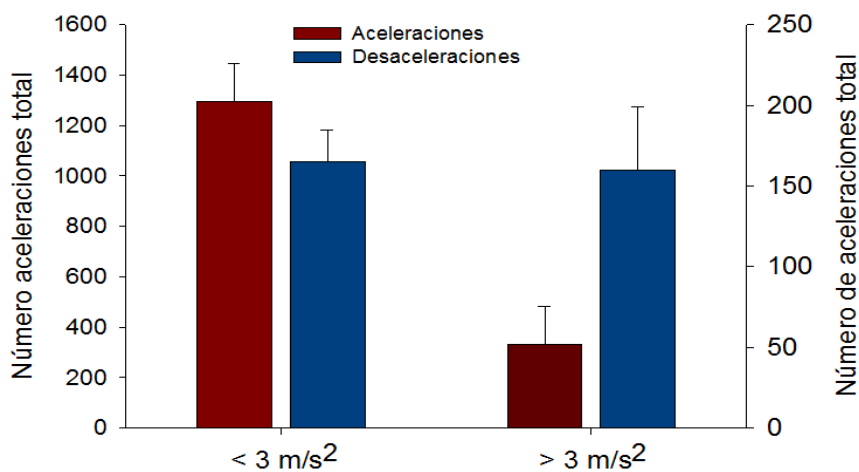


Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018.

El primer dato que se puede apreciar es el *player load* (*total loading* en la figura anterior). Vemos que los requerimientos de cada jugador y de cada posición son diferentes.

Lo más interesante de este estudio es que se cuantificó, además, el número de aceleraciones y desaceleraciones requeridas en el partido.

Figura 30

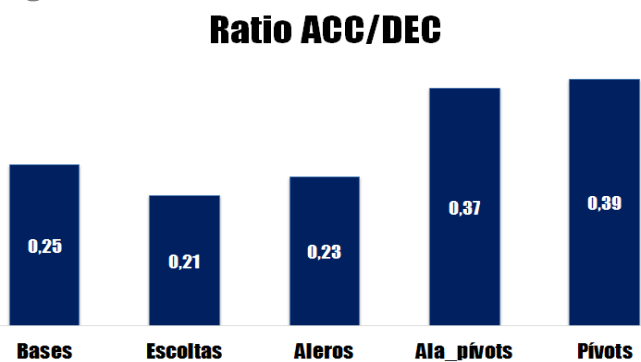


Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018.

Otra cosa muy interesante es el establecimiento del ratio de aceleración y desaceleración (incluyendo el eje vertical) tanto para una zona menor de tres metros por segundo cuadrado como para una zona mayor de tres metros por segundo cuadrado. Lo que vemos es que en la zona mayor de más de tres metros por segundo cuadrado, el número de aceleraciones de alta intensidad es menor que el número de desaceleraciones de alta intensidad (figura anterior). Esto nos como resultado un dato muy relevante para periodizar nuestro entrenamiento y, sobre todo, para preparar en pretemporada a nuestros jugadores, de modo que puedan soportar más eficientemente los requerimientos y las demandas físicas que van a necesitar en los partidos.

Otro dato interesante de este estudio es que el ratio de aceleración/desaceleración es más bajo en exteriores.

**Figura 31**



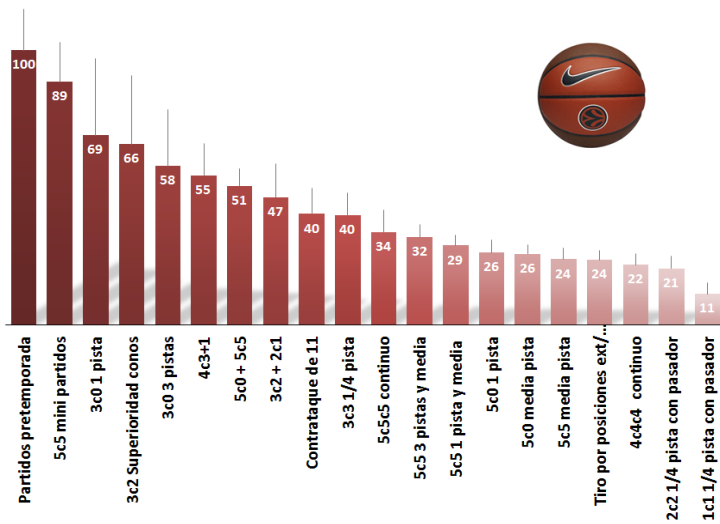
Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018.

Las aceleraciones de alta intensidad fueron menores respecto a las desaceleraciones de alta intensidad. Cuando se analizó ese ratio, los jugadores de perímetro mostraron aún más demandas de frenadas de alta intensidad respecto de las aceleraciones.

Debemos darle mucha importancia a este dato del ratio entre aceleración y desaceleración de alta intensidad.

Estos datos nos permitieron establecer una familia de ejercicios en relación al porcentaje máximo, que era del cien por cien.

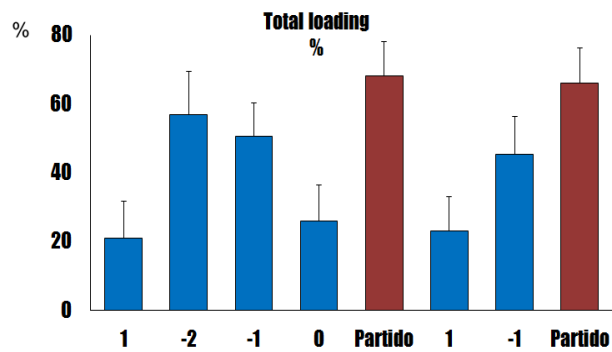
Figura 32



Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018.

Otro aspecto importante es que permitió el establecimiento de la dinámica de cargas durante los entrenamientos previos al día del partido.

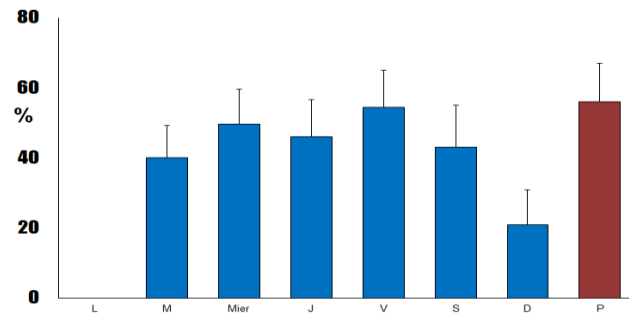
Figura 33



Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018.

Se hizo lo mismo cuando se trató de un microciclo de dos partidos o cuando se llevó a cabo un solo partido semanal.

Figura 34



Fuente: Vázquez-Guerrero et al., 2018.

## Referencias

**Beato, M., De Keijzer, K., Carty, B. y Connor, M.** (2019). Monitoring Fatigue During Intermittent Exercise With Accelerometer-Derived Metrics. *Frontiers in Physiology*, 10. doi:10.3389/fphys.2019.00780.

**Fox, J., Stanton, R. y Scanlan, A.** (2018). A Comparison of Training and Competition Demands in Semiprofessional Male Basketball Players. *Research quarterly for exercise and sport*, 89(1), pp. 103-111. doi: 10.1080/02701367.2017.1410693.

**Gómez-Carmona, C., Bastida-Castillo, A., García, J., Ibáñez, S. y Pino Ortega, J.** (2018). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part P Journal of Sports Engineering and Technology*. DOI: 10.1177/1754337118816922.

**Lam, W. K., Liebenberg, J., Woo, J., Park, S. K., Yoon, S. H., Tsz-Hei Cheung, R. y Ryu, J.** (2018). Do running speed and shoe cushioning influence impact loading and tibial shock in basketball players? *PeerJ*. DOI 10.7717/peerj.4753.

**Lucas, L., England, B., Mason, T., Christopher, L., Taylor, M., Alexander, M. y Thomas, A.** (2018). Decision-Making Influences Tibial Impact Accelerations During Lateral Cutting. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(5), pp. 414-418. DOI: <https://doi.org/10.1123/jab.2017-0397>.

**McClay, I., Robinson, J., Andriacchi, T., Frederick, E., Gross, T., Martin, P., Valiant, G., Williams, K., and Cavanagh, P.** (1994). A Profile of Ground Reaction Forces in Professional Basketball. *Journal of applied biomechanics*, 10, pp. 222-236.

**Montgomery, P., Pyne, D. y Minahan, C.** (2010). The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *International journal of sports physiology and performance*, 5, pp. 75-86. DOI: 10.1123/ijsp.5.1.75.

**Peterson, K. D., y Quiggle, G. T.** (2016). Tensiomyographical responses to accelerometer loads in female collegiate basketball players. *Journal of Sports Sciences*, 35(23), pp. 2334–2341. doi:10.1080/02640414.2016.1266378.

**Scanlan, A., Wen, N., Tucker, P. y Dalbo, V.** (2014). The Relationships Between Internal and External Training Load Models During Basketball Training. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 28(9), pp. 2397-2405. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000458.



**Scanlan, A., Fox, J. L., Milanović, Z., Stojanović, E., Stanton, R., y Dalbo, V. J.** (2019). Individualized and Fixed Thresholds to Demarcate PlayerLoad Intensity Zones Produce Different Outcomes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1. doi:10.1519/jsc.0000000000003001.

**Staunton, C., Wundersitz, D., Gordon, B. y Kingsley, M.** (2017). Construct Validity of Accelerometry-Derived Force to Quantify Basketball Movement Patterns. *International Journal of Sports Medicine*, 38(14), pp. 1090-1096. DOI: 10.1055/s-0043-119224.

**Svilar, L., Castellano, J., Jukic, I. y Casamichana, D.** (2018). Positional Differences in Elite Basketball: Selecting Appropriate Training - Load Measures. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13, pp. 1-24. DOI: 10.1123/ijsp.2017-0534.

**Vázquez-Guerrero, J., Suarez-Arrones, L., Casamichana, D. y Rodas, G.** (2018). Comparing external total load, acceleration and deceleration outputs in elite basketball players across positions during match play. *Kinesiology*. 50(2). DOI: 10.26582/k.50.2.11.

**Wei, Q., Wang, Z., Woo, J., Liebenberg, J., Park, S. K., Ryu, J. y Lam, G.** (2018). Kinetics and perception of basketball landing in various heights and footwear cushioning. *PLoS ONE*, 13(8), pp 1-9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201758>.