



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

La variabilidad de movimiento en el entrenamiento de fuerza en los deportes de equipo

Movement variability in resistance training in team sports

Bruno Fernández-Valdés Villa

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

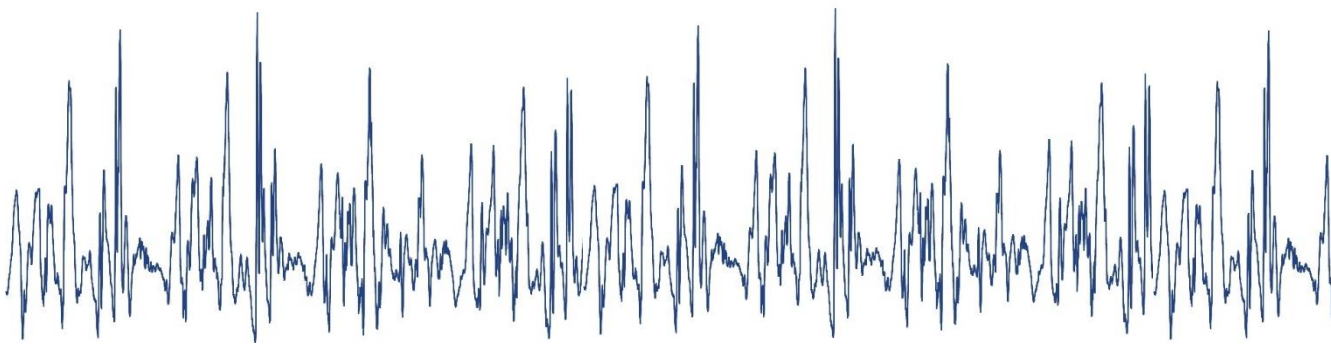
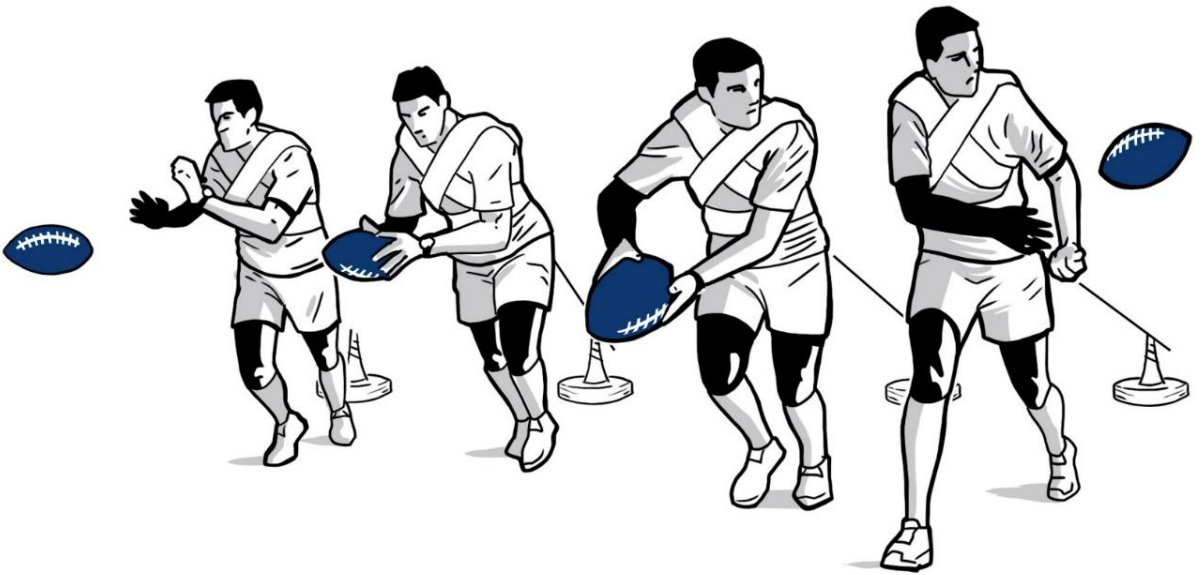
WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

Tesis Doctoral

LA VARIABILIDAD DE MOVIMIENTO EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA EN LOS DEPORTES DE EQUIPO

MOVEMENT VARIABILITY IN RESISTANCE TRAINING IN
TEAM SPORTS

Bruno Fernández-Valdés Villa



UNIVERSITAT DE BARCELONA

Facultat d'Educació

INSTITUT NACIONAL D'EDUCACIÓ FÍSICA DE CATALUNYA

Centre de Barcelona

Programa de Doctorat

Activitat Física, Educació Física i Esport

**LA VARIABILIDAD DE MOVIMIENTO EN EL ENTRENAMIENTO DE
FUERZA EN LOS DEPORTES DE EQUIPO**

**MOVEMENT VARIABILITY IN RESISTANCE TRAINING IN TEAM
SPORTS**

Tesi doctoral presentada per:

Bruno Fernández-Valdés Villa

Dirigida per:

Dr. Gerard Moras Feliu

Tutoritzada per:

Dr. Gerard Moras Feliu

Per a optar al títol de:

Doctor per la Universitat de Barcelona

Barcelona, 2020

Esta tesis ha sido realizada gracias al apoyo del Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) y del grupo de investigación en Actividad Física y Salud (GRAFIS, 2017SGR/741).

Bruno Fernández-Valdés Villa ha recibido una beca predoctoral concedida dentro del marco de ayudas para la contratación de personal investigador novell del INEFC (PINEFC-2016) disfrutada entre 2016-2017, y posteriormente una beca de Formación de Profesorado Universitario del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (FPU 15/03235) disfrutada entre 2017-2020.

Esta tesis está respaldada por la siguiente producción científica:

Artículos:

Moras, G., **Fernández-Valdés, B.**, Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., & Sampaio, J. (2018). Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *Journal of science and medicine in sport*, 21(12), 1286-1292.

Fernández-Valdés, B., Sampaio, J., Exel, J., Otazo, J. G., Tous, J., Jones, B., & Moras, G. (2020). The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players. *Frontiers in Psychology*, 11, 1205.

Fernández-Valdés, B., Jones, B., Hendricks, S., Weaving, D., Ramirez-Lopez, C., Whitehead, S., González, J., Gisbert-Orozco, J., Trabucchi, M., & Moras, G. (2020) Entropy analysis for assessing changes in movement variability during cumulative tackles. *International Journal of Sports Medicine. Review in Progress (IJSM-04-2020-8229-tt)*.

La citada producción científica ha sido divulgada en los siguientes congresos:

Moras, G., **Fernández-Valdés, B.**, Rodriguez-Jimenez, J., Gisbert, J., Vazquez-Guerrero, J. Análisis de la variabilidad en tareas de fuerza en jugadores de rugby. I Jornada Catalana de Recerca en Ciències de l'Activitat Física i l'Esport. 2016, Barcelona (España).

Fernández-Valdés, B., Gisbert, JF, González, J, Moras, G. The variability of entropy in rugby exercise under different levels of specificity. XI World Congress of Performance Analysis of Sport. 2016, Alicante (España).

Fernández-Valdés, B., González, J., Tous, J., Vázquez, J., Gisbert, J., & Moras, G. Performing Strength Exercises Using a Rotational Inertia Device under Ball Constraint Increases Unpredictability. In *Complex Systems in Sport, International Congress Linking Theory and Practice* (p. 111). 2017, Barcelona (España).

Fernández-Valdés, B., Gisbert, JF, Català, J, Vázquez-Guerrero, J, Moras, G. Variability in strength exercise with rotational inertia device under different levels of constraints. 22nd Congress of the European College of Sport Science. 2017, Metropolis Ruhr (Alemania).

Fernández-Valdés B., González J., Tous, J., Sampaio, J., Vázquez J., Moras G. Six weeks of Flywheel exercise training under constraints changes acceleration pattern variability and increases velocity of execution. International Congress in Interdisciplinary Physical Prevention and Rehabilitation. 2017, Granada (España).

Fernández-Valdés, B., Moras, G., Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., & Sampaio, J. Moras. Análisis de la variabilidad en tareas de fuerza a través de la Entropía. XLI Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. 2018, Madrid (España).

AGRADECIMIENTOS

Primero de todo me gustaría empezar agradeciendo a todos los jugadores que han participado como muestra en los diferentes estudios de esta tesis doctoral, por su implicación y paciencia, pero sobre todo por entender y creer que las ciencias del deporte pueden ayudar a mejorar su rendimiento.

A mi director y tutor de tesis, **Gerard Moras Feliu**, por creer en mí y animarme a realizar la tesis doctoral, por todo su apoyo incondicional, y por compartir todo su conocimiento de manera totalmente abierta. Siempre escuchando y respetando mis ideas y propuestas, pero aportando un punto de calidad y desatascando cada una de ellas. Tutor de TFG, de prácticas, de TFM y de tesis doctoral, ha sido sin duda mi principal mentor académico. Son 6 años trabajando juntos y espero que puedan ser muchos más, me siento un privilegiado cada vez que trabajo con el codo a codo.

A **Julio Tous Fajardo**, por ser un referente para mí desde que era un alumno de Grado, en segundo de carrera cayó en mis manos el libro de *Nuevas tendencias en el entrenamiento de la fuerza* y me ayudó mucho a poner orden a todos los conceptos teóricos. Más adelante en el Master de Alto Rendimiento en Deportes de Equipo lo tuve como profesor y tuvo mucha influencia en mi manera de entender la preparación física. Que finalmente haya querido colaborar en esta tesis y poder ser coautor suyo ha sido un placer y un privilegio.

A **Jaime Sampaio y Juliana Exel**, de *CreativeLab Research Community* por toda su ayuda con los estudios de la tesis, aportando todo su conocimiento y experiencia, nos ayudaron mucho a desencallarnos en momentos complicados de la tesis. Su aportación ha sido fundamental.

I would like to thank **Ben Jones** for including me in the Leeds Beckett University and CARR research group and for making me feel like one of his team throughout three wonderful months in Leeds. I'm also grateful to you for helping me organize data collection for one of the thesis studies, with all the complexity that involved.

Additionally, I would like to thank all my colleagues from the CARR group for having me in your homes, for spending time with me, and for the experience and research we shared. **Carlos**, tú lo hiciste todo mucho más fácil, me llevo un amigo de por vida. **Jono**, incredible researcher and better person, un abrazo amigo. **Nick**, you're a genius of numbers and beer. **Dale**, thanks for all your help and your statistical advice. **Sarah W** and **Dan**, thanks for your time and your help with the tackle study. **Sarah C**, thank you for always having conversations with me and not getting tired of my horrible pronunciation. **Kevin**, thanks for the welcome and the advice. **Sharief** Hendricks, thank you for your help and advice in the tackle study, it was a privilege to have the help of an expert like you.

A **Gabi Daza**, por su aportación como profesor de Balonmano, asignatura para la cual realicé mi primer trabajo sobre el entrenamiento estructurado, que me ayudó mucho a poner orden y buscar la bibliografía escrita que había hasta el momento acerca de la misa. Pero especialmente por todo lo que me aportó fuera de la asignatura, me dio la oportunidad de disfrutar de mi primera experiencia profesional dentro de un equipo donde poner en practica todas las inquietudes teóricas que tenía hasta el momento, me ofreció colaborar en un estudio sobre la velocidad de lanzamiento durante el Mundial de Balonmano de 2013 en las sedes de Granollers y Barcelona, donde además de ser una de mis primeras experiencias investigadoras me pude ver todo el mundial a pie de campo, fue algo inolvidable.

A **Manolo Montoya**, por su aportación como profesor también de la asignatura de Balonmano, pero que me dedicó muchas horas fuera de la misma, orientándome en aquel primer trabajo acerca del entrenamiento estructurado, aportando mucha experiencia práctica al mismo y además no solo me enseñó videos sobre los entrenamientos de la selección con Paco Seirul-lo sino que además me lo presentó personalmente, donde pude resolver muchas dudas concretas que había ido generando.

A **Joan Solé**, por todo lo aportado durante las asignaturas de teoría del entrenamiento durante la carrera, y por su aportación durante el Master de Alto Rendimiento en Deportes de Equipo. Fue una gran influencia durante mi etapa como alumno, y poder compartir clases con él como profesor durante mi contrato FPU ha sido un privilegio, gracias por todos tus consejos también sobre docencia.

A **Marcel·li Massafret**, nuestra promoción fue de las últimas en tener la suerte de tenerle como profesor durante las prácticas de Teoría del entrenamiento. Transmitía esa pasión por la preparación física, y no tenía problema en quedarse más de una hora tras acabar la practica aclarando dudas y aportando infinidad de ejemplos reales sobre su manera de trabajar, me ayudó muchísimo a poner orden en ese momento al entrenamiento de la fuerza. Además, posteriormente durante el Master de Alto Rendimiento en Deportes de Equipo, me ayudó a adentrarme en profundidad en la estructura coordinativa, que ha sido uno de los pilares de esta tesis.

A **Josep María Padullés**, por toda su aportación sobre la tecnología deportiva, durante tantos años. Además de todo el equipo de **Chronojump**. Todos ellos, siempre con la puerta abierta para prestarte material y conocimiento por partes iguales.

A **Javier Miñano**, por hacer que esos 6 meses de SENECA en el INEF de Madrid fuera mucho más que un cambio de ciudad temporal. Todo lo que me aportó durante esos 6 meses en la asignatura de fútbol durará para el resto de mi vida profesional. Dándome una visión diferente, y sobretodo perdiendo el miedo de mezclar metodologías, no cerrándote a una sola. Y no solo como preparador físico, también como docente.

A **Jairo y Sergio**, por vuestra ayuda e inspiración. Vosotros acababais cuando yo empezaba, y marcasteis claramente un camino que fue mucho más fácil de seguir.

A **Raúl Cabello**, fuiste la primera persona en enseñarme un WIMU, y siempre has estado ahí cuando hemos necesitado tu ayuda.

A **Jordi Catalá**, por retroalimentarnos en este largo camino paralelo de la tesis compartiendo director.

A **Carla, Lucas, Silvia y Mónica** por llegar con tanta energía y fuerza renovada estos últimos meses, impulsando nuevos proyectos.

A todos los compañeros y compañeras de Personal Investigador en formación, ese grupo de “becarios” por pasar tantas horas cerca y compartiendo proyecto.

A **Isabel y Carlos** de Realtracksystem, por estar siempre dispuestos a ayudarnos con todas las dudas y necesidades referentes a WIMU.

A todo el personal de Recerca del INEFC, **Carmen, Gloria y Miriam** por toda la ayuda con los papeleos varios durante todos estos años, **Albert** con el material y **Maribel** con toda la burocracia de la tesis.

A todas las personas que han formado parte del INEFC durante estos últimos 10 años, desde 2010 cuando llegue como alumno.

A **Carles Salud Santana**, por sus magníficos dibujos que han ilustrado los ejercicios de la tesis. Captaste la esencia que necesitábamos desde el primer momento.

A **José Luis Villanueva**, por darme mi primera oportunidad profesional, aportando siempre en mí una confianza ciega. Además de permitirme trabajar con un Staff impresionante, **Robert Cuesta**, siempre dispuesto a escuchar propuestas nuevas y **Jordi Torras**, uno de los mejores fisioterapeutas deportivos que conozco.

Al **Maño**, por adentrarme en el mundo del rugby como preparador físico y confiar tanto en mí. Gracias a eso, he podido poner en práctica todo el contenido de esta tesis. Me he enamorado de este deporte, y tanto tu como la **UE Santboiana** tenéis mucha culpa por la pasión que se respira por el oval en toda la institución.

A mi **madre y a mi hermano**, sin ellos esta tesis nunca habubiera empezado. Mamá, eras la persona más ilusionada cuando comencé esta tesis, tú me convenciste de que era capaz de afrontar un reto así pese a las circunstancias, y no has podido verla terminada porque el mundo no es justo, pero tenías razón, podía con ello, y aquí está, es para ti. Ibai, siempre fuiste un ejemplo de esfuerzo y dedicación, como dice la abuela, daba igual la hora a la que llamará, tu siempre estabas estudiando, sin ti, ya

no solo la tesis, sino que nunca hubiera empezado ni la carrera. A mi **padre**, por toda su ayuda y apoyo.

A **Miki**, mi compañera de vida, iniciamos nuestro viaje personal casi a la vez que ambos iniciábamos la tesis. Compaginar las vidas personales en un momento en el que teníamos tanto trabajo, muchas veces no es tarea fácil, pero contigo parecía bien sencillo. Además de un soporte básico en lo personal, he tenido la suerte de contar con tu ayuda en la tesis, tus rutinas de Matlab han sido esenciales y tu infinita paciencia ayudándome con los formatos. Cerramos el capítulo de la tesis, pero seguimos con el libro de la vida.

A toda mi familia, pero mención especial a mis tíos **Jose, Chefi, Tere y Fausto**, cuidasteis de mama, haciendo que no tuviera que renunciar a la beca para hacer la tesis, pese a la movilidad que tenía, y los continuos viajes en esos meses, todo el tiempo que pasaba en Barcelona, podía estar más tranquilo sabiendo que vosotros estabais allí.

A **Roser**, por ayudar a poner las cosas más fáciles en los momentos más difíciles, tu ayuda también fue clave para continuar más fácil con este proyecto de tesis en Barcelona.

A **Jacob**, en lo personal y profesional, no solo eres un gran amigo, sino que además has sido una parte fundamental de esta tesis doctoral. Largas horas en el laboratorio y en el gym de toma de datos, siempre dispuesto a echarme una mano con los interminables cortes, y siempre con sinceridad y autocrítica para mejorar cada propuesta que te enseñaba y aportar cosas nuevas.

A **José**, otra pieza fundamental en esta tesis, además de ser amigos personales, desde el TFG empezamos un camino juntos con Gerard, ayudándonos mutuamente en nuestras tesis sin importar días y horas. Difícil de separar lo personal de lo profesional, muchos proyectos conjuntos y siempre con ayuda mutua y una sonrisa, sabiendo cuando tocaba desconectar lo profesional y pasar a tomarse unas cervezas. Eso sí que era alto rendimiento.

A **Víctor e Ingrid**, porque pese a compartir un proyecto profesional, ser tan conscientes de la importancia de desconectar del trabajo. Sois una parte fundamental de nuestra “familia” en Barcelona, siempre dispuestos a ayudar, y a pasar un buen rato. Por todo lo vivido, y lo que nos queda, ahora con las nuevas incorporaciones (**Kiwi y Lua**).

A **Sergi**, por entender cuando hay que quitar tensión al trabajo, siempre dispuesto para ayudarte si lo necesitas en el trabajo, pero más dispuesto si necesitas compañía para ir a esquiar o a tomar un café. Gracias compadre.

A **Javi y Adi**, pese a que ya no estáis en Barcelona, sois parte fundamental del grupo que formamos durante los años de INEFC, y siempre habéis hecho un esfuerzo por mantener el contacto y el cariño pese a la distancia.

A toda mi gente de **Arnedo**, por ser un pilar fundamental en mi vida, y de una forma u otra han ayudado a poder recargar las pilas en los momentos más difíciles. Mención especial para: **Kausas y Lucas**, por llevar ahí desde los 7 años, y que ni el tiempo ni las distancias nos separan. Al **Candi**, que llego más tarde, pero es un imprescindible, tan unidos en la vida personal y tan separados en la profesional (tu odias y el deporte y yo los coches) donde ambos estamos volcados, es una combinación perfecta. A **Mirlo**, por su sinceridad y amistad, siempre tienes un comentario para sacarme una sonrisa. A **Nacho y a Teo**, por poder hablar de todo sin filtros, y por dejarme participar en un proyecto tan bonito como Sentencia, pasar un rato juntos me devuelve la esperanza en que las cosas pueden ser mejores. A **Sergio y Elena**, por ser capaces de hacer que cuando nos vemos, aunque hayan pasado 5 meses sin hablar, parezca que no haya pasado el tiempo. A **Marina** por estar siempre ahí. A **Sara**, por la amistad y por abrirme siempre tu casa.

A todo el grupo “UPC y alrededores”, las **Lauras, Nabil, Dani, Lara, Raúl...** que hacéis que nuestra vida en Barcelona sea mucho más fácil y agradable.

*Para ti, mamá, que nunca pudiste ver acabada esta tesis, porque
sin ti nunca hubiera comenzado.*

RESUMEN

El entrenamiento de la fuerza en los deportes de equipo ha ido evolucionando en las últimas décadas hacia un enfoque más integrador, adaptándose a sus características propias y distanciándose de los entrenamientos más tradicionales derivados de los deportes individuales. Julio Tous (Seirul-lo, 2017, Capítulo Tous Fajardo, Julio) propone un cambio de paradigma basando el entrenamiento de fuerza en el movimiento humano, así serán los movimientos los que actuarán como eje vertebrador de las propuestas de ejercicios de fuerza y no los grupos musculares, que serán los meros ejecutores. Una de las metodologías que nos permiten ajustarnos a este cambio de paradigma es el entrenamiento estructurado a través de sus diferentes niveles de aproximación deportiva. Seirul-lo (Seirul-lo, 1993b) estableció cuatro niveles de especificidad que iban de general a competitivo; posteriormente, Moras (1994) estableció seis niveles de aproximación deportiva que iban del 0 al 5 y sus diferentes agrupaciones. Uno de los grandes retos pendientes de abordar y aportar evidencia científica era mediante qué sensores y a través de qué tipo de análisis se debían monitorizar estos niveles de aproximación deportiva, especialmente en ese cambio de ejercicios con una predominancia condicional a otros con predominancia coordinativa. Desde una perspectiva de evaluación, las oscilaciones del movimiento humano se pueden evaluar como cualquier otra serie temporal (Couceiro et al., 2014). Sin embargo, las series temporales fruto de señales fisiológicas presentan fluctuaciones no lineales y, como consecuencia, realizar un análisis estadístico mediante técnicas lineales nos dará como resultado una información parcial del movimiento humano (Orellana & Torres, 2010). Por lo tanto, el uso de herramientas no lineales como la entropía puede ser una buena alternativa para explorar la naturaleza del movimiento humano y su relación con el desarrollo coordinativo (Preatoni et al., 2013), reflejando cambios en la variabilidad de movimiento durante la ejecución de las tareas y a lo largo del tiempo. Así, el objetivo de esta tesis fue analizar el rol de la variabilidad de movimiento medida a través de la entropía en tareas de fuerza con diferentes niveles de aproximación deportiva.

Primero se hizo una prueba piloto con el objetivo de comprobar si los acelerómetros de dos sensores con frecuencias de muestreo de 100 y 1000Hz eran válidos para evaluar tareas de fuerza de corta duración seleccionados en los estudios de esta tesis. Se observaron que había diferencias tanto en los valores de aceleración media como de entropía en base a la frecuencia de muestreo, con valores de entropía significativamente superiores al registrar a 100 Hz, donde claramente se observaba que había una pérdida de puntos temporales los cuales hacían que la señal fuera menos previsible (Figura 11). En conclusión, dadas las características temporales de las tareas de fuerza en los deportes de equipo, 1000 Hz es una frecuencia adecuada para registrar los ejercicios cortos y explosivos, y por lo tanto fue la frecuencia empleada durante todos los estudios de la tesis.

En el primer estudio se analizó la variabilidad en la aceleración durante una tarea de fuerza realizada con un cono de inercia sin (*NOBALL*) y con (*BALL*) el condicionante de coger y pasar un balón de rugby. Cambios en las medias (%; \pm 90% CL) de 4.64; \pm 3.1 g en la aceleración media y 39.48; \pm 36.63 a.u. en la entropía indican un aumento probable y muy probable cuando se introduce el condicionante del balón. La entropía multiescala también mostró una mayor imprevisibilidad de la aceleración bajo la condición del balón, especialmente en escalas de tiempo más altas. Por lo tanto, la aplicación de condicionantes coordinativos en el entrenamiento de fuerza con jugadores de rugby produce una cantidad diferente de variabilidad de movimiento a través de múltiples escalas de tiempo fisiológico.

El segundo estudio tuvo como objetivo identificar las diferencias entre posiciones (*forwards* vs. *backs*) en la variabilidad del movimiento en el entrenamiento de placajes acumulados durante los roles de ataque y defensa. Los participantes realizaron cuatro bloques de seis placajes de defensa (es decir, placar a un oponente) y seis de ataque (es decir, ser tacleado por un oponente mientras llevaba una pelota), es decir, 48 placajes totales. Se utilizó la entropía muestral (SampEn) para analizar la variabilidad del movimiento. Se observaron diferencias significativas entre bloques en los *backs* (bloque 1 frente a 3 y bloque 1 frente a 4 pero no en *forwards*). La variabilidad del movimiento mostro una reducción progresiva con los placajes

acumulados, especialmente en los *backs* y en el rol defensivo. Los delanteros presentaron valores de variabilidad de movimiento más bajos en todos los bloques, particularmente en el primeo, tanto en el rol de ataque como en el defensa.

Por último, el tercer estudio el objetivo fue identificar los cambios en la variabilidad de movimiento y la velocidad de ejecución durante un período de entrenamiento de seis semanas utilizando una tarea de fuerza realizada con un cono inercial sin (NOBALL) y con (BALL) el condicionante de coger y pasar una pelota de rugby, durante un período de seis semanas. SampEn no mostró una disminución significativa para NOBALL (ES -0.64 ± 1.02) y una disminución significativa para BALL (ES -1.71 ± 1.16 ; $p < 0.007$). Además, la velocidad de ejecución mostró un aumento significativo para NOBALL (ES 1.02 ± 1.05 ; $p < 0.047$), y un aumento significativo para BALL (ES 1.25 ± 1.08 ; $p < 0.025$) entre las semanas 1 y 6. El índice de complejidad mostró mayores niveles en la condición de BALL, especialmente en las primeras tres semanas. La velocidad de ejecución y la variabilidad de movimiento se adaptaron a las limitaciones de la tarea después de un período de entrenamiento de cuatro semanas. Las medidas de entropía parecen una técnica de señal de procesamiento de datos prometedora para identificar cuándo se deben cambiar estas tareas de ejercicio en el entrenamiento de fuerza en los deportes de equipo.

En conclusión, analizar la variabilidad de movimiento a través de la entropía tendrá un rol fundamental en el control y programación de tareas de fuerza en los deportes de equipo, especialmente cuando estas tengan una predominancia coordinativa basada en el movimiento deportivo.

ABSTRACT

Over the last decades, resistance training in team sports has evolved towards a more integrative approach, adapting to its own characteristics and distancing itself from the more traditional training derived from individual sports. Based on human movement, Julio Tous (Seirul-lo Vargas, 2017, Chapter Tous Fajardo, Julio) proposed a paradigm shift in which movements act as the backbone of exercise selection instead of the muscle groups, which in turn become mere executors. Structured training is a resistance training methodology that allows us to adjust to this paradigm shift through different levels of sports approach. Seirul-lo (1993) established four levels of specificity ranging from general to competitive. Subsequently, Moras (2000) developed six levels of sports approach, ranging from zero to five with different groupings.

Analysis of human movement has evolved to allow the assessment of the variability of a measure by targeting the detection of changes in fluctuations and spatiotemporal characteristics of the outcomes. Within the past 20 years, entropy analysis has become relatively popular as a measure of system complexity. Thus, the aim of this thesis was to analyse the role of movement variability measured through entropy in resistance training in team sports with different levels of sports approach.

First, a pilot test was carried out to compare the values of mean acceleration and entropy values in short actions (i.e. collisions) when registered with two devices with different accelerometer sampling frequencies (1000 Hz versus 100 Hz). Differences were observed for mean acceleration and entropy when measured with different sampling frequencies. Therefore, 1000 Hz was selected as the sampling frequency for the rest of the experiments on this thesis.

The first study described the variability in acceleration during a resistance training task, performed in horizontal inertial flywheels without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball (BALL). Mean changes (%; $\pm 90\%CL$) of 4.64; ± 3.1 g for mean acceleration and 39.48; ± 36.63 a.u. for sample entropy indicated likely and very likely increase when in BALL condition. Multiscale

entropy also showed higher unpredictability of acceleration under the BALL condition, especially at higher time scales. Thus, the application of match specific constraints in resistance training for rugby players elicit different amount of variability of body acceleration across multiple physiological time scales.

The second study aims to identify between-position (forwards vs. backs) differences in movement variability in cumulative tackle events training during both attacking and defensive roles. Participants performed four blocks of six tackling (i.e. tackling an opponent) and six tackled (i.e. being tackled by an opponent while carrying a ball) events (i.e. 48 total tackles) while wearing a micro-technological inertial measurement unit. Sample entropy (SampEn) were used to analyse the movement variability. Significant between-block differences were observed in backs (block 1 vs 3 and block 1 vs 4) but not in forwards. Movement variability shows a progressive reduction with cumulative tackle events, especially in backs and the defensive role. Forwards present lower movement variability values in all blocks, particularly in the first block, both in the attacking and defensive role.

Last, in the third study aims was to identify the changes in movement variability and movement velocity during six weeks training period using a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with (BALL) the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase, during a six-week period. SampEn showed no significant decrease for NOBALL (ES -0.64 ± 1.02) and significant decrease for BALL (ES -1.71 ± 1.16 ; $p < 0.007$) conditions. Additionally, movement velocity showed significant increase for NOBALL (ES 1.02 ± 1.05 ; $p < 0.047$), and significant increase for BALL (ES 1.25 ± 1.08 ; $p < 0.025$) between weeks 1 and 6. The complexity index showed higher levels of complexity in BALL condition, specifically in the first three weeks. Movement velocity and complex dynamics were adapted to the constraints of the task after a four-week training period. Entropy measures seem a promising processing signal technique to identify when these exercise tasks should be changed.

In conclusion, analysing the movement variability through entropy will have a fundamental role in the control and programming of resistance training in team sports, especially when they have a coordinative predominance based on sports movement.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTOS.....	v
RESUMEN.....	1
ABSTRACT.....	5
ÍNDICE DE FIGURAS.....	15
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	19
ÍNDICE DE TABLAS.....	21
ABREVIATURAS.....	23
.....	24
1. MOTIVACIONES DEL AUTOR Y ANTECEDENTES DE LA TESIS.....	25
2. INTRODUCCIÓN.....	29
2.1. El entrenamiento de la fuerza en los deportes de equipo.....	31
2.1.1. Todo es fuerza.....	33
2.1.2. El entrenamiento estructurado.....	35
2.1.2.1. Las estructuras del deportista.....	36
2.1.2.2. Movimientos deportivos y habilidades básicas en los deportes de equipo.....	39
2.1.2.3. Niveles de aproximación.....	41
Agrupaciones de niveles.....	45
2.2. Los condicionantes en el entrenamiento de la fuerza.....	46
2.3. La variabilidad de movimiento humano.....	47
2.4. La monitorización del entrenamiento en deportes de equipo	49
2.4.1. Métodos lineales vs. métodos no lineales.....	52

2.4.2.	La entropía.....	53
2.4.2.1.	Entropía aproximada (ApEn).....	55
2.4.2.2.	Entropía muestral (SampEn)	55
2.4.2.3.	Entropía multiescala (MSE)	56
3.	OBJETIVOS DE LA TESIS	57
3.1.	Objetivo general.....	59
3.2.	Objetivos específicos	59
4.	MÉTODOS	61
4.1.	Esquema de la metodología	63
4.2.	Participantes.....	65
4.2.1.	Estudio 1	65
4.2.2.	Estudio 2.....	65
4.2.3.	Estudio 3.....	66
4.3.	Material.....	66
4.3.1.	Prueba piloto:.....	66
4.3.2.	Estudio 1	67
4.3.3.	Estudio 2.....	68
4.3.4.	Estudio 3.....	68
4.4.	Análisis de los datos.....	69
4.5.	Análisis estadístico.....	71
5.	ESTUDIOS	73
5.1.	Prueba Piloto: Comparación de los valores de aceleración media y entropía ante un mismo ejercicio registrado con dos acelerómetros con frecuencias de muestreo diferentes.	75

Justificación de la prueba piloto	76
Material y métodos	77
Resultados	78
Discusión y Conclusiones.....	83
5.2. Estudio 1: Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball.....	85
Abstract	86
Introduction	87
Methods	88
Results	92
Discussion	96
Conclusions	99
Practical Implications	99
5.3. Estudio 2: Entropy analysis for assessing changes in movement variability during cumulative tackles	101
Abstract	102
Introduction	103
Materials and Methods	104
Subjects.....	104
Design and Methodology.....	105
Statistical Analysis.....	107
Results	108
Tackling	109
Tackled:	111

Discussion.....	113
Limitations.....	115
Conclusions	116
Practical Implications	116
5.4. Estudio 3: The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players .	117
Abstract.....	118
Introduction	119
Materials and methods.....	121
Participants.....	121
Design	122
Procedures.....	123
Statistical Analysis.....	125
Results	125
Discussion.....	129
Limitations.....	132
Conclusions	132
Practical implications	132
6. DISCUSIÓN COMÚN.....	135
6.1. La variabilidad de movimiento para evaluar el entrenamiento de fuerza en los deportes de equipo.....	137
6.2. De la estructura condicional y bioenergética a la estructura coordinativa.....	142

6.3. La estructuración del entrenamiento de fuerza en base a los niveles de aproximación y sus agrupaciones.	142
6.4. Líneas de futuro.	148
7. CONCLUSIONES	149
8. REFERENCIAS.....	153
9. ANEXOS	183

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Propuesta de entrenamiento de fuerza en base al movimiento.....	33
Figura 2. La fuerza como capacidad física fundamental.	34
Figura 3. Las estructuras del deportista.....	38
Figura 4. Familia de movimientos característicos de los deportes de equipo.	40
Figura 5. Los niveles de aproximación deportiva y sus tipos de resistencia externa.	44
Figura 6. Niveles de aproximación deportiva y sus agrupaciones.	45
Figura 7. Niveles de aproximación, agrupaciones y principales sistemas de monitorización.....	51
Figura 8. Esquema sobre el proceso de análisis de datos.	70
Figura 9. Correlación entre dispositivos para las variables analizadas (Aceleración media, SampEn y ApEn).....	80
Figura 10. Señal cruda de un placaje registrada por ambos dispositivos.	81
Figura 11. Señal cruda punto a punto de registro de un placaje por ambos dispositivos.	82
Figure 12. Horizontal movement with an inertial flywheel device.	90
Figure 13. (a) Table containing the magnitude-based inferences of each variable across the different movements of a resistance training tasks. (b) Standardised Cohen’s differences for acceleration characteristics compared across the different movements of a resistance training task.....	93
Figure 14. (a) Table containing the magnitude-based inferences of each variable across the different ball constraints applied to the resistance training task. (b) Standardised Cohen’s differences for acceleration characteristics compared between different ball constraints during a resistance training task.	94

Figure 15. Multiscale entropy values for the different parts of horizontal resistance training movements with (BALL) or without (NOBALL) the constraint of using the ball, across different time scales..... 95

Figure 16. One-on-one tackles. Players started in front of each other, when the coach marked the start the players crossed two meters in the opposite direction (A) and then changed direction (B) to execute the tackle at the central point (C, D)..... 106

Figure 17. Movement variability when tackling for backs and forwards. (A). Standardised Cohen’s differences between blocks. (B). SampEn (mean \pm SD) and T-test analysis between positions within each block. (C, E). Box-and-Whisker-Plots in each block for backs and forwards respectively. (D, F). Average and standard deviation in all defensive tackles for backs and forwards respectively..... 110

Figure 18. Movement variability when being tackled for backs and forwards. (A). Standardised Cohen’s differences between blocks. (B). SampEn (mean \pm SD) and T-test analysis between positions within each block. (C, E). Box and whisker plots in each block for backs and forwards respectively. (D, F). Average and standard deviation in all attacking tackles for backs and forwards respectively..... 112

Figure 19. Horizontal movement with an inertial flywheel device with BALL and NOBALL..... 123

Figure 20. Individual trends, average and standard deviation. SampEn and velocity in BALL (a)(b) and NOBALL (c)(d) compared between the baseline (week 1) and last week (week 6). Group average and standard deviation for SampEn (e) and velocity (f) in both conditions. 126

Figure 21a. Standardised Cohen’s differences between the baseline (week 1) and the subsequent weeks for SampEn in both conditions. 127

Figure 22. Complexity indexes and movement velocity values. BALL and NOBALL. 129

Figura 23. Relación entre entrenabilidad y variabilidad de movimiento..... 141

Figura 24. Relación entre los niveles de aproximación, las estructuras y las variables a monitorizar.	144
Figura 25. Relación entre las agrupaciones, las estructuras y las variables a monitorizar.	144
Figura 26. Relación entre el nivel de adaptación (de micro a macro) y los niveles de aproximación (del 0 al 5), con sus diferentes fases.	146

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Dispositivos de microtecnología, a la izquierda el Optimeye S5 (Catapult) y a la derecha el WIMU (RealtrackSystems).....	67
Ilustración 2. Polea cónica Eccotek (Byomedic System).....	68
Ilustración 3. Encoder rotacional (Chronojump) que se sitúa en el eje de la polea cónica.	69

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Esquema sobre la metodología empleada durante todos los estudios de la tesis.....	64
Tabla 2. Resumen del análisis estadístico de la tesis.....	71
Tabla 3. Valores medios \pm desviación estándar, sesgo medio, TEE y la correlación de las tres variables (aceleración media, SampEn y ApEn).....	79
Table 4. Means (\pm SD) of Sample Entropy values between-position (forwards vs. backs) during both attacking and defensive role.	108
Tabla 5. Resumen de la estructuración del entrenamiento de fuerza en base a los niveles, estructuras, variables a monitorizar, herramientas de análisis y fases de entrenamiento de los diferentes estudios de la tesis.	147

ABREVIATURAS

N0	Nivel 0
N1	Nivel 1
N2	Nivel 2
N3	Nivel 3
N4	Nivel 4
N5	Nivel 5
A1-3	Agrupación 1-3
A1-4	Agrupación 1-4
A2-4	Agrupación 2-4
A2-4	Agrupación 2-4
SampEn	Sample Entropy
ApEn	Approximate Entropy
MSE	Multiscale Entropy
Hz	Herzios
BALL	Ejercicio realizado con el condicionante del balón (Estudio 1 y 3).
NOBALL	Ejercicio realizado sin el condicionante del balón (Estudio 1 y 3).
ES	Effect size
TEE	Tipical error of estimation

1. MOTIVACIONES DEL AUTOR Y ANTECEDENTES DE LA TESIS

Para entender el contexto de esta tesis doctoral hay que remontarse al año 2013, cuando yo estaba cursando 3.º del Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte en el Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña (INEFC), en el centro de Barcelona. Por aquel entonces, los profesores a los que más respeto tenía académicamente, concedores de mis inquietudes y mi pasión por el entrenamiento deportivo y mi incipiente inquietud investigadora, me recomendaron que cogiera al profesor Gerard Moras como tutor del Trabajo de Final de Carrera (TFG) y que hiciera mis prácticas con él en el laboratorio de fuerza. Y así fue, sin todavía conocerlo de nada decidí seleccionarlo como tutor del TFG y escogí realizar mis prácticas en el laboratorio de fuerza y biomecánica bajo su tutela. Durante el TFG y las prácticas en el laboratorio surgió una buena conexión con Gerard, ya que entendía la preparación física y la investigación deportiva desde una perspectiva con la que me sentía muy identificado y cómodo trabajando, así que me propuso dirigir también mi Trabajo de Final de Máster (TFM) y que al mismo tiempo fuéramos preparando un proyecto de investigación para presentarnos a una beca predoctoral. Durante ese año y mientras preparábamos el proyecto, fue surgiendo la idea de la necesidad de monitorizar ejercicios con diferentes niveles de especificidad deportiva y seguir dándole un sustento científico al entrenamiento estructurado en los deportes de equipo, especialmente al apartado de fuerza. Al año siguiente ganamos la ayuda para la contratación de personal investigador novel (DOGC:6966 10.9.2015) concedida por el INEFC y la Agència de Gestió d'Ajuts Universitaris i de Recerca (AGAUR), y un año más tarde nos concedieron la ayuda para la Formación de Profesorado Universitario (FPU15/03235) del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Esta financiación ponía las cosas más fáciles y nos permitía afrontar con más garantías el reto que nos habíamos marcado, el cual no era pequeño, ya que, pese a que Gerard forma parte del grupo de ideólogos del entrenamiento estructurado y yo estaba bastante familiarizado con sus fundamentos, las herramientas empleadas para la medición y el análisis de los mismos a través de la entropía suponían un concepto totalmente novedoso.

2. INTRODUCCIÓN

2.1. El entrenamiento de la fuerza en los deportes de equipo

El entrenamiento de la fuerza ha progresado desde sus orígenes más empíricos hacia un enfoque de entretenimiento y espectáculo para finalmente convertirse en una disciplina científica. Las primeras referencias escritas se remontan al 3600 a. C., en unas escrituras chinas (Tous, 1999). Posteriormente, en torno al 558 a. C., se sitúa en Italia al luchador Milo de Crotona, al cual se le atribuye ser el creador del entrenamiento de fuerza con cargas progresivas. Se hizo popular la historia de cómo fue transportando cada día en sus hombros a un ternero hasta que este tuvo 4 años de edad; de este modo, a medida que el ternero iba creciendo, cada vez pesaba más y Milo se hacía cada vez más fuerte. Los primeros libros sobre el entrenamiento con pesas empiezan a aparecer en el s. XVI, en 1531, Sir Thomas Elyot publica lo que se considera el primer libro sobre entrenamiento de fuerza y potencia (Stojiljković, Ignjatović, Savić, Marković, & Milanović, 2013; Tous, 1999). Posteriormente, en 1569, se publica *Hieronymous Mercurialis' De Art Gymnastica* y en 1573 se ilustra el mismo libro con una amplia variedad de ejercicios con mancuernas y placas de hierro pesadas (Kraemer et al., 2017). Pero es ya en el s. XIX, a finales de la década de 1800, cuando el entrenamiento de la fuerza se popularizó entre la población vinculado al mundo del espectáculo, como el circo y el vodevil, donde se competía por ver quién era el más fuerte comprobando quien era capaz de movilizar más peso, de ahí surgió el concepto del *strongman* (Kraemer et al., 2017; Tous, 1999). A partir de aquí, irá alcanzando cada vez más popularidad y se irá acercando a la población general y al deporte competitivo; así, en 1835, William Wood abrirá el primer gimnasio general en Nueva York y en 1896 el levantamiento de pesos (*weightlifting*) pasará a ser incluido como modalidad olímpica en los Juegos Olímpicos de Atenas (Grecia). Fruto de este acercamiento a la población y del creciente interés general en el entrenamiento de la fuerza, en el s. XX empiezan a aparecer las primeras revistas comerciales sobre el tema, Alan Calvert en 1914 publica la revista llamada *Strength*, en 1932 Bob Hoffman publica *Strength & Health*, donde lanza un mensaje claro de

que el entrenamiento de fuerza mejora el rendimiento de los atletas (Kraemer et al., 2017). Progresivamente se irán tecnificando los libros publicados al respecto, en 1951 el Dr. Thomas DeLorme publica *Progressive Resistance Exercise: Technic and Medical Application* y en 1956 Peter Karpovich y Jim Murray publican *Weight Training in Athletics*. De manera paralela, va creciendo el mundo del culturismo de competición, que alcanza su cima en 1965 con el primer torneo oficial de Mr. Olympia. Esto provoca que el entrenamiento de la fuerza se asocie especialmente con la halterofilia y el culturismo de competición durante muchos años, pero progresivamente se va acercando a otras disciplinas deportivas. Sin embargo, no será hasta la década de los años 70 cuando la ciencia empieza a preocuparse por esta disciplina, un punto de inflexión importante será la creación de la National Strength and Conditioning Association (NSCA) por Boyd Epley en 1978.

Esta vinculación del entrenamiento de fuerza con el mundo del «espectáculo», como el culturismo, ha comportado que su evolución haya ido más ligada a las características de los deportes individuales y no ha sido hasta las últimas décadas cuando la investigación en el entrenamiento de fuerza aplicado a los deportes colectivos ha ido tomando más importancia.

El entrenamiento de fuerza ha ido evolucionando en cuanto a su definición aplicada al entrenamiento deportivo. Originalmente, la fuerza se definía como la cualidad física que nos permite mantener, vencer u oponernos a una resistencia externa. A esta definición le falta un concepto clave para entender la fuerza aplicada al movimiento humano, que es el concepto de tensión muscular. Y si hablamos de deportes de equipo, además debemos añadir la importancia del contexto y el momento en el que se aplica esta tensión muscular, entendiendo la fuerza en los deportes de equipo como la capacidad de un músculo o grupo muscular de generar tensión muscular bajo condiciones específicas (Siff & Verkhoshansky, 1996). Julio Tous (Seirul-lo, 2017, Capítulo La estructura condicional) propone un cambio de paradigma basando el entrenamiento de fuerza en el movimiento humano, así serán

los movimientos los que actuarán como eje vertebrador de las propuestas de ejercicios de fuerza y no los grupos musculares, que serán los meros ejecutores (Figura 1).

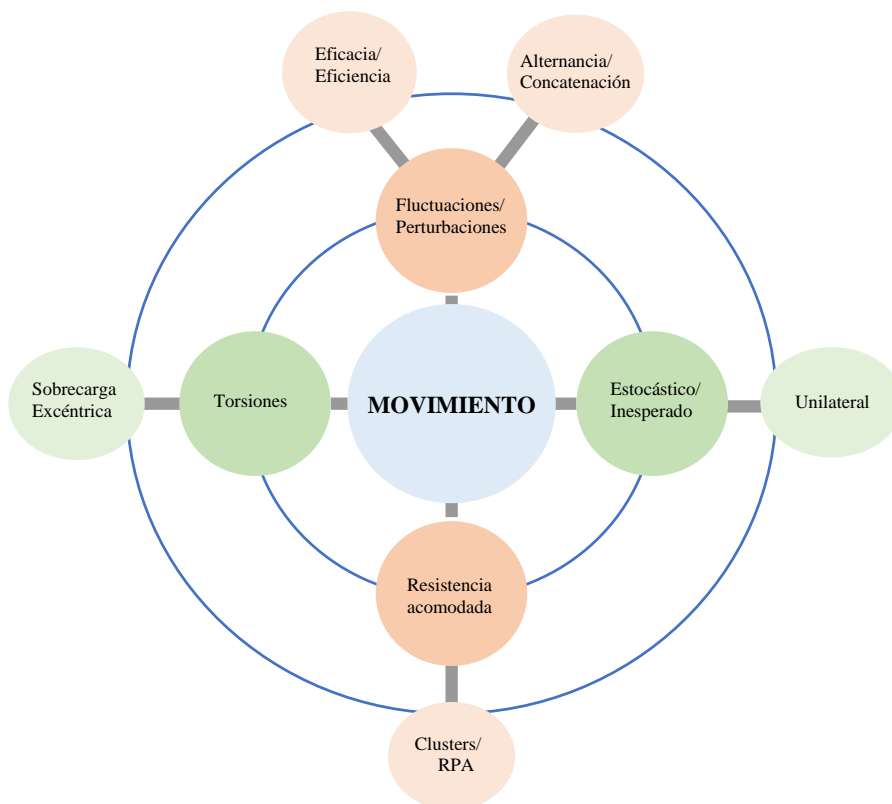


Figura 1. Propuesta de entrenamiento de fuerza en base al movimiento. Adaptado de Tous-Fajardo (2017).

En los apartados posteriores se irán describiendo de manera más detallada las características propias de los deportes colectivos que hacen necesario un cambio de paradigma.

2.1.1. Todo es fuerza

La clave de la motricidad humana es el movimiento, y para que exista este movimiento es necesario generar una tensión muscular. Por lo tanto, podemos entender la fuerza como la única cualidad física básica de la cual se derivan las demás (Figura 2). De esta manera, algunos autores afirman que «la fuerza es la base de todas

las capacidades condicionales», en palabras de Seirullo en el prólogo del libro *La Pliometría* de Cometti (1998). También Tous (1999) apoya esta afirmación y además nos explica cómo el estudio básico de las contracciones musculares se puede reducir a tres parámetros:

Nivel de fuerza aplicado: cuantificación de los *newtons* generados en una acción determinada. Sería el parámetro que mayor relación guardaría con lo que tradicionalmente se ha entendido como fuerza.

Tiempo que se tarda en alcanzar distintos niveles de fuerza: concepto relacionado con la potencia, es decir, el estudio de la relación entre la aplicación de la fuerza y el tiempo que se tarda en aplicar esta fuerza. Esta sería la forma en que se expresa la velocidad una vez ha comenzado el movimiento.

Tiempo que el deportista es capaz de mantener un determinado nivel de fuerza: capacidad de mantener una aplicación de fuerza a lo largo del tiempo.

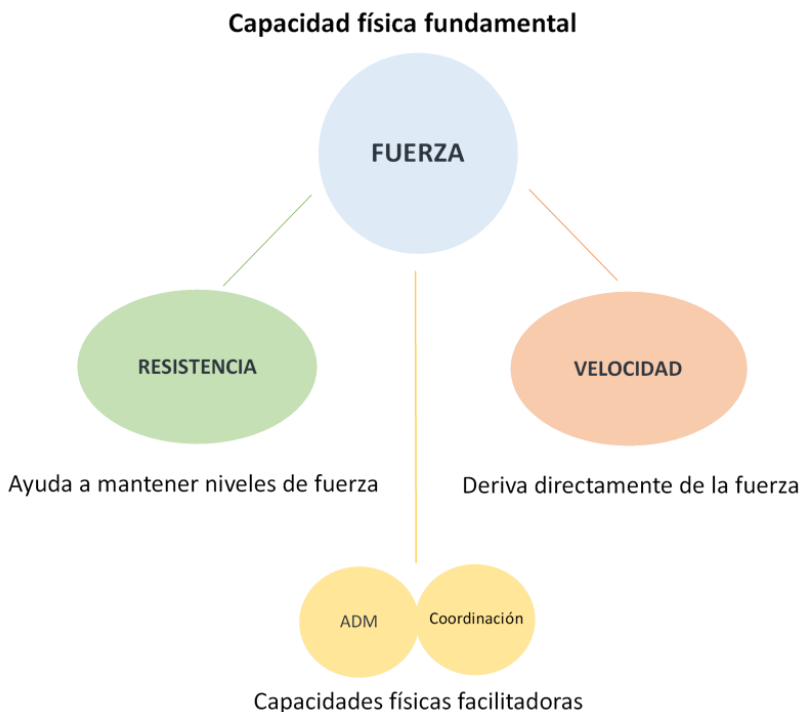


Figura 2. La fuerza como capacidad física fundamental. ADM: Amplitud de movimiento. Adaptado de Tous-Fajardo (1999; 2017).

2.1.2. El entrenamiento estructurado

Tradicionalmente se han tomado como referencia modelos, métodos y sistemas de entrenamiento de la fuerza propios de los deportes individuales, cuya relación con los deportes colectivos es mínima. La variabilidad motora e incertidumbre propias del juego colectivo han creado la necesidad de utilizar otros modelos que, tomando como punto de partida las Teorías de la Complejidad y la Teoría de Sistemas, se adapten mucho mejor a estas características. El entrenamiento estructurado tiene su origen en las teorías del profesor Seirul-lo, que posteriormente fueron desarrollando un grupo de compañeros vinculados de una u otra manera al INEFC de Barcelona, como Gerard Moras, Julio Tous, Marcel·lí Massafret, Xesco Espar, Josep María Padullés, Joan Solé, Javier Jorge, Richi Serrés y Daniel Romero (Seirul-lo, 2017), a los que se conoce popularmente como la Escuela de Barcelona. El entrenamiento estructurado se compone, como su nombre indica, de las estructuras del humano deportista que emanan de la forma de expresión en la acción motora durante la práctica grupal. Las relaciones que existen entre las diferentes estructuras y su organización facilitan las relaciones con el entorno competitivo específico de cada deporte (Tarragó, Seirul-lo, & Cos, 2019). Se propone evolucionar hacia un nuevo paradigma donde pasemos de lo racional, analítico, reduccionista, lineal y cuantitativo a lo intuitivo, sintético, holístico, no lineal y cualitativo (Seirul-lo, 2017).

Esta metodología de trabajo se ha aplicado y desarrollado durante años en clubs y selecciones de diferentes deportes colectivos de máximo nivel y esto ha ayudado a que sea conocida a nivel nacional e internacional, teniendo como base de expansión de su conocimiento el Máster Profesional en Alto Rendimiento en Deportes de Equipo del INEFC de Barcelona, donde imparten docencia todos los ideólogos de dicha metodología. Está claro que no hay una única metodología aplicable al entrenamiento de los deportes de equipo, existen diferentes ramas y todas ellas con éxitos deportivos que las avalan, pero, desde luego, el entrenamiento estructurado constituye una de las metodologías contrastadas y aplicadas al más alto nivel con grandes éxitos deportivos.

2.1.2.1. Las estructuras del deportista

Es fundamental tener en cuenta la relación que se establece entre el jugador y su entorno, por eso es importante interpretar las características del jugador como sistema dinámico que interactúa con su entorno competitivo. Las características de los sistemas dinámicos, formados por diferentes sistemas y subsistemas que actúan y retroactúan entre sí para crear nuevos comportamientos, se estudian desde hace décadas (Coffey, 1998; Goodman & Kelso, 1980; Schoner & Kelso, 1988; Sharp & Priesmeyer, 1995). No obstante, fue el profesor Seirullo (1993b; 2017) quien puso orden a estas teorías haciendo una propuesta para su aplicabilidad al entrenamiento en los deportes de equipo, proponiendo la configuración del jugador en estructuras interdependientes que actúan y retroactúan durante el movimiento humano mientras ejerce la práctica deportiva en el contexto propio de los deportes de equipo. Concretamente propone siete estructuras diferentes. A continuación vamos a explicar y trabajar sobre las seis iniciales (Figura 3):

- **Estructura condicional y bioenergética:** Es la estructura que da el aporte físico al desarrollo de la actividad del jugador. Sus valores más representativos se relacionan con los conceptos clásicos de fuerza, velocidad y resistencia. La bioenergética dará el soporte energético a la acción (Colosio, Pedrinolla, Da Lozzo, & Pogliaghi, 2018; Malacko, Doder, Djurdjević, Savić, & Doder, 2013; Michalsik, Madsen, & Aagaard, 2014) y la condicional se corresponde con las acciones musculares que generan el movimiento (Cronin, McNair, & Marshall, 2001; Harper, Carling, & Kiely, 2019; McLellan & Lovell, 2012; Quarrie, Hopkins, Anthony, & Gill, 2013).
- **Estructura coordinativa:** Se encarga de la ejecución del movimiento de la forma deseada teniendo una estrecha relación con la técnica (Schmidt, 1991). Tiene como objetivo el control motor de la acción (Newell, Van Emmerik, & McDonald, 1989; Schmidt & Lee, 2005; Schmidt & Wrisberg, 2008; Winter, 2009; Wyatt, Weir, van Emmerik, Jewell, & Hamill, 2019), con la implantación espacial y el control temporal de la misma acción, enmarcándose en el contexto del ciclo de percepción acción (Newell, Broderick, Deutsch, & Slifkin, 2003; Vickers, 2007).

- **Estructura cognitiva:** Se encarga de captar y procesar los estímulos que el jugador puede recibir del entorno para identificar las posibilidades de acción. Se relaciona con el concepto de táctica, y con la necesidad de reconocer e interpretar la información significativa para poder responder de forma eficiente y eficaz a las variantes contextuales que se presentan continuamente (Lee, 2013; Rico-González, Los Arcos, Nakamura, Moura, & Pino-Ortega, 2020; Sampaio & Maçãs, 2012; Wolfgang & Fabian, 2019; Yarrow, Brown, & Krakauer, 2009).
- **Estructura socioafectiva:** Es la estructura que se encarga de las relaciones que se establecen entre el jugador y las demás personas del equipo. En esta estructura se atienden las relaciones que tienen lugar en el plano socioafectivo en varios niveles: con el *staff*, con los compañeros y con los rivales (Gorman, Dunbar, Grimm, & Gipson, 2017; Steiner, Seiler, & Cooke, 2017). Esta estructura resulta especialmente importante dentro de los deportes de equipo y es una de las que más lo diferencian de los deportes individuales.
- **Estructura emotivo-volitiva:** Se encarga de la identificación personal de uno mismo. Es básico que el sujeto se involucre y se sienta identificado en su auto-estructuración —una de las formas estratégicas de enseñanza y aprendizaje basada en que el deportista es agente activo tomando la iniciativa de aprender organizándose (Kuhl, 1984; Pérez & Gutiérrez-Braojos, 2012). Si el jugador no cree en el proceso de entrenamiento que está llevando a cabo se producirá un bucle de retroalimentación negativo que dificultará su progresión, por lo que es muy recomendable conseguir siempre la implicación positiva del jugador.
- **Estructura creativo-expresiva:** En la ciencia cognitiva, las ideas creativas se definen como soluciones originales y factibles en respuesta a los problemas (Orth, van der Kamp, Memmert, & Savelsbergh, 2017). Bernstein (1996) definía la destreza como «encontrar una solución motora para cualquier situación y en cualquier condición»; esta definición se podría aplicar a la creatividad motora, entendiéndola como la capacidad del deportista para encontrar la mejor solución ante cualquier situación del juego. Los jugadores más experimentados y de mayor calidad la tienen más desarrollada (Kannekens, Elferink-Gemser, & Visscher, 2009). Esto permite

proyectar el yo personal en la actividad deportiva. Por eso es importante no cerrar del todo las tareas, para que el jugador pueda desarrollar el acto creativo (Fernández & López, 1998; Kanekens et al., 2009; Leite, Coelho, & Sampaio, 2011; Memmert & Roth, 2007; Orth et al., 2017).

En este sentido, el término «optimización del jugador» no persigue maximizar solamente alguna de sus cualidades. Más bien se trata de someterlo a determinadas situaciones de entrenamiento que provoquen un cierto desequilibrio en alguna de las estructuras que configuran al sujeto para que este se vea obligado a adaptarse en un proceso continuo de auto-estructuración (Arjol, 2012).

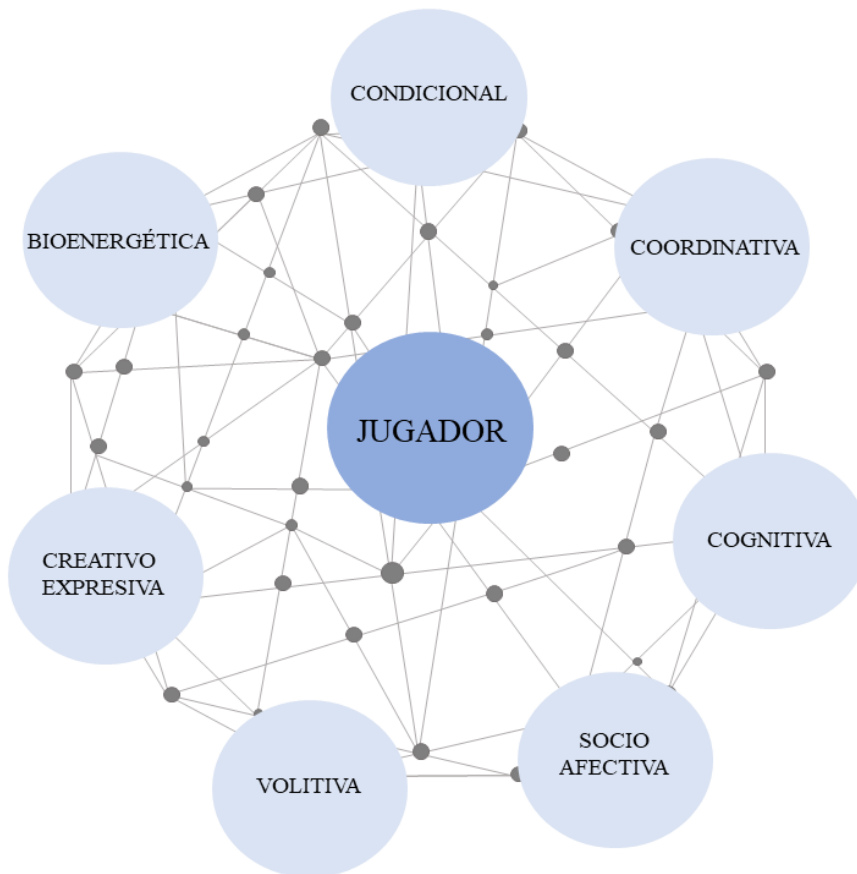


Figura 3. Las estructuras del deportista. Seirul·lo (1993).

2.1.2.2. Movimientos deportivos y habilidades básicas en los deportes de equipo

El movimiento es inherente al ser humano. Somos seres dinámicos que nos expresamos y comunicamos a través del movimiento. Será a través de movimientos como resolveremos las situaciones de juego propias de los deportes de equipo, a través de la interacción con compañeros y rivales. Por este motivo, también será la práctica orientada hacia los movimientos específicos del deporte lo que hará que el deportista avance hacia la especialización deportiva (Massafret en Seirul-lo, 2017, Capítulo La proyección del movimiento deportivo específico en el juego). Así, deberemos analizar cuáles son los movimientos deportivos y las habilidades motoras básicas (Carson & Collins, 2014; Jukic et al., 2019; Kokstejn, Musalek, Wolanski, Murawska-Cialowicz, & Stastny, 2019; Logan, Ross, Chee, Stodden, & Robinson, 2018; Wickstrom, 1977) que necesitarán los deportistas para la práctica deportiva de cada disciplina. Seirul-lo (1993a) clasifica las manifestaciones de fuerza en cuatro grandes grupos en función de su vinculación a las habilidades motoras básicas como el lanzamiento, el salto, el desplazamiento o habilidades como la lucha (Figura 4):

- **Fuerza de lanzamiento o interacción con el balón:** En los deportes colectivos podemos considerar que la interacción con el balón es un elemento clave del juego, por lo tanto, todos los movimientos deportivos que tengan relación con cómo interactuar con el mismo serán de vital importancia. Así, la fuerza de interacción con el balón buscará que las acciones motoras de pase y lanzamiento se puedan realizar con los niveles de tensión muscular adecuados para maximizar su ejecución técnica.
- **Fuerza de lucha:** La necesidad de ganar el espacio y la posesión del balón es otra característica de los deportes de equipo en espacio compartido, creando situaciones de oposición directa con el rival por esa disputa del espacio o el balón. En muchas ocasiones requiere una motricidad compleja con el sumatorio de un condicionante externo desestabilizador como es el rival y se deben buscar diferentes soluciones con altos niveles de aplicación de fuerza.

- **Fuerza de salto:** Muchas acciones técnico-tácticas en los deportes colectivos requieren de una acción de salto para ser ejecutadas con éxito, por ejemplo: un remate de cabeza en fútbol, una touche en rugby, un lanzamiento en suspensión en balonmano, etc. Por lo tanto, debemos añadir a una habilidad motriz como es un salto una ejecución con unos ajustes espacio-temporales cambiantes y dinámicos en función de la acción técnica y de la decisión táctica, de manera que a mayor repertorio motriz de la ejecución del salto la acción del deportista tenga más posibilidades de éxito y menos riesgo de lesión.
- **Fuerza de desplazamiento:** La marcha y la carrera son habilidades motoras básicas que se manifiestan constantemente en los deportes de equipo por todo el espacio de juego, y se producen en diferentes direcciones y a diversas velocidades, con frecuentes cambios de dirección y frenadas.

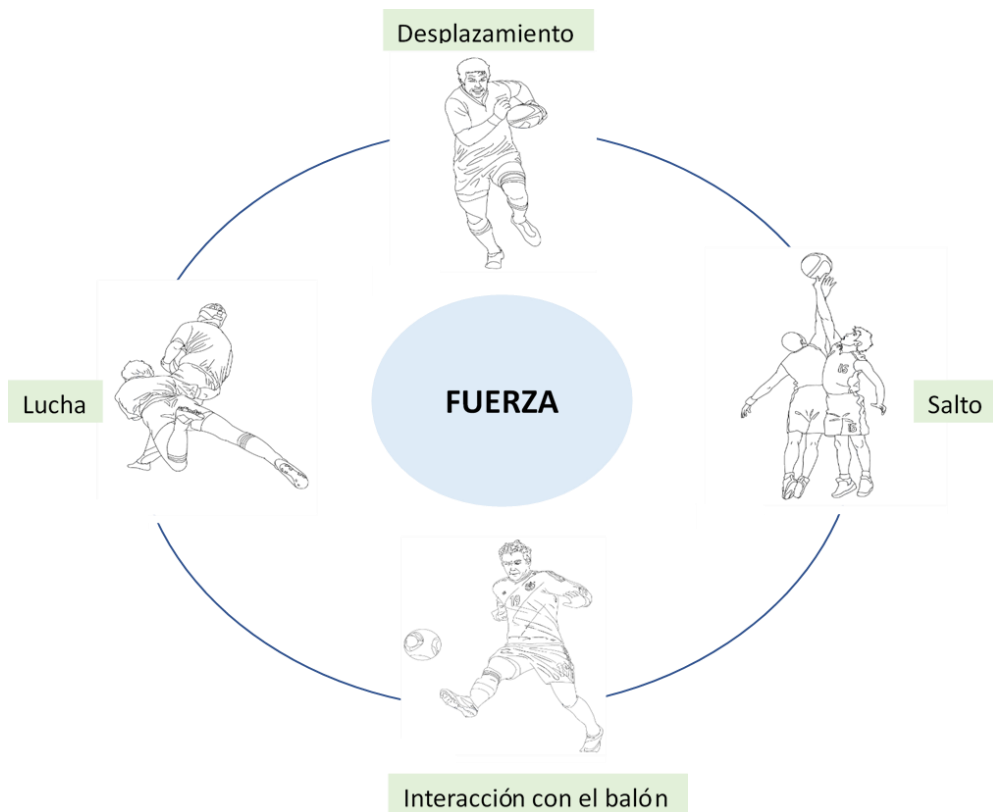


Figura 4. Familia de movimientos característicos de los deportes de equipo.

Estas manifestaciones de fuerza forman las familias de movimientos –concepto utilizado por Moras en (Seirul-lo, 2017, Capítulo El entrenamiento tridimensional y cuadrimensional de la fuerza) vinculadas a los movimientos deportivos propios de cada deporte. Así, por ejemplo, podemos considerar que una acción de ruck o un placaje en rugby son acciones dentro de la familia de fuerza de lucha. Del mismo modo que cuando definíamos las diferentes estructuras del deportista, a medida que vayamos avanzando hacia ejercicios más específicos, estas familias de movimientos se irán conectando unas con otras, y los ejercicios estarán compuestos por combinaciones de varias e incluso todas las familias de movimiento, al igual que sucede en el juego real.

2.1.2.3. Niveles de aproximación

Basándose en las diferentes estructuras del deportista y las familias de movimientos, primero Seirul-lo (1993b) y después Moras (1994) desarrollaron una propuesta en la cual se plantea el entrenamiento como una progresión de propuestas de movimiento con diferentes niveles de especificidad deportiva, donde se va acentuando la importancia de las diferentes estructuras del deportista de manera progresiva hasta crear tareas donde todas confluyen de manera similar a la competición deportiva. Se propone que exista siempre una estructura de base que generalmente será de naturaleza condicional o bioenergética, coordinativa o cognitiva. Y, por otro lado, las estructuras socioafectiva, emotivo-volitiva y creativo-expresiva, consideradas auxiliares, las cuales complementan las estructuras consideradas fundamentales o de base (Seirul-lo, 1993b; Sole Forto, 2016).

La propuesta de Seirul-lo (1993b) se basa en cinco niveles de especificidad, uno de ellos genérico y los cuatro restantes de aproximación al movimiento deportivo:

- **Ejercicio Genérico:** Todas las estructuras se trabajan con poca similitud a la competición del deportista. Por ejemplo: un jugador de rugby haciendo natación.
- **Ejercicio Específico General:** Elevado nivel de especificidad de la estructura condicional y bioenergética, pero bajo nivel de las restantes estructuras.

- Ejercicio Específico Dirigido: Elevado nivel de especificidad de la estructura condicional, bioenergética y de la estructura coordinativa. La toma de decisiones es inespecífica (o no existe).
- Ejercicio Específico Especial: La toma de decisiones es específica. Por lo tanto, aumenta la especificidad de la estructura cognitiva.
- Ejercicio Específico Competitivo: Hay ganador y perdedor, se trabaja la estructura socioafectiva.

Unos años más tarde, en 1994, en el libro *La Preparación Integral en el voleibol*, Gerard Moras hace una propuesta tomando como base la de Seirullo y evolucionándola a siete niveles diferentes de aproximación (Figura 5) divididos de la siguiente manera:

- Nivel 0_{CP/CL} (entrenamiento complementario y compensatorio): Compuesto por todos aquellos ejercicios relacionados con el entrenamiento complementario y compensatorio. Los ejercicios compensatorios, como su nombre indica, tienen el objetivo de compensar los desajustes creados por los ejercicios de mayor nivel de especificidad. En cierta manera se pretende mitigar los desajustes que hayan podido provocar los ejercicios en cada una de las sesiones de entrenamiento, por lo que tiene una íntima relación con sus contenidos. Por otro lado, los ejercicios complementarios son aquellos que atienden los desajustes o riesgos potenciales de lesión que pueden aparecer por las características específicas de cada deporte y que normalmente se planifican a lo largo del macrociclo. De alguna manera, se pretende prevenir las lesiones más frecuentes en un determinado deporte para evitarlas o que, en caso de producirse, tengan, dentro de lo posible, menos severidad.
- Nivel 0 (N0): Se trabajan las cadenas musculares fundamentales en el movimiento deportivo, pero sin correspondencia dinámica con la técnica. Entendemos por correspondencia dinámica la similitud en el movimiento realizado con respecto a las familias de movimientos deportivos explicadas anteriormente. En este nivel debe aplicarse algún tipo de resistencia externa, que puede ser de cualquier magnitud. Se le denomina microentrenamiento ya

que el objetivo es que los tejidos musculares soporten mejor las cargas de entrenamiento, y no tanto la búsqueda de una «transferencia» de la fuerza en el juego real. Fundamentalmente enfatiza la estructura condicional y bioenergética.

- Nivel 1 (N1): Tiene correspondencia dinámica con la técnica y la resistencia externa aplicada debe ser elevada. En muchas de las propuestas de entrenamiento no se podrá alcanzar una total correspondencia dinámica con el movimiento deportivo debido a que la gran resistencia externa aplicada no lo va a permitir. Sigue enfatizando la estructura condicional y bioenergética, pero gana importancia la estructura coordinativa con respecto al N0.
- Nivel 2 (N2): En este nivel debe darse una alta correspondencia dinámica con el movimiento deportivo, pero en este caso la resistencia externa aplicada debe ser media o baja —siempre inferior al N1—, pudiéndose utilizar, por ejemplo, bandas elásticas u otros lastres que nos garanticen una ejecución muy cercana al movimiento deportivo. Es un paso intermedio esencial entre las tareas de gimnasio y de campo que tradicionalmente ha sido olvidado dentro de los programas de fuerza clásicos en los deportes colectivos. Enfatiza de manera similar la estructura condicional y bioenergética con la estructura coordinativa. Es importante remarcar que tanto en el N1 como en el N2 considerar la resistencia externa elevada o baja dependerá totalmente del deportista con el que estemos trabajando, condicionando el tipo de material más idóneo para uno u otro nivel. Así, por ejemplo, la resistencia externa ofrecida por una polea cónica y sus beneficios en las adaptaciones (De Hoyo et al., 2015; Gonzalo-Skok et al., 2017; Madruga-Parera et al., 2020; Tous-Fajardo, Gonzalo-Skok, Arjol-Serrano, & Tesch, 2016) puede ser utilizada como N1 en deportistas poco entrenados por suponer una carga elevada, mientras que, en deportistas muy entrenados y familiarizados con la misma, podrá suponer una resistencia externa propia de un N2.

A continuación, desarrollaremos los niveles optimizadores (Nivel 3, Nivel 4 y Nivel 5), en los que se trabaja con el peso corporal excluyéndose la utilización de

resistencias externas artificiales. La única resistencia externa que se utiliza en estos niveles es la que puedan generar otros deportistas (fuerza de lucha).

- Nivel 3 (N3): Este nivel tiene una íntima relación con el gesto técnico. Se trabaja sin resistencia externa artificial para facilitar la correcta ejecución del movimiento. Se afina la expresión de fuerza basada en la familia de movimientos deportivos propios de cada disciplina. Es una parte fundamental de este nuevo paradigma de entrenamiento de la fuerza basado en el movimiento humano. Permite la organización de las tareas por repeticiones y series para orientarlas hacia un tipo u otro de predominio de la estructura condicional y bioenergética. No existe todavía toma de decisiones. Pese a que trabaja la estructura condicional y bioenergética, enfatiza la estructura coordinativa.

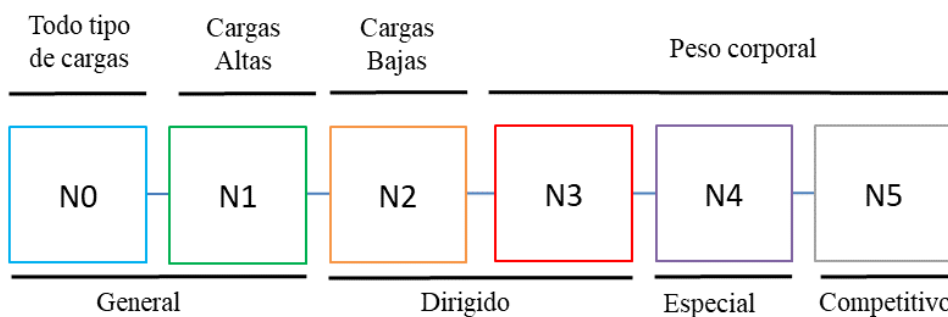


Figura 5. Los niveles de aproximación deportiva y sus tipos de resistencia externa.

- Nivel 4 (N4): También tiene una gran relación con el gesto técnico, la base del ejercicio será similar a la del N3, pero en este caso se introducirá una toma de decisión simple. Enfatiza la estructura coordinativa y cognitiva, ya que estimula el proceso de toma de decisión simple.
- Nivel 5 (N5): Son situaciones de juego reducido, o incluso situaciones de juego real en el entrenamiento. Siguiendo una progresión con los niveles anteriores, tendrá de base la estructura de los N3 y N4, pero en este caso se introducirá la toma de decisiones complejas haciendo que el jugador tenga que encontrar la mejor solución ante cualquier situación del juego y permitiendo que aflore el acto creativo. Confluyen todas las estructuras de

manera similar a la competición real. No obstante, este nivel permite el desarrollo máximo de la estructura creativo-expresiva debido a la toma de decisiones compleja, que en el resto de niveles está más limitada.

Agrupaciones de niveles

A menudo, los ejercicios propuestos en los entrenamientos no pertenecen a un solo nivel sino a dos de ellos, lo que configura las agrupaciones (A). De la misma manera que durante el juego todas las estructuras confluyen e interaccionan de manera no lineal, una verdadera aproximación a la especificidad deportiva no puede darse aplicando los niveles de aproximación de manera escalonada y jerarquizada linealmente. Por eso a menudo se recomienda combinar niveles buscando su interacción y tomando como referencia los estudios de entrenamiento combinado o *complex training* (Alves, Rebelo, Abrantes, & Sampaio, 2010; Ebben, 2002). Para clasificarlos mantendremos a la izquierda el número de nivel de la base del ejercicio y como segundo número la variante añadida como condicionante específico (Figura 6).

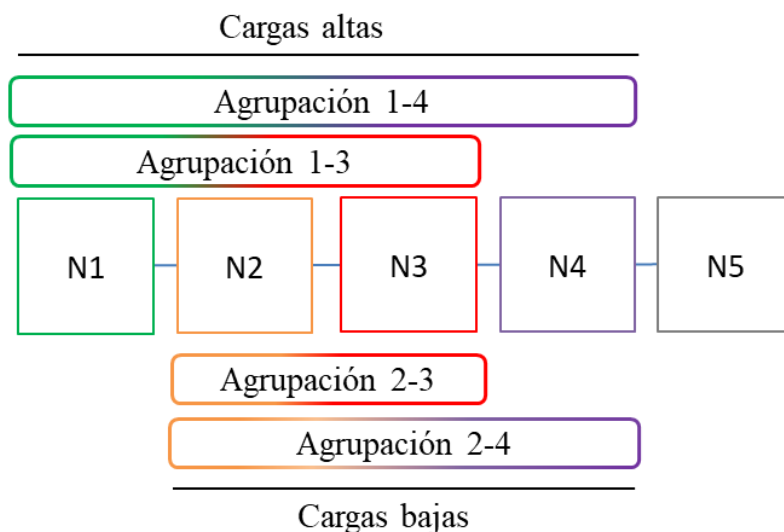


Figura 6. Niveles de aproximación deportiva y sus agrupaciones.

Así, por ejemplo, si estamos realizando un ejercicio con correspondencia dinámica y cargas altas (N1) y le añadimos como condicionante una acción técnica como interaccionar con un balón, dado que el condicionante está ligado a la técnica y esta

se asocia al N3, diremos que el ejercicio es una agrupación de N1 y N3 y la podremos catalogar como A1-3. O si, por ejemplo, a un ejercicio con resistencia elástica y gran correspondencia dinámica (N2) le añadimos una toma de decisión que estaría más vinculada al N4, diremos que es una tarea A2-4.

2.2. Los condicionantes en el entrenamiento de la fuerza

Una de las características principales de los deportes colectivos es la imprevisibilidad de las acciones debido al alto grado de incertidumbre que surge al interaccionar con rivales y compañeros en un mismo espacio compartido. Los aterrizajes a una y dos piernas, los forcejeos con el rival, las recepciones, los pases o golpes a la pelota se dan constantemente durante el juego en situaciones cambiantes que obligan al deportista a adaptarse a cada nueva situación. Estas acciones inesperadas pueden ser más lesivas para las estructuras del deportista (Besier, Lloyd, & Ackland, 2003; Besier, Lloyd, Cochrane, & Ackland, 2001; Lloyd, 2001). Por esta razón, introducir en el entrenamiento situaciones inesperadas para el deportista puede ayudar a crear mecanismos de anticipación por disposición (Tous en Seirul-lo, 2017, Capítulo Todo es fuerza).

Newell (1986) introduce el concepto de *constraints*, que se definen como las fronteras o cualidades que limitan las interacciones de los componentes del sistema. Dividió estas restricciones en tres tipos: las propias de la estructura o funcionalidad de la persona (individuales), que incluyen características individuales tales como la experiencia, el aprendizaje, el desarrollo, la morfología y los genes que interactúan para modelar el rendimiento y la adquisición de conocimientos en el deporte (Davids, Button, & Bennett, 2008); en segundo lugar, las propias de la tarea, que pueden ser modificadas por el entrenador o el preparador físico para provocar adaptaciones de uno u otro tipo; y, por último, las del entorno, que estarán más influenciadas por el ambiente de trabajo del lugar donde nos encontremos en cada momento y variarán en función del club, de la filosofía del *staff* técnico, etc. Tous (2017) propone cambiar la traducción que se hace de *constraints* como «constreñimiento» por el término

«condicionante», que acota y configura más que oprime y restringe. Por esa razón, en esta tesis hablaremos de condicionantes y no de constreñimientos. Así, un condicionante impuesto en una tarea deportiva actuará como una perturbación del sistema del deportista de manera individualizada.

Estos condicionantes se relacionan con las estructuras del deportista y a su vez con los niveles de aproximación deportiva. Así, por ejemplo, si a un ejercicio le incorporamos un balón como condicionante, este acentúa la estructura coordinativa a través del N3 o la A1-3.

2.3. La variabilidad de movimiento humano

La variabilidad de movimiento humano puede ser definida como las variaciones presentes en la ejecución motriz y que puede ser observada a través de múltiples repeticiones de una tarea (Dias et al., 2014; Stergiou, Yu, & Kyvelidou, 2013). Esta variabilidad es inherente en todos los sistemas biológicos y en las acciones humanas (Araújo, Davids, Bennett, Button, & Chapman, 2004; Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006). Bernstein (1967) introdujo el concepto de «repetición sin repetición», pues cada acción motriz tiene un único y no repetible patrón neuromotor. Aplicada al deporte, esta variabilidad representa la complejidad de un movimiento dado, o puede representar simplemente una etapa temprana de aprendizaje motor o la presencia de dificultades en la tarea (Newell & Vaillancourt, 2001). La variabilidad de un deportista debe ser entendida y percibida durante la ejecución de la tarea, dentro de las variables del proceso (el posicionamiento angular de las articulaciones, la aceleración o la contracción de los músculos, etc.) (Couceiro et al., 2014).

Los deportistas, especialmente en los deportes colectivos, deben realizar multitud de movimientos en escenarios altamente complejos y cambiantes, y para eso es necesario que durante los entrenamientos se enfrenten a propuestas de movimiento con un nivel adecuado de variabilidad (Dias et al., 2014; Orth et al., 2017; Stergiou, 2016; Stergiou et al., 2006; Willey & Liu, 2017) de movimiento que los obligue a buscar maneras de resolver esas situaciones y reducir progresivamente la variabilidad de movimiento (Araújo et al., 2004).

Muchos investigadores interpretan la variabilidad en las ciencias del deporte como un mecanismo para que los atletas se adapten y estabilicen sus acciones ante los condicionantes de las tareas (Couceiro, Dias, Mendes, & Araújo, 2013). Al introducir la variabilidad en las situaciones de entrenamiento, lo que se provoca es la pérdida de control y de la capacidad de predicción en la nueva situación por parte del deportista, lo cual generará una cierta cantidad de estrés y, en consecuencia, un estado de alerta y de excitación al tener que hallar nuevas reglas de control y predicción (Sapolsky, 2008).

La variabilidad de movimiento ha sido estudiada en su aplicación a la salud (Carson & Collins, 2014; Liu, Schmid, Meijer, Spruit, & Yentes, 2020; Sadnicka et al., 2018; Sosnoff, Goldman, & Motl, 2010; Stergiou et al., 2013; Wilson, Perkin, McGuigan, & Stokes, 2016), la marcha y la carrera (Lamoth, Ainsworth, Polomski, & Houdijk, 2010; Lamoth et al., 2011; Meardon, Hamill, & Derrick, 2011; A. Murray, Buttfield, Simpkin, Sproule, & Turner, 2019; Rathleff, Samani, Olesen, Kersting, & Madeleine, 2011) y la biomecánica (James, 2004), pero solo unos pocos estudios se han centrado en estudiar su aplicación al entrenamiento deportivo (Couceiro et al., 2013; Dias et al., 2014; Folgado, Lemmink, Frencken, & Sampaio, 2012; Mukherjee & Yentes, 2018; Preatoni et al., 2013) y ninguno de ellos al entrenamiento de la fuerza en deportes de equipo. Dado que responder a diferentes perturbaciones iniciadas a través de diversas condiciones inestables aumenta la riqueza de la experiencia perceptual-motora específica de la tarea y, por lo tanto, mejora el rendimiento (Birklbauer, 2019; Wulf & Shea, 2002), consideramos que entender la variabilidad de movimiento durante el proceso de entrenamiento de la fuerza en los deportes de equipo puede ser un factor clave para optimizar este entrenamiento. Así, desde la perspectiva del entrenamiento estructurado, será a través de los condicionantes en las tareas con diferentes niveles de aproximación deportiva donde se producirán estas perturbaciones en el entrenamiento de fuerza, buscando cambios en la variabilidad de movimiento especialmente cuando queremos enfatizar sobre la estructura coordinativa.

Uno de los grandes retos es establecer cuál es la variabilidad óptima de movimiento para cada tarea una variabilidad de movimiento por debajo de la óptima en sistemas biológicos representará que son demasiado rígidos e inmutables mientras que una variabilidad por encima de la óptima representará que son sistemas caóticos e inestables (Stergiou et al., 2006). Ambas situaciones caracterizan los sistemas o las tareas que son menos adaptables a las perturbaciones (Stergiou et al., 2006) y que, por lo tanto, tendrán un menor nivel de entrenabilidad (Weineck, 2005). Por ello debemos centrarnos en encontrar cuáles son las herramientas más óptimas de medición del movimiento humano y qué tipo de análisis son los más apropiados para establecer el nivel de variabilidad de movimiento en cada tarea y para cada deportista.

2.4. La monitorización del entrenamiento en deportes de equipo

Monitorizar los movimientos realizados por los deportistas durante los entrenamientos, incluidas las sesiones de fuerza, y competiciones oficiales ha sido un tema estudiado y desarrollado por los científicos del deporte desde hace años (Álvarez & Andrín, 2005; Reilly, 1976; Rienzi, Drust, Reilly, Carter, & Martin, 2000). Esto posibilita conocer las demandas físicas de los deportistas y así poder intervenir a través de tareas de entrenamiento individualizadas (Barros et al., 2007; Castellano & Casamichana, 2014; Di Salvo & Modonutti, 2009).

Para monitorizar el entrenamiento se han empleado multitud de dispositivos tecnológicos (Casamichana & Castellano, 2011), algunos de los más utilizados han sido el videoanálisis, las plataformas de fuerza, los *encoders* lineales, las galgas de fuerza, los acelerómetros o los sistemas de posicionamiento global (*Global Positioning System* o GPS). En la actualidad, uno de los más utilizados y con más investigación al respecto son los GPS (Dobson & Keogh, 2007), especialmente en los deportes de equipo (Cummins, Orr, O'Connor, & West, 2013). Además, estos dispositivos empleados en la monitorización del entrenamiento ofrecen muchos más datos a parte del GPS, por eso es más preciso referirse a ellos como dispositivos de microtecnología, ya que son componentes con varios microsensors que, además de

GPS, incorporan acelerómetros, giroscopios y magnetómetros (Chambers, Gabbett, Cole, & Beard, 2015). Estos diferentes sensores también registran a diferentes frecuencias de muestreo, así el GPS actualmente funciona en estos dispositivos en torno a 10 o 15 Hz (Coutts & Duffield, 2010; R. J. Johnston, Watsford, Kelly, Pine, & Spurrs, 2014; R. J. Johnston, Watsford, Pine, Spurrs, & Sporri, 2013; Varley, Fairweather, & Aughey, 2012), mientras que otros sensores como el acelerómetro están registrando a un mínimo de 100 Hz en la mayoría de dispositivos del mercado (McLean, Cummins, Conlan, Duthie, & Coutts, 2018), llegando algunos a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, como es el caso de WIMU (Realtracksystem, Almería, España), que es el que finalmente se ha usado para el registro de datos de esta tesis doctoral. Esta mayor frecuencia de muestreo del acelerómetro con respecto al GPS nos aportará datos más precisos sobre el movimiento humano (Boyd, Ball, & Aughey, 2013; K. Y. Chen & Bassett, 2005; McLean et al., 2018; Sato, Smith, & Sands, 2009).

Este avance en la tecnología y en las herramientas de medición y monitorización del entrenamiento nos permite, por lo tanto, ir un paso más allá en la evaluación del entrenamiento. Uno de los retos de esta tesis doctoral fue poder utilizar estas herramientas de medición para cuantificar la estructura coordinativa, que solía estar olvidada en el proceso de evaluación de una manera objetiva.

Cuando nos referimos a ejercicios con bajos niveles de especificidad —N0 y N1— existen diversas herramientas de medición como los *encoders* lineales, las galgas de fuerza, las plataformas de fuerza, las *apps* móviles, etc. que permiten objetivar la magnitud de algunas variables del ejercicio como la fuerza, la velocidad, el desplazamiento, etc. (Balsalobre-Fernández, Kuzdub, Poveda-Ortiz, & Campo-Vecino, 2016; Balsalobre-Fernández, Marchante, Muñoz-López, & Jiménez, 2018; Giroux, Rabita, Chollet, & Guilhem, 2014, 2015; Ogris et al., 2012; Pérez-Castilla, Piepoli, Delgado-García, Garrido-Blanca, & García-Ramos, 2019; Tous-Fajardo, Moras, et al., 2016; Weakley, Fernández-Valdés, Thomas, Ramirez-Lopez, & Jones, 2019). En base a los resultados obtenidos, los entrenadores y/o preparadores físicos tomaban decisiones acerca de cómo proseguir con la carga de entrenamiento (Morin

& Samozino, 2016; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, Sánchez-Medina, Gorostiaga, & González-Badillo, 2014; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011; Padullés en Seirul-lo, 2017, Capítulo el control de la carga en los deportes de equipo; Weakley et al., 2018; Weineck, 2005).

Por otro lado, para medir las tareas de N4 y N5 se utilizaban otras herramientas tecnológicas como el análisis de vídeo. La irrupción de la microtecnología explicada

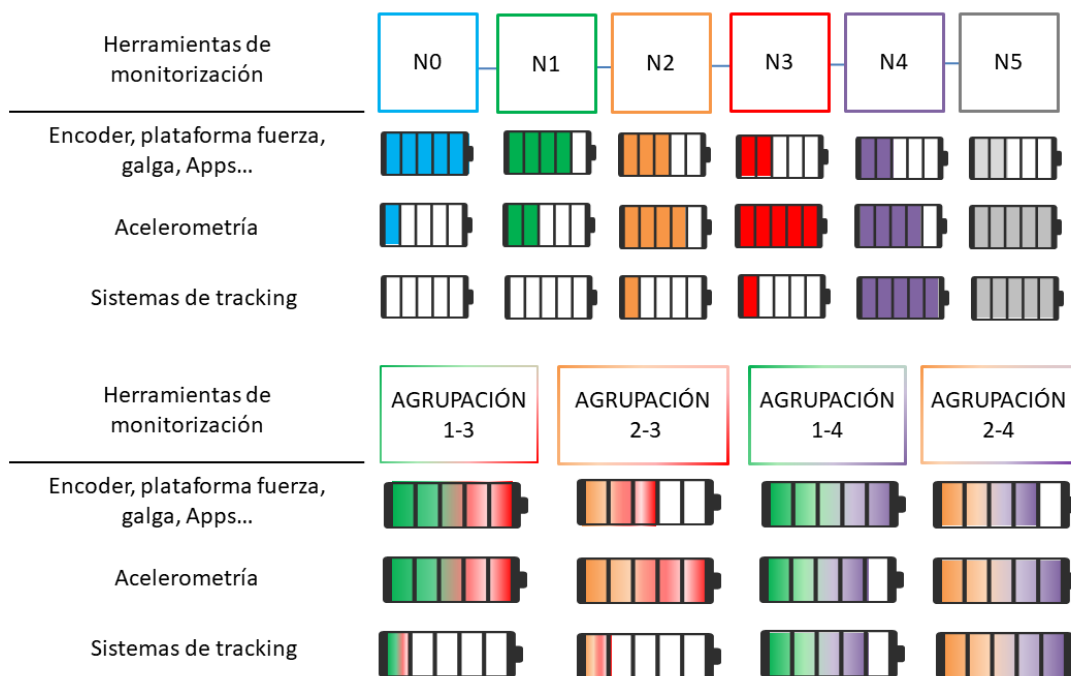


Figura 7. Niveles de aproximación, agrupaciones y principales sistemas de monitorización. El nivel de carga de la pila representa el grado de importancia de esas herramientas para monitorizar ese nivel o agrupación.

anteriormente abrió la posibilidad de cuantificar las demandas físicas en juego (Barros et al., 2007; Ben Abdelkrim, El Fazaa, & El Ati, 2007; Buchheit et al., 2014; Cummins et al., 2013; Goncalves et al., 2017; Read et al., 2018; Stojanović et al., 2018; Vázquez-Guerrero, Fernández-Valdés, Gonçalves, & Sampaio, 2019; Vázquez-Guerrero, Fernández-Valdés, Jones, et al., 2019; Vázquez-Guerrero, Jones, et al., 2019).

El principal problema surge a la hora de medir los niveles intermedios —N2 y N3— con un predominio de la estructura coordinativa, o las agrupaciones (A1-3, A1-2, etc.).

Para monitorizar estos niveles intermedios no se disponía de la tecnología adecuada y de los algoritmos adecuados para procesar los datos. Por eso consideramos que era fundamental seguir investigando para determinar los algoritmos y herramientas de medición más adecuados para poder seguir un proceso de monitorización de estos niveles (Figura 7).

Estos dispositivos de microtecnología disponen de acelerómetros con capacidad de registro de hasta 1000 Hz. Esta frecuencia de muestreo es suficiente para utilizar técnicas no lineales como la entropía para analizar las series temporales de aceleración aunque sean ejercicios de pocos segundos de duración como los seleccionados para los estudios de esta tesis —de 4 a 30 s— (Yentes et al., 2013).

2.4.1. Métodos lineales vs. métodos no lineales

Desde una perspectiva de evaluación, las oscilaciones del movimiento humano se pueden evaluar como cualquier otra serie temporal (Couceiro et al., 2014). Una serie temporal es una lista de números que miden un proceso secuencialmente en el tiempo (Stergiou, 2016). Las series temporales fruto de señales fisiológicas presentan fluctuaciones no lineales y, por lo tanto, realizar un análisis estadístico mediante técnicas lineales nos dará como resultado una información parcial del movimiento humano (Orellana & Torres, 2010). La teoría del caos y de los sistemas dinámicos presentan técnicas de análisis no lineales que se ajustan a las características de las señales biológicas y que complementan la información obtenida a través de ecuaciones no lineales. Una de las ecuaciones de cálculo no lineal es la entropía, a la cual se le dedicará un apartado entero posteriormente para su mejor comprensión, ya que ha sido la escogida para analizar la variabilidad de movimiento en esta tesis doctoral. Estas técnicas no lineales proporcionan información cuantitativa y cualitativa sobre el comportamiento del sistema motor mediante el seguimiento de los patrones de movimiento humano (Katz, 1988; Orellana & Torres, 2010). La

perspectiva no lineal respalda que «integrar el caos» en el proceso de entrenamiento puede ser necesario para establecer nuevos patrones de movimiento humano (Goldberger, Peng, & Lipsitz, 2002). Solo unos pocos estudios (Couceiro et al., 2014, 2013; Dias et al., 2014; Diener, Bootz, Dichgans, & Bruzek, 1983) han analizado los movimientos deportivos desde una perspectiva no lineal utilizando herramientas como la entropía. Este reciente uso de medidas no lineales en los deportes ha fomentado la evaluación no solo de la magnitud de la variabilidad humana, sino también de su estructura temporal, lo que permite describir cómo el sistema de control neuromuscular responde a las perturbaciones (Dingwell & Marin, 2006; England & Granata, 2007). Así, las condiciones complejas no se pueden describir utilizando solo herramientas lineales (Stergiou, 2016; Stergiou, Buzzi, Kurz, & Heidel, 2004). De hecho, según Stergiou et al. (2004), estas pueden incluso «ocultar» la verdadera estructura de la variabilidad de movimiento humano.

2.4.2. La entropía

El concepto de entropía fue desarrollado en la termodinámica clásica en la obra de Carnot (1824) sobre el trabajo mecánico de los motores a vapor. Y fue introducido en el vocabulario de la termodinámica por Clausius (1865). Hay multitud de algoritmos diferentes para calcular la entropía en función de su campo de aplicabilidad, por eso haremos una breve introducción del concepto desde sus orígenes hasta los algoritmos de entropía más utilizados para el análisis de series temporales aplicados al deporte o la actividad física.

En la termodinámica clásica la entropía cuantifica la energía de un sistema que no puede ser utilizada para realizar trabajo. Posteriormente, Boltzmann (1896), introdujo el concepto de entropía en la estadística termodinámica como un concepto probabilístico para describir una escala molecular. Así, la entropía introducida por Boltzmann ya se asocia a la variable de la probabilidad de que un determinado estado ocurra dentro de un sistema, asociándose el concepto de entropía al de desorden molecular. De ahí la segunda ley de la termodinámica, que defiende que la cantidad de entropía del universo tiende a incrementarse con el tiempo. Posteriormente, el concepto de entropía se ha ido extendiendo a otros campos, como por ejemplo el de

la teoría de la información, donde se busca a través de la aplicación de la entropía poder predecir qué probabilidad hay de que un proceso vuelva a repetirse, donde un valor bajo de entropía significará que es probable que suceda con un patrón similar mientras que altos niveles de entropía harán impredecibles los siguientes pasos, relacionándose así también con el concepto de incerteza. Shannon (1948) fue quien aplicó la entropía a la teoría de la información y por eso también se conoce esa variable de la entropía como la *Shannon entropy*.

Sin embargo, dentro del cálculo de entropía de una serie temporal, las más utilizadas son la entropía aproximada (ApEn) introducida por Pincus (1991), la entropía muestral (SampEn) introducida por Richmann y Moorman (2000) y la entropía multiescala (MSE) introducida por Madalena Costa y colaboradores (2002), las cuales buscan corregir algunos defectos de la primera cuando se aplica a señales biológicas. Todas ellas se interpretan de la misma manera, una serie temporal que tenga muchos patrones repetitivos dará valores bajos de entropía mientras que si presenta una estructura poco regular y menos predecible nos dará valores altos de entropía (Costa et al., 2002; Steve Pincus, 1995; Richman & Moorman, 2000). En el contexto de la aplicabilidad del análisis de entropía a una serie temporal como puede ser la obtenida mediante la monitorización de un movimiento humano, dará la posibilidad de cuantificar la predictibilidad de una señal, entendiendo como más regular y predecibles aquellas señales con bajos valores de entropía y como más impredecibles los valores elevados (Yentes et al., 2013). Por lo tanto, el uso de herramientas no lineales como la entropía puede ser una buena alternativa para explorar la naturaleza del movimiento humano y su relación con el desarrollo coordinativo (Preatoni et al., 2013). A continuación, se describe de manera más detallada cada una de estas tres entropías.

2.4.2.1. Entropía aproximada (ApEn)

La entropía aproximada (ApEn) fue introducida por Pincus (1991) como una herramienta para cuantificar la regularidad de una serie temporal, analizando si existen patrones repetitivos dentro de la serie (Fonseca, Milho, Passos, Araújo, & Davids, 2012; S Pincus, 1995; S Pincus & Goldberger, 1994).

El cálculo detallado de la ApEn lo podemos encontrar en Pincus (1991) y Richman & Moorman (2000), pero a continuación mostramos la fórmula:

- 1) Forma un vector m , $X(1)$ hasta $X(N-m+1)$ definido como:

$$X(i) = [x(i), x(i+1), \dots, X(i+m-1)] \quad i = 1, N-m+1 \quad (1)$$

- 2) Define por cada i , $i = 1, N-m+1$.

$$C_r^m(i) = \frac{V^m(i)}{N-m+1} \quad \text{where} \quad V^m(i) = \text{no. of } d[X(i), X(j)] \leq r \quad (2)$$

- 3) Dado el logaritmo natural de $C_r^m(i)$, y la media de cada i definida en el paso 2.

$$\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln(C_r^m(i)) \quad (3)$$

- 4) Incrementa la dimensión de $m+1$ y se repite el paso 1 y 3.

- 5) Se calcula la ApEn:

$$ApEn(m, r, N) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r) \quad (4)$$

2.4.2.2. Entropía muestral (SampEn)

La SampEn fue introducida por Richmann y Moorman (2000) con el objetivo de mejorar y corregir algunos errores de la ApEn. Mediante el cálculo de la ApEn se descubre que puede existir un sesgo, pues al comparar cada patrón consigo mismo puede parecer que hay más regularidad de la que realmente existe. Así, SampEn es el negativo del logaritmo natural de la probabilidad condicional de que dos patrones similares de m puntos permanezcan semejantes si incrementamos el número de puntos a $m+1$.

El cálculo detallado de la SampEn lo podemos encontrar en Richman & Moorman (2000) pero a continuación mostramos la fórmula:

- 1) Al igual que hacíamos en la ApEn, lo primero de todo formamos un vector m , $X(1)$ hasta $X(N-m+1)$ definido como:

$$X(i) = [x(i), x(i+1), \dots, X(i+m-1)] \quad i = 1, N-m+1 \quad (1)$$

- 2) Definimos para cada I , por $i=1, N-m$

$$B_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \times \text{no. of } d_m[X(i), X(j)] \leq r, \quad i \neq j \quad (5)$$

- 3) De manera parecida, definimos para cada I , por $i=1, N-m$

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \times \text{no. of } d_{m+1}[X(i), X(j)] \leq r, \quad i \neq j \quad (6)$$

- 4) Después definimos:

$$B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) \quad (7)$$

$$A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) \quad (8)$$

- 5) Finalmente se calcula SampEn:

$$\text{SampEn}(m, r, N) = -\ln \left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right) \quad (9)$$

2.4.2.3. Entropía multiescala (MSE)

Por último, Madalena Costa y colaboradores (2002) introdujeron la MSE con el objetivo de relacionar el cálculo de SampEn con diferentes escalas temporales. Así, para una escala temporal igual a 1, tendremos la serie original; para una escala 2, la nueva serie estará formada por el promedio de los elementos tomados de dos en dos, y así con cada escala. Finalmente, calculamos la SampEn para cada una de las nuevas series generadas y, mediante la representación de los valores obtenidos frente al factor de escala, podremos observar la dependencia de la entropía con la escala de tiempo.

3. OBJETIVOS DE LA TESIS

3.1. Objetivo general

Analizar la variabilidad de movimiento en ejercicios de fuerza con diferentes niveles de especificidad deportiva mediante técnicas no lineales en deportes de equipo.

3.2. Objetivos específicos

Prueba piloto

Establecer las diferencias en el análisis de entropía ante un mismo ejercicio registrado con dos sensores de microtecnología diferentes con sendos acelerómetros — registrando a 100 Hz y a 1000 Hz, respectivamente— para determinar la influencia que la frecuencia de muestreo tiene sobre el valor de la entropía.

Estudio 1

Identificar las diferencias en la aceleración durante una tarea de resistencia horizontal hacia delante y hacia atrás sin (N1) o con la restricción de atrapar y lanzar una pelota de rugby en el movimiento hacia delante (A1-3).

Estudio 2

Identificar las diferencias entre posiciones (delanteros y *backs*) en la variabilidad de movimiento en una tarea de placajes acumulados (N3) durante los roles de ataque y defensa.

Estudio 3

Identificar los cambios en la variabilidad de movimiento, el índice de complejidad y la velocidad de movimiento con el entrenamiento en una tarea de resistencia horizontal hacia delante y hacia atrás sin (N1) o con la restricción de atrapar y lanzar una pelota de rugby en el movimiento hacia delante (A1-3) durante un programa de entrenamiento de seis semanas.

4. MÉTODOS

La parte experimental de esta tesis consta de una prueba piloto y tres estudios. Durante la prueba piloto se registró el placaje de rugby con dos dispositivos de microtecnología que utilizan frecuencias de muestreo diferentes (1000 vs 100 Hz), con el propósito de calcular la entropía de ambas series temporales con el objetivo de saber si ambos sensores eran adecuados para la toma de datos en los estudios de esta tesis. Posteriormente, se analizó la diferencia en la variabilidad de movimiento ante dos ejercicios con diferentes niveles de aproximación deportiva (N1 vs. A1-3) (Estudio 1). Después se analizó la variabilidad de movimiento en tareas de fuerza con predominio de la estructura coordinativa (N3) y la diferencia en base a la posición específica de juego de cada jugador (Estudio 2). Finalmente, se analizó la evolución de la variabilidad de movimiento en los ejercicios de N1 y la A1-3 durante 6 semanas a través de la entropía y su relación con la evolución de la velocidad de ejecución, con el objetivo de analizar la influencia que puede tener en la estructura condicional y bioenergética y la estructura coordinativa (Estudio 3).

4.1. Esquema de la metodología

A continuación, se realiza un resumen de los métodos conjuntos utilizados en los diferentes estudios de la tesis. Pese a que dentro del Capítulo 5 cada uno de ellos tiene su descripción metodológica más desarrollada, este esquema ofrece una visión global a nivel metodológico de toda la tesis.

Tabla 1. Esquema sobre la metodología empleada durante todos los estudios de la tesis.

Esquema Tesis								
	Prueba piloto		Estudio 1		Estudio 2	Estudio 3		
Objetivo general	Comparar valores de ApEn y SampEn ante un mismo ejercicio registrado a 100 vs 1000Hz		Comparar la variabilidad de movimiento entre un ejercicio de N1 y A1-3		Analizar la variabilidad de movimiento en un ejercicio de N3	Comparar variabilidad de movimiento entre un ejercicio de N1 y A1-3 tras un periodo de entrenamiento		
Diseño	Transversal		Transversal		Transversal	Longitudinal (6 semanas)		
Muestra	12 Jugadores elite de Ruby		12 Jugadores elite de Ruby Unión de la Liga española		11 jugadores elite U19 de Rugby League de Inglaterra	11 Jugadores elite de Ruby Unión de la Liga española		
Variable analizada	Aceleración media ApEn SampEn		Aceleración media Pico de aceleración SampEn MSE		SampEn	SampEn Indicie de complejidad Velocidad de ejecución		
Material	WIMU 1000Hz	Catapult 100 Hz	WIMU 1000Hz	Eccotek	WIMU 1000Hz	WIMU 1000Hz	Eccotek	Encoder rotacional

4.2. Participantes

Un reto importante que nos planteamos antes de empezar esta tesis fue intentar realizar todos los estudios con deportistas de élite. Además, escogimos deportes con exigencias coordinativas similares, pero con perfiles condicionales diferentes como son el rugby union y el rugby league (Cross et al., 2015; Harper et al., 2019).

Finalmente, se han podido realizar 3 estudios con jugadores de élite, el primero y el tercero con jugadores sénior de élite de rugby union de dos clubs diferentes de Primera División española y el segundo con jugadores de élite sub-19 de rugby league de máximo nivel de Inglaterra.

4.2.1. Estudio 1

En el primer estudio participaron 12 jugadores de élite que competían en ese momento en dos clubs diferentes de máximo nivel español, el FC Barcelona Rugby y la Unió Esportiva Santboiana. Los datos se registraron durante la temporada 2016/2017. Los jugadores presentaban las siguientes características expresadas en media \pm desviación estándar: una edad de 25.6 ± 3.0 años; 1.82 ± 0.07 m de altura y un peso de 94.0 ± 9.9 kg. Los procedimientos se registraron siguiendo la Declaración de Helsinki (2013) y fueron aprobados por el Comité de Ética Local de la Generalitat (11/2015/CEICEGC).

4.2.2. Estudio 2

El segundo estudio se realizó durante la estancia investigadora que el autor de esta tesis realizó en la Leeds Beckett University en el año 2018, y se realizó con los jugadores del equipo sub-19 de rugby league de los Leeds Rhinos, equipo que en el momento de la recogida de datos era el vigente campeón de la máxima categoría de la Liga inglesa, tanto a nivel sub-19 como a nivel sénior. Participaron 11 jugadores que presentaban las siguientes características expresadas en media \pm desviación estándar: una edad de 18.5 ± 0.5 años; 1.79 ± 0.05 metros de altura y un peso de 88.3

± 13 kg. Los procedimientos se registraron siguiendo la Declaración de Helsinki (2013) y fueron aprobados por el Comité de Ética de Investigación de la Leeds Beckett University.

4.2.3. Estudio 3

El tercer y último estudio se realizó también con jugadores de élite de rugby union del máximo nivel español. En este caso, participaron solo jugadores del FC Barcelona Rugby para facilitar la toma de datos durante 6 semanas de entrenamiento. Los datos fueron tomados durante la temporada 2017/2018. Se escogieron jugadores que no hubieran participado en el Estudio 1 para asegurar que no tenían experiencia previa en los ejercicios propuestos. El estudio comenzó registrando 18 jugadores, pero debido a lesiones, molestias post partido u otro tipo de circunstancias, solo 11 jugadores pudieron realizar los ejercicios con su correspondiente registro durante las 6 semanas seguidas. Estos 11 jugadores presentaban las siguientes características expresadas en media \pm desviación estándar: una edad de 25.5 ± 2.0 años; 1.83 ± 0.06 m de altura y un peso de 95.0 ± 18 kg. Los procedimientos se registraron siguiendo la Declaración de Helsinki (2013) y fueron aprobados por el Comité de Ética Local de la Generalitat (21/2018/CEICEGC).

4.3. Material

4.3.1. Prueba piloto:

Se utilizaron dos marcas diferentes de dispositivos de microtecnología, por un lado un Optimeye S5 (Catapult Innovations, Melbourne, Australia) con un acelerómetro triaxial incorporado (registro a 100 Hz) que mide las aceleraciones en fuerzas gravitacionales (g) en los tres planos (x,y,z) del movimiento (anteroposterior, vertical y mediolateral). Por otro lado, se utilizó un dispositivo WIMU (RealtrackSystems, Almería, España) con un acelerómetro triaxial incorporado (registro a 1000 Hz) que también mide las aceleraciones en fuerzas gravitacionales (g) en los tres planos del movimiento.



Ilustración 1. Dispositivos de microtecnología, a la izquierda el Optimeye S5 (Catapult) y a la derecha el WIMU (RealtrackSystems).

4.3.2. Estudio 1

Para el entrenamiento de fuerza en la tarea de desplazamiento horizontal hacia delante y hacia atrás se utilizó como resistencia externa una máquina de resistencia rotacional inercial Ecootek (Byomedic System SCP, Barcelona, España), que consiste en un cono de metal apoyado sobre una base circular (diámetro 0,42 m) con 16 pesos sobre la base de 420 gramos cada uno. Una cuerda, anclada en la parte superior del cono, gira alrededor de este, desenrollándose durante la fase concéntrica para generar una energía cinética que debe ser frenada al enrollarse de nuevo la cuerda durante la fase excéntrica (Vicens-Bordas, Esteve, Fort-Vanmeerhaeghe, Bandholm, & Thorborg, 2018b). Gracias a su diseño, la dirección de tracción de la cuerda puede aplicarse libremente en cualquiera de las tres dimensiones, permitiendo así la posibilidad de ejecutar movimientos más complejos y específicos (Romero & Tous, 2011). La Eccotek presenta la opción de cambiar la relación fuerza-velocidad mediante la modificación de la posición de la pequeña polea que transmite la fuerza desde el cono al ejecutante, permitiendo trabajar a 4 alturas diferentes del cono. Empleando un principio similar al de los cambios de una bicicleta, los niveles de fuerza a desarrollar serán mayores cuando la polea se sitúe en posiciones más altas y, por lo tanto, la cuerda se enrolle en la parte más estrecha del cono. Por el contrario, al colocar la polea transmisora más baja, donde el cono es más ancho, se podrán desarrollar mayores niveles de velocidad (Romero & Tous, 2011). Además, para cambiar el momento de inercia podemos agregar o quitar alguno de los 16 pesos situados al

borde de la base circular. Para este estudio se seleccionaron la posición más estrecha y los 16 pesos, para generar los niveles más altos de fuerza media (Vázquez-Guerrero, Moras, Baeza, Rodríguez-Jiménez, et al., 2016). El momento de inercia para el dispositivo fue de $0.27 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$.



Ilustración 2. Polea cónica Eccotek (Byomedic System)

Para monitorizar el movimiento de los deportistas se utilizó de nuevo el dispositivo de microtecnología WIMU (RealtrackSystems, España) cuyas características se han explicado en el apartado de la prueba piloto.

4.3.3. Estudio 2

En este caso, dado que se trataba de un entrenamiento de fuerza correspondiente a un ejercicio de N3, no se utilizó ninguna resistencia externa artificial y los placajes se realizaron cuerpo a cuerpo. Para monitorizar el movimiento de los jugadores durante los placajes se utilizó de nuevo el dispositivo de microtecnología WIMU (RealtrackSystems, España).

4.3.4. Estudio 3

En el último estudio se utilizó de nuevo la máquina de resistencia rotacional inercial Eccotek (Byomedic System SCP, Barcelona, España) para generar la resistencia externa de ambos ejercicios, N1 y A1-3. Esta vez, para registrar el movimiento de los jugadores se utilizó por un lado un dispositivo de microtecnología WIMU

(RealtrackSystems, España) donde registrar las aceleraciones para posteriormente calcular la variabilidad de movimiento y, por otro, la velocidad de ejecución a través de un *encoder* rotacional (Chronojump, Barcelona, España) instalado sobre el eje de rotación de la Eccotek.

En el último estudio se utilizó de nuevo la máquina de resistencia rotacional inercial Eccotek (Byomedic System SCP, Barcelona, España) para generar la resistencia externa de ambos ejercicios, N1 y A1-3. Esta vez, para registrar el movimiento de los jugadores se utilizó por un lado un dispositivo de microtecnología WIMU (RealtrackSystems, España) donde registrar las aceleraciones para posteriormente calcular la variabilidad de movimiento y, por otro, la velocidad de ejecución a través de un *encoder* rotacional (Chronojump, Barcelona, España) instalado sobre el eje de rotación de la Eccotek.



Ilustración 3. Encoder rotacional (Chronojump) que se sitúa en el eje de la polea cónica.

4.4. Análisis de los datos

Para el análisis de los datos se ha empleado una combinación de diferentes programas, partiendo de los *software packages* específicos de cada herramienta de medición donde se realizaba un primer análisis visual de la señal para comprobar su nitidez, se aplicaban los cortes por repeticiones y posteriormente se exportaban a Excel para finalmente realizar los cálculos a través de Matlab (Figura 8).

Los diferentes *softwares* específicos vinculados a los distintos dispositivos de medición empleados durante la tesis y descritos anteriormente son:

- Openfield (Catapult Innovations, Melbourne, Australia) para el dispositivo multisensor de microtecnología Optimeye S5.
- Spro WIMU (RealtrackSystems, Almería, España) para el dispositivo multisensor de microtecnología WIMU.
- Chronojump (Chronojump, Barcelona, España) para el *encoder* rotacional.

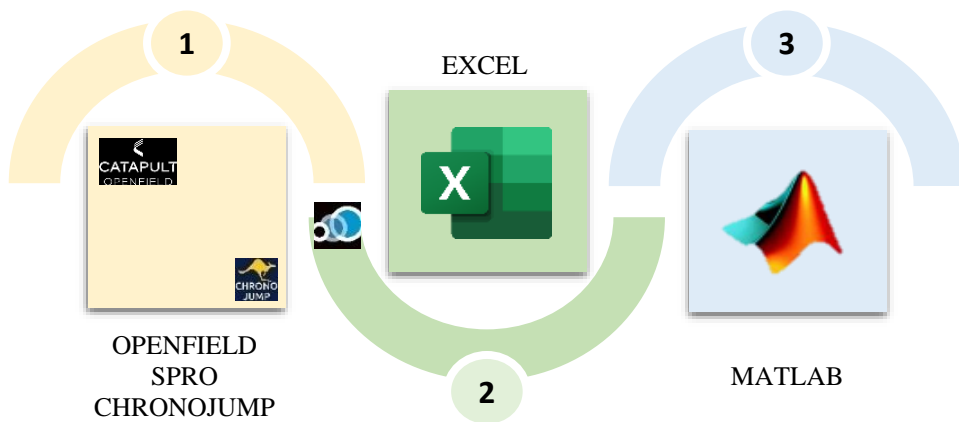


Figura 8. Esquema sobre el proceso de análisis de datos.

4.5. Análisis estadístico

El análisis estadístico empleado tanto para la prueba piloto como para el resto de los estudios está ampliamente explicado en cada uno de los estudios de esta tesis. Sin embargo, en la Tabla 2 se presenta un resumen con los principales métodos utilizados.

Tabla 2. Resumen del análisis estadístico de la tesis.

Análisis estadístico				
	Prueba piloto	Estudio 1	Estudio 2	Estudio 3
Estadística	Sesgo medio	Mann-Whitney	Modelo lineal mixto	ANOVA
	Error típico de estimación	Magnitud Base Inference	T test	Tamaño del efecto
	Correlación de Pearson	Tamaño del efecto	Tamaño del efecto	
	T test			

5. ESTUDIOS

5.1. Prueba Piloto: Comparación de los valores de aceleración media y entropía ante un mismo ejercicio registrado con dos acelerómetros con frecuencias de muestreo diferentes.

Justificación de la prueba piloto

Al plantear el proyecto de esta tesis doctoral, una de las primeras dudas que nos surgía antes de empezar a utilizar herramientas de análisis no lineal era qué frecuencia de muestreo mínima debíamos utilizar. Pese a que la literatura científica nos decía que la SampEn a partir de los 1000 datos en el total de una serie temporal podía ser robusta (Yentes et al., 2013), no dejaba claro cuál era el mínimo de datos por segundo para registrar un movimiento humano. Dado que nuestro objetivo era registrar ejercicios de corta duración y con carácter explosivo, intuíamos que las frecuencias de muestreo deberían ser altas para poder cumplir con el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon.

Los dispositivos de microtecnología están compuestos por múltiples sensores como GPS, acelerómetros, giroscopios, magnetómetros, etc. (Gabbett, 2013; MacLeod, Hagan, Egana, Davis, & Drake, 2018; McLean et al., 2018). De todos estos sensores, los acelerómetros son los que mayor posibilidad de frecuencia de muestreo nos aportan y además, a diferencia del GPS, permiten tomar registros en zonas interiores o cubiertas (McLean et al., 2018).

Una vez decidido que en los estudios de la tesis utilizaríamos el acelerómetro del sensor, empezamos a hacer una revisión de la literatura científica en torno a la utilización de estos dispositivos en el entrenamiento deportivo. En cuanto a la frecuencia de muestreo, encontramos que la mayoría de estos sensores podían registrar a un máximo de 100 Hz (McLean et al., 2018), pero que también disponíamos de tecnología preparada para registrar hasta 1000 Hz, como es el caso del sensor de WIMU (Realtrackssystem, España). Por lo tanto, el siguiente paso fue comprobar cómo afectaba al cálculo de la entropía al realizar un mismo ejercicio registrado al mismo tiempo con dos dispositivos diferentes que registraban a 100 Hz (Catapult) y a 1000 Hz (WIMU).

Así, el objetivo de esta prueba piloto fue comprobar si los acelerómetros de dos sensores con frecuencias de muestreo de 100 y 1000 Hz eran válidos para evaluar las tareas de fuerza de corta duración seleccionadas en los estudios de esta tesis.

Material y métodos

Participantes

Participaron 12 sujetos sanos, físicamente activos y jugadores de rugby de élite (media \pm SD: edad 20.6 ± 3.0 años, altura 1.80 ± 0.09 m, peso 92.0 ± 9.7 kg).

Material

Se utilizaron dos marcas diferentes de dispositivos de microtecnología, por un lado un Optimeye S5 (Catapult Innovations, Melbourne, Australia) con un acelerómetro triaxial incorporado que registra a un máximo de 100 Hz que mide las aceleraciones en fuerzas gravitacionales (g) en los tres planos (x, y, z) del movimiento (anteroposterior, vertical y mediolateral). Por otro lado, se utilizó un dispositivo WIMU (RealtrackSystems, Almería, España) con un acelerómetro triaxial incorporado que puede registrar a un máximo de 1000 Hz y que también mide las aceleraciones en fuerzas gravitacionales (g) en los tres planos del movimiento.

Procedimiento

Los participantes realizaron un total de 200 placajes, y se registraron tanto los placajes de ataque como los defensivos. Los dispositivos se colocaron de manera conjunta dentro del chaleco de licra que proporciona la marca de los dispositivos seleccionando la talla más adecuada para cada deportista. La utilización correcta de la talla en cada deportista reduce los artefactos por el movimiento del tejido y la sobreestimación del pico de aceleración (Edwards, White, Humphreys, Robergs, & O'Dwyer, 2019; McLean et al., 2018) El orden de los dispositivos dentro del chaleco se intercambió a la mitad del protocolo.

Análisis de los datos

Se obtuvo la señal cruda de ambos dispositivos y se calculó la aceleración total (a_t) usando la suma de vectores en tres dimensiones: mediolateral (x), anteroposterior (y) y vertical (z). La señal (a_t) se cortó separando cada colisión, obteniendo 200 señales para cada dispositivo. Se calcularon la aceleración media, la entropía aproximada (ApEn) y la entropía muestral (SampEn) para cada señal. El cálculo de la entropía se realizó de acuerdo con Goldberger et al (2000) y mediante rutinas dedicadas programadas en Matlab® (The MathWorks, Massachusetts, USA).

Análisis estadístico

La comparativa entre ambos dispositivos se hizo utilizando la hoja de Excel (Will Hopkins, 2017) diseñada para calcular el sesgo medio, el error típico de la estimación (TEE) y la correlación de Pearson, todo al 90 % de intervalo de confianza. La estandarización del sesgo medio fue interpretada como *trivial* (<0.19), *pequeña* (0.2-0.59), *mediana* (0.6-1.19) o *grande* (1.2-1.99) (Will Hopkins, 2017). La estandarización del error típico de la estimación fue interpretada como *trivial* (<0.1), *pequeña* (0.1-0.29), *moderada* (0.3-0.59) o *grande* (>0.59). Y la magnitud de la correlación, como *trivial* (<0.1), *pequeña* (0.1-0.29), *moderada* (0.3-0.49), *grande* (0.5-0.69), *muy grande* (0.7-0.89) o *casi perfecta* (0.9-0.99) (Will Hopkins, 2017).

También se realizó una prueba T de muestras relacionadas para cada una de las tres variables analizadas (aceleración media, SampEn y ApEn). El nivel de significancia se fijó en $p < 0,05$.

Resultados

Se encontró un sesgo medio para los valores de aceleración media cuando se comparaban los datos obtenidos a 100 Hz contra 1000 Hz, así como un error típico de estimación grande y una correlación muy grande. En cambio, para los valores de entropía, se encontró un sesgo medio y un error típico de estimación grande para ambas entropías (SampEn y ApEn) y una correlación muy grande para la SampEn y grande para ApEn. Estos datos se muestran de manera resumida en la Tabla 3.

Tabla 3. Valores medios \pm desviación estándar de las tres variables (aceleración media, SampEn y ApEn) presentes en la segunda y tercera columna * $p < 0,05$. Las tres últimas columnas, muestran el valor y el 90 % de intervalo de confianza del sesgo medio, TEE y la correlación.

Variable	Acelerómetro 1000 Hz	Acelerómetro 100 Hz	Sesgo medio	TEE	Correlación
Aceleración media	1000 Hz 1.44 ± 0.10 g	100 Hz* 1.00 ± 0.10 g	0.85 [0.78 a 0.92] (moderado)	0.62 [0.54 a 0.71] (grande)	0.85 [0.82 a 0.88] (muy grande)
SampEn	1000 Hz 0.08 ± 0.02 ua	100 Hz* 0.56 ± 0.13 ua	6.42 [5.93 a 7.00] (grande)	1.00 [0.85 a 1.19] (grande)	0.71 [0.64 a 0.76] (muy grande)
ApEn	1000 Hz 0.15 ± 0.03 ua	100 Hz* 0.67 ± 0.09 ua	2.91 [2.69 a 3.17] (grande)	1.65 [1.34 a 2.11] (grande)	0.52 [0.43 a 0.60] (grande)

A continuación, en la Figura 9 se muestran las correlaciones y las ecuaciones de la recta de regresión de la aceleración media, la SampEn y la ApEn entre los dos dispositivos.

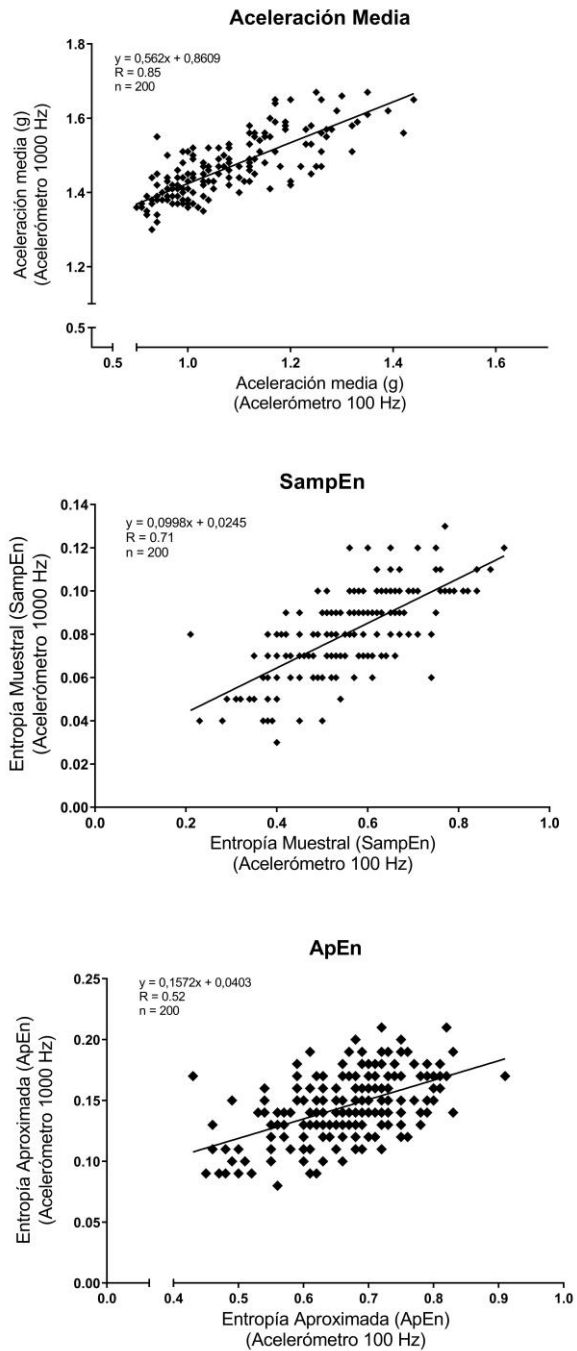


Figura 9. Correlación entre dispositivos para las variables analizadas (Aceleración media, SampEn y ApEn).

En la Figura 10, se presentan las señales crudas de un placaje elegido de manera aleatoria entre las 200 señales obtenidas, donde se puede observar la señal del mismo ejercicio registrada con ambos acelerómetros, una superpuesta a la otra. En negro vemos la señal registrada por el dispositivo WIMU (1000 Hz) y en rojo la del dispositivo Catapult (100 Hz).

Como se puede observar en la imagen, ambas señales a simple vista pueden parecer muy similares, sin embargo, existen diferencias tanto para los valores de aceleración media como para los valores de entropía. Para observar mejor gráficamente estas diferencias debemos representar solamente los puntos correspondientes a todas las mediciones realizadas y aplicar un zoom recogiendo al menos 2 de los 3 principales picos producidos durante el movimiento (Figura 11).

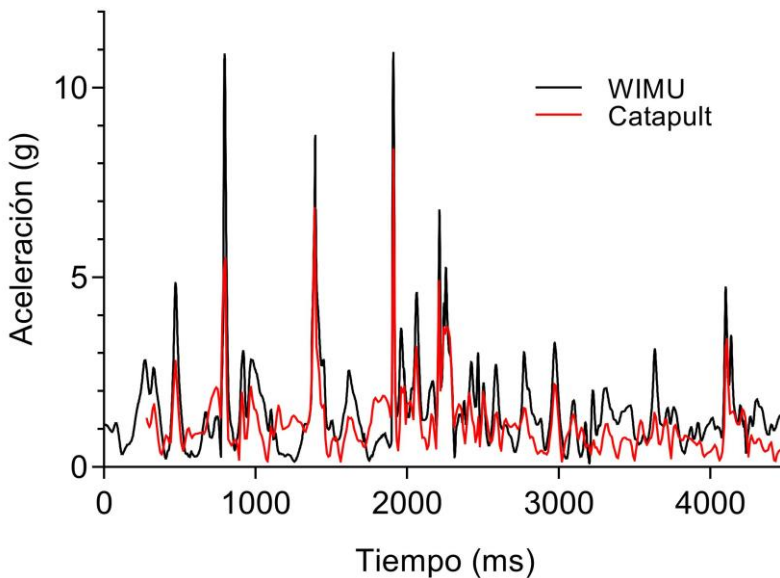


Figura 10. Señal cruda de un placaje registrada por ambos dispositivos. Línea negra WIMU (1000 Hz), línea roja Catapult (100 Hz).

En este caso vemos cómo claramente la señal registrada a 100 Hz es mucho más caótica e irregular, lo cual explicaría las diferencias obtenidas en entropía siendo los valores más altos cuando registramos a 100 Hz. Además, en la imagen del zoom también podemos observar cómo claramente el registro a 100 Hz no permite una reconstrucción adecuada de la señal, afectando, sobre todo, al registro de los picos de aceleración que se producen en el momento del contacto en los placajes.

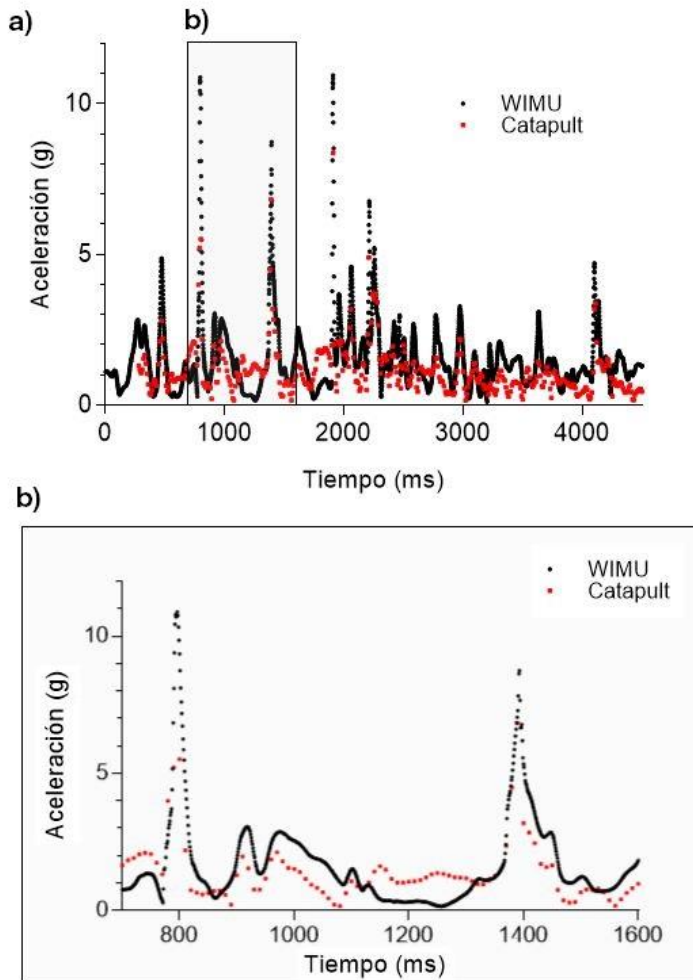


Figura 11. Señal cruda punto a punto de registro de un placaje por ambos dispositivos. Puntos negros WIMU (1000 Hz), puntos rojos Catapult (100 Hz). a) Señales de un placaje completo; b) Zoom de uno de los picos de la señal.

Discusión y Conclusiones

La frecuencia de muestreo de una señal de aceleración a 100 Hz no es adecuada para analizar la variabilidad de movimiento en acciones explosivas como los placajes. Por esta razón se estimó oportuno utilizar en los estudios de esta tesis doctoral una frecuencia de muestreo en la señal de aceleración de 1000 Hz.

Antes de empezar esta prueba piloto no encontramos estudios que compararan los resultados obtenidos al analizar la variabilidad de movimiento a través de la señal de aceleración a diferentes frecuencias de muestreo. Pero recientemente Raffalt y colaboradores (2019) han publicado un estudio en el que comparan los valores de entropía obtenidos ante un mismo ejercicio registrado al mismo tiempo con diferentes frecuencias de muestreo. En este caso, la señal sobre la cual aplican el cálculo de entropía es una señal de vídeo registrada a 120, 240, y 480 Hz. Los resultados de este estudio coinciden con los resultados obtenidos en nuestra prueba piloto, donde claramente a mayor frecuencia de muestreo más bajos son los valores de entropía y se encuentran diferencias entre los valores de entropía calculados a partir de diferentes frecuencias de muestreo. Posiblemente esto se deba a que una menor disposición de puntos de la serie temporal por unidad de tiempo la convierte en menos predecible y, por lo tanto, los valores de entropía tienden a ser más elevados (Figura 11).

Pese a que estos valores positivos en la correlación nos puedan hacer pensar en una posible relación del comportamiento al menos en cuanto al aumento o disminución de la entropía tomada a dos frecuencias de muestreo diversas, los altos valores en los errores de sesgo y estimación dejan claro el error que se derivará en cuanto a los valores absolutos.

Por lo tanto, no podemos cerrar la puerta al uso de una frecuencia de muestreo concreta, pero sí ser cautos en la interpretación de las mismas en base a la duración del ejercicio y la frecuencia de muestreo empleada. Dependerá de las características espacio-temporales del movimiento de cada tarea y de la duración de las mismas.

Además, será importante no modificar la frecuencia de muestreo dentro de un mismo ejercicio si queremos hacer comparativas entre los mismos. Cabe destacar que esto es especialmente importante en ejercicios de corta duración como son las acciones explosivas. En estas acciones, no solamente cambian los valores de entropía, sino que también se modifican sustancialmente los valores de aceleración media, dado que el registro a 100 Hz no recoge todos los picos del movimiento, que por otra parte son los que más nos pueden interesar para el control de la carga en este tipo de ejercicios. En conclusión, dadas las características temporales de las tareas de fuerza en los deportes de equipo, 1000 Hz será una frecuencia adecuada para registrar los ejercicios cortos y explosivos, y por lo tanto será la frecuencia empleada durante todos los estudios de la tesis.

5.2. Estudio 1: Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball.

*Este estudio es una versión editada de: Moras, G., Fernández-Valdés, B., Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., & Sampaio, J. (2018). Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *Journal of science and medicine in sport*, 21(12), 1286-1292.



Abstract

Objectives: This study described the variability in acceleration during a resistance training task, performed in horizontal inertial flywheels without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball (BALL). **Design and Methods:** Twelve elite rugby players (mean \pm SD: age 25.6 ± 3.0 years, height 1.82 ± 0.07 m, weight 94.0 ± 9.9 kg) performed a resistance training task in both conditions (NOBALL AND BALL). Players had five minutes of a standardized warm-up, followed by two series of six repetitions of both conditions: at the first three repetitions the intensity was progressively increased while the last three were performed at maximal voluntary effort. Thereafter, the participants performed two series of eight repetitions from each condition for two days and in a random order, with a minimum of 10 min between series. The structure of variability was analysed using non-linear measures of entropy. **Results:** Mean changes (%; $\pm 90\%$ CL) of $4.64; \pm 3.1$ g for mean acceleration and $39.48; \pm 36.63$ a.u. for sample entropy indicated likely and very likely increase when in BALL condition. Multiscale entropy also showed higher unpredictability of acceleration under the BALL condition, especially at higher time scales. **Conclusions:** the application of match specific constraints in resistance training for rugby players elicit different amount of variability of body acceleration across multiple physiological time scales. Understanding the non-linear process inherent to the manipulation of resistance training variables with constraints and its motor adaptations may help coaches and trainers to enhance the effectiveness of physical training and, ultimately, better understand and maximize sports performance.

Keywords: accelerometry; rugby; resistance training; entropy

Introduction

Sprinting ability is essential in many invasion team sports, such as rugby (Gabbett, 2010). One of its most important components is acceleration, which is the capacity of increasing and/or maintaining speed (Los Arcos et al., 2015). Considering that the neuromuscular system is movement and velocity-dependent (D. P. Murray et al., 2007), it seems consensual that training specificity is a key issue to develop the sprinting ability. In invasion team sports, particularly, there are strong demands on players performance when carrying, passing, receiving, kicking or throwing balls to their teammates while sprinting, which adds substantial complexity to the tasks (Waldron, Worsfold, Twist, & Lamb, 2014). However, gym-based resistance training programs traditionally aim to improve sprinting ability and moving on multiple planes, prioritizing the use of weights in vertical actions, and rarely incorporate the use of a ball (Robineau, Lacombe, Piscione, Bigard, & Babault, 2016).

The recent literature on skill acquisition encourages the use of constraint-led approaches, in order to improve specificity and develop challenging training environments, which increases movement variability and adaptability (Button, Davids, & Schollhorn, 2006). What is yet unknown is how these constraints caused by specific, but complex, motor demands affect the underlying dynamics of kinematic variables and, ultimately, the performance outcomes. Most probably, the conventional approaches that describe variability using linear measures, may not be able to reveal these relationships, once it provides very limited information about how the motor control system responds to changes, either within or between individuals (Stergiou, 2016).

The analysis of human movement has evolved to assess the variability of a measure targeting the detection of changes in fluctuations and spatiotemporal characteristics of outcomes. Within the past 20 years, entropy analysis has become relatively popular as a measure of system complexity and used to describe changes in postural control (Cortes, Onate, & Morrison, 2014), assessment of running (A. M. Murray et al.,

2017), human walking data (Bisi & Stagni, 2016), and tactical behaviour in soccer (Sampaio & Maças, 2012). However, to our knowledge, entropy analysis has not been applied to understand how the manipulations of resistance training constraints affects the amount of complexity of physical outcomes in team sports.

The multiscale entropy analysis has been suggested as a proper method to address the complexity inherent to the biological signals, allowing to deal with the multiple spatial and temporal scales in a time series, reflecting the multiscaled characteristic of the biological system operation (Costa et al., 2002; Costa, Goldberger, & Peng, 2005). In fact, multiscale entropy integrates the sample entropy (SampEn) method, which quantifies point-to-point fluctuations of a time series in a single time scale, but over a broad range of time scales through a coarse graining procedure (Costa et al., 2005; Gow, Peng, Wayne, & Ahn, 2015). The advantages on this method lies on the additional information on the relationship between the levels of a biological system, as well as the organization of athlete's movement from a dynamical system perspective (Busa & van Emmerik, 2016).

Therefore, the aim of this study was to identify the differences in the acceleration during a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL). It was hypothesized that during the resistance training task, the addition of a ball as a constraint, there might be changes in the resultant acceleration of the players that can be detected and described by a non-linear approach.

Methods

Twelve elite rugby players that integrate a professional team at the Spanish league volunteered to participate in this study (mean \pm *SD*: age 25.6 ± 3.0 years, height 1.82 ± 0.07 m, weight 94.0 ± 9.9 kg). The team training schedule included four gym-based resistance training sessions per week. The procedures complied with the Declaration of Helsinki (2013) and were approved by the local ethics committee (11/2015/CEICEGC).

The inertial flywheel device (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) consists of a metal flywheel (diameter: 0.42 m) with up to 16 weights (0.421 kg), which can be added along the top edge of the flywheel perimeter. The device is comprised of a cone attached above a flywheel, and as the flywheel and cone spin, a rope winds and unwinds around the cone. The concentric action unwinds the rope and the eccentric action occurs during rewinding. The force applied in the eccentric action to bring the flywheel to a stop will depend on the kinetic energy generated during the concentric action (Vicens-Bordas, Esteve, Fort-Vanmeerhaeghe, Bandholm, & Thorborg, 2018a). To change the resistance to movement, the moment of inertia can be modified by adding any number of the 16 weights to the edge of the flywheel and also by selecting one of the four positions (P1, P2, P3 or P4). For this study, the Position 1 and the 16 weights were selected, in order to generate the highest levels of mean force (Vázquez-Guerrero, Moras, Baeza, & Rodríguez-Jiménez, 2016). The moment of inertia for the device was 0.27 kg·m².

The protocol was performed during four different days. Day one was prior to the experiment, where the participants underwent to a familiarization session with the inertial flywheel device during the horizontal movement. When performing the BALL condition, an expert player made a pass from the right side, two meters away. The evaluated player caught the ball during the forward movement, synchronized with the first step. Then, during the second step the subject passed the ball to another expert player standing two meters away at the other side (Figure 12). Emphasis was placed on the proper technique and the importance of keeping the rope of the device tight. In day two, the experimental protocol began with a standardized warm-up, after which the optimal length of the rope for performing horizontal movements with three steps backwards and three steps forwards was obtained for each player. Thereafter, the participants performed two series of four repetitions of the NOBALL condition, with maximal voluntary effort, with a minimum of 10 min between series. The average time duration (T_{mean}) of the four repetitions was calculated and converted to

the movements rate (R) in beats per minute for each player, as in equation 10 (Moras et al., 2009).

$$R = (60/T_{mean})/2 \quad (10)$$

Subjects were instructed to synchronize the forward and backward horizontal movements with the rate established using the metronome. Days three and four were dedicated to the task. Each player had five minutes of a standardized warm-up, followed by two series of six repetitions of both conditions. The intensity of the first three repetitions was progressively increased, while the last three repetitions were performed at maximal voluntary effort. Afterwards, the participants performed two series of eight repetitions of each condition (for two days and in a random order) with a minimum of 10 min rest between series. During data collection, players did not receive any verbal information on the quality of the movement or the outcome of the test.

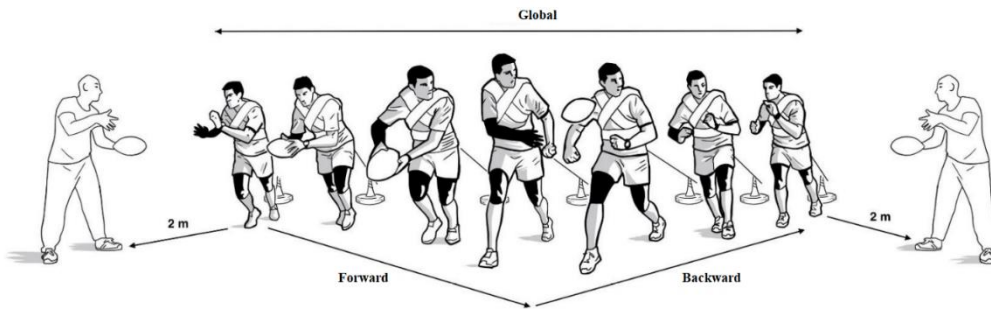


Figure 12. Horizontal movement with an inertial flywheel device.

The acceleration of the rugby players under both conditions was measured using an inertial measurement unit (WIMU, Realtrack Systems, Almeria, Spain), with a 16 Hz processing capability, that consists of a 5 Hz Galileo GPS positioning device, a 3D accelerometer 100G recording at 1000 Hz, a 3D gyroscope recording at 1000 Hz, a 3D magnetometer recording at 100 Hz, and a barometer at 120 kPa. The accelerometer was attached to the player using an elastic waist belt close to the

sacrum. This position provided the best indication of whole body movement, as the location is close to the player's center of mass (Montgomery, Pyne, & Minahan, 2010). A portable high-speed camera (Casio Exilim EX-ZR100) recording at 240 fps was also used to synchronize the accelerometry signal with the movement phases.

Four repetitions obtained from both conditions were considered for the analysis. The acceleration time-series data were divided into two consecutive intervals for each repetition (forward and backward movement) and analysed separately for each subject. Mean acceleration, sample entropy (SampEn) and multiscale entropy for the acceleration of the global, forward and backward movement were calculated.

The acceleration (at) was calculated by the equation 11:

$$at = \sqrt{z^2 + y^2 + x^2} \quad (11)$$

The calculation of SampEn and multiscale entropy was done according to Goldberger et al. (2000) and through dedicated routines programmed in Matlab® (The MathWorks, Massachusetts, USA).

A Mann-Whitney non-parametric test was used to compare the SampEn of the original time series and its surrogates, in order to verify if the variability found in the data is not only the product of random noise (Stergiou, 2016). Magnitude-based inferences and precision of estimation were used to analyse the data (Buchheit, 2016). Prior to the comparisons, all processed variables were log-transformed to reduce the non-uniformity of error. A descriptive analysis was performed using mean and standard deviations for the mean and maximal acceleration, as well as SampEn (the presented mean is the back-transformed mean of the log transform).

Differences between the different constraints and movement directions were expressed in percentage units with 95% confidence limits. Smallest worthwhile differences were estimated from the standardized units multiplied by 0.2. Uncertainty in the true differences of the scenarios was assessed using non-clinical magnitude-based inferences. Also, the comparisons were assessed via standardized mean differences and respective 95% confidence intervals. Thresholds for effect 4 sizes

statistics were 0.2, trivial; 0.6, small; 1.2, moderate; 2.0, large; and >2.0, very large(William Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009).

Results

Rugby players reached peak acceleration values (mean \pm standard deviation) of 3.28 ± 1.16 g, 2.97 ± 1.24 g, 2.77 ± 0.6 g for NOBALL global, forward and backwards movements and 3.2 ± 0.57 g, 3.19 ± 0.58 g, 2.53 ± 0.3 g for BALL global, forward and backwards movements, respectively. The peak acceleration for NOBALL global, forward and backwards movements were 1.11 ± 0.06 g, 1.07 ± 0.04 g, 1.12 ± 0.11 g, respectively, while for BALL global, forward and backwards movements were 1.1 ± 0.05 g, 1.1 ± 0.06 g, 1.17 ± 0.07 g, respectively. SampEn of the NOBALL for global was 0.21 ± 0.08 , for forward was 0.23 ± 0.16 and 0.21 ± 0.08 for backwards. SampEn of the BALL was 0.27 ± 0.07 for global, 0.28 ± 0.09 for forward and 0.28 ± 0.07 for backwards movement.

The SampEn values calculated for all original time series were statistically lower than the mean values obtained for its surrogates ($p < 0.001$), indicating meaningfulness of the variability intrinsic to the data.

When peak acceleration was compared among tasks in the NOBALL constraint, it seems that the backwards movements required higher peak acceleration of rugby players when the constraint was NOBALL, by the moderate and large standardized differences (Figure 13b). In the BALL constraint, worthwhile differences among movements in this variable were small or trivial.

a

Table 1. Inferences for the changes in the acceleration characteristics of rugby players at different movements of a functional strength exercise.

Variables	Constraint	Task	Task comparison outcomes as: Mean changes (%; $\pm 90\%$ CL) % Chances (decrease/trivial/increase)			
			Forward	Backwards		
Peak Acceleration	NOBALL	Global	-10.95; ± 7.55 88/12/0	-13.18; ± 13.25 83/15/2		
		Backwards	likely decrease -2.51; ± 19.64 24/37/39	likely decrease -		
		Global	un'clear -0.29; ± 0.52 0/100/0	-		
		BALL	likely trivial -19.89; ± 8.92	likely decrease -		
		Backwards	0/0/99 very likely decrease	-		
		Global	-3; ± 2.28 89/11/0	1.25; ± 2.81 6/46/48		
	Peak Acceleration	NOBALL	Backwards	4.39; ± 5.08 85/12/3	-	
			Global	likely decrease -0.07; ± 1.10 8/86/6	unclear 2.5; ± 4 7/19/74	
			BALL	un'clear 2.58; ± 4.86 72/19/9	unclear -	
		Peak Acceleration	NOBALL	Global	un'clear -0.67; ± 17.06 19/65/16	unclear 0.35; ± 19.48 19/60/21
				Backwards	1.03; ± 34.3 33/38/29	-
				Global	un'clear 2.06; ± 5.87 2/79/18	unclear 3.04; ± 8.51 5/62/33
Peak Acceleration	NOBALL	Backwards	likely trivial 0.96; ± 12.19 19/63/28	unclear -		
		Global	un'clear	-		
		Backwards	un'clear	-		

b

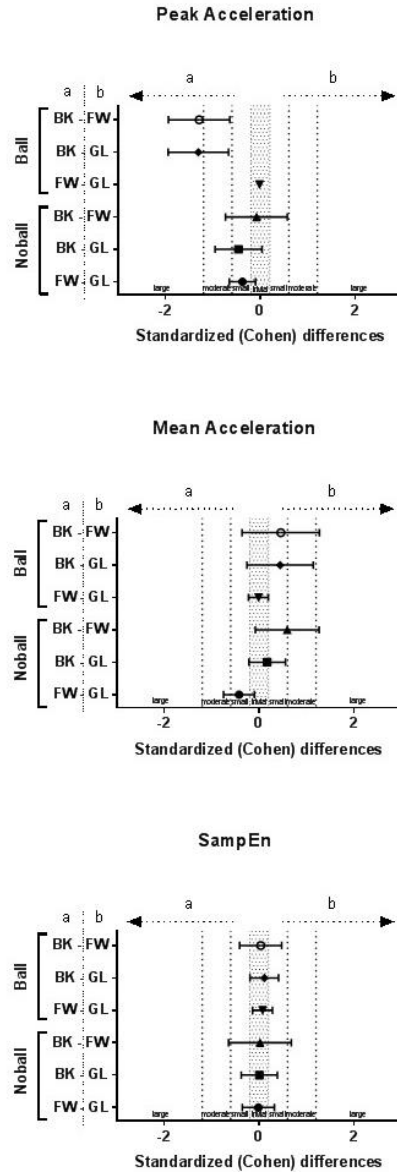


Figure 13. (a) Table containing the magnitude-based inferences of each variable across the different movements of a resistance training tasks. (b) Standardised Cohen's differences for acceleration characteristics compared across the different movements of a resistance training task. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals.

a

Table 2. Inferences for the different ball constraints on the acceleration of rugby players during functional strength exercise.

Variables	Ball Constraint comparison outcomes as:		
	Mean changes (%; $\pm 90\%$ CL)		
	% Changes (decrease/trivial/increase) Practical inferences		
	Global	Forward	Backwards
Peak Acceleration	0.54; ± 16.22	12.57; ± 19.83	-7.6; ± 12.51
	unclear	possibly increase	unclear
Mean Acceleration	3.36; ± 3.53	6.49; ± 4.33	4.64; ± 3.1
	0.62/0.8	0/1.98	0/7.93
SampEn	35.83; ± 29.18	39.56; ± 37.8	39.48; ± 36.63
	0/4.96	1/8.91	1/5.95
	very likely increase	likely increase	likely increase

b

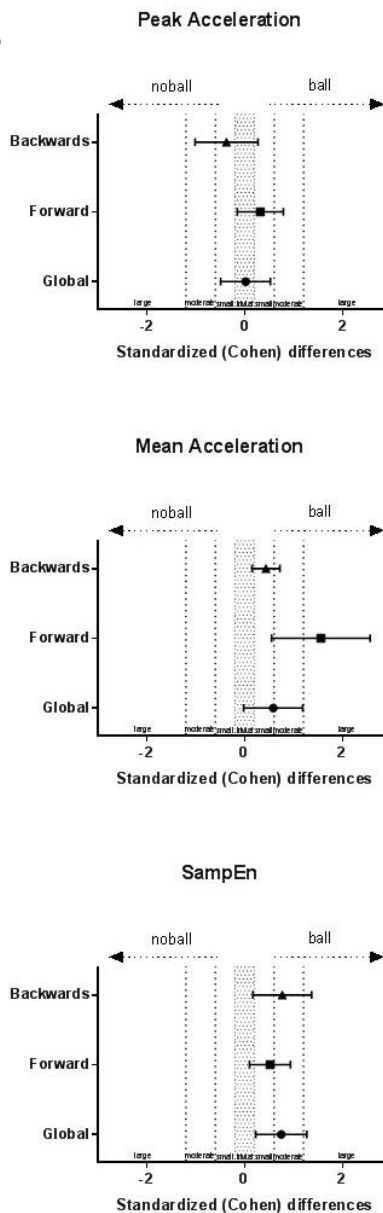


Figure 14. (a) Table containing the magnitude-based inferences of each variable across the different ball constraints applied to the resistance training task. (b) Standardised Cohen's differences for acceleration characteristics compared between different ball constraints during a resistance training task. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals.

Mean acceleration in both constraints showed small or trivial differences for global and forward movements, which, although higher than backwards, was considered unclear in terms of practical inferences. The acceleration complexity was trivially different when SampEn was compared among the three movements (Figure 13a).

The results when the effect of NOBALL and BALL in the different movement parts showed that peak acceleration is not clearly affected by the constraint, opposite to mean acceleration and SampEn (Figure 14). For both variables, when the ball is added to the task, global and forward movements very likely/likely present an increase of acceleration and complexity.

The multiscale entropy curves obtained for the constraints and across all sets are presented in Figure 15. The values for the different set are consistent across all time scales. Global, forward and backwards tasks show increasing multiscale entropy values towards the highest time scales and similar range of values. However, the BALL tasks show higher multiscale entropy values when compared to the NOBALL tasks.

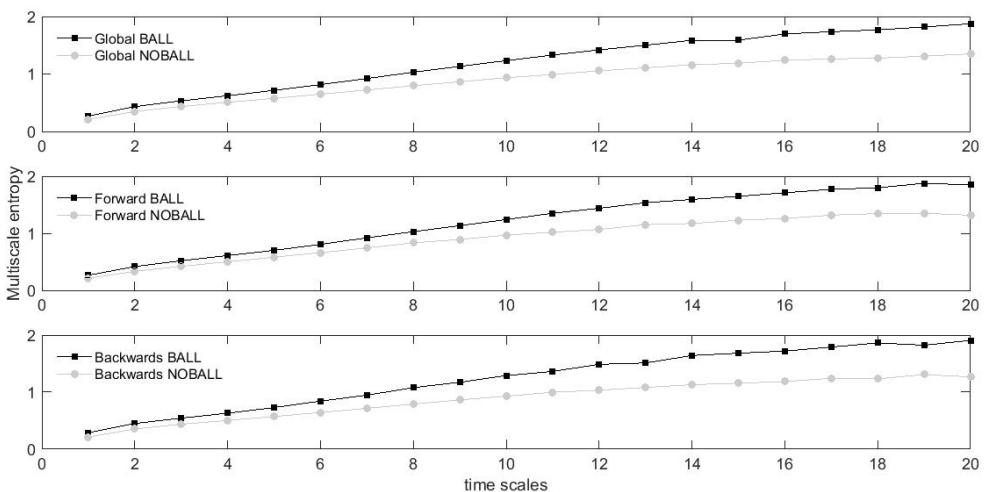


Figure 15. Multiscale entropy values for the different parts of horizontal resistance training movements with (BALL) or without (NOBALL) the constraint of using the ball, across different time scales.

Discussion

This study aimed to identify the differences in the acceleration during a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL). The main findings suggest that the ball constraint affected the acceleration produced by the players.

In the global set of the resistance task there was a decreased in peak acceleration when comparing the forward with the backward movement. The mean acceleration in the global and backwards sets of the movement were lower than forward, especially under NOBALL condition. Previous research suggested that forward and backward running are regulated by the same neural circuitry, but backwards running presents higher degrees of freedom to be managed, translating to a higher amount of coordination variability (Mehdizadeh, Arshi, & Davids, 2015). Although the authors did not find an effect of running speed to the coordination variability in either tasks, in the present study, the sprinting ability, or the capacity to accelerate over time, seem to have been influenced by the higher degrees of freedom in backwards movement.

Additionally, in the BALL situation, although mean acceleration at backwards movement showed an unclear effect of the constraint, with a small-standardized difference, the peak acceleration at backwards movements likely decreased under this condition. Although these results do not corroborate with previous work on sprint training considering BALL and NOBALL situations (Seitz, Barr, & Haff, 2015), slower performance in constrained tasks have already been reported for joint kinematics coordination, as well as the speed of overall sprinting technique of field hockey players, when performing tasks constrained by hockey sticks (Wdowski & Gittoes, 2013). Thus, the manual constraint applied to the resistance task seems to affect the players' linear acceleration during the sprint performance in different directions.

Sprinting ability training for team sports can integrate equipment constraints in the training protocols, in order to elicit adequate physiological and mechanical demands

of the specific skills. Thus, the other point of the present study was to show how simple but sport-specific gym-based resistance training tasks can promote improvements beyond the peak acceleration. When confronting entropy analysis between the original acceleration time series in each condition and the entropy of its surrogates, it was shown that the amount of variability obtained contains meaningful structural richness (Costa et al., 2005). The SampEn values did not indicate a clear relationship in the amount of regularity present in the acceleration at each different movement of the resistance task. On the other hand, there is a likely increase in the BALL SampEn of all sets of the task. These results indicate that the constraint applied to the resistance training task not only requires from the players higher acceleration as discussed above, but also induces a change in system coordination patterns or establishes certain combination of movement stability and adaptability (van Emmerik & van Wegen, 2002). This is an evidence of how specificity issues can foster the adaptive aspects of movement variability. The association of the degree of variability with skill and health is changing (Hamill, Van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999). It has been shown that some degree of motor variability is beneficial as it allows a more adaptive system to internal and external perturbations that constantly act on the body. The results associated to the players mentioned above may indicate detrimental movement control or coordination when a manual task is added, as to catch and throw a ball while run aiming increased body acceleration. Previous studies have already associated decreased variability to compromised athletic condition and lower skill level (Preatoni, Ferrario, Donà, Hamill, & Rodano, 2010), motor learning/adaptation to the task, pain free movement (Hamill et al., 1999). As previously mentioned, there are results on sprint training using the ball as a constraint that did not find any differences between BALL and NOBALL situation (Seitz et al., 2015). However, it seems likely that these ball constraint effects are better identified at a non-linear level, as presented in this study.

At the level of time scales, entropy across multiple temporal scales was also calculated through multiscale entropy analysis, as SampEn is calculated considering

only a single scale. This method reveals the dependency of the entropy measures on the different temporal scales (Costa et al., 2002). The advantages are in the assessment of acceleration variability during the resistance task, accounting to its diverse dynamical interactions within and between physiological levels of the system during a task. Throughout the perception-action cycle, the task demands from the system to attune to the environment as the constraints change (Busa & van Emmerik, 2016). All the conditions presented higher multiscale entropy values towards the highest time scales. This monotonic increase in higher time scales indicates that acceleration becomes more complex than those corresponding to lower scales. Current results also suggest that multiscale entropy values among the tasks are similar but BALL condition presented higher multiscale entropy than NOBALL, especially from the time scale 12 towards 20. This might indicate that changes in the system imposed by the task constraint might occur at higher-level (macro-scale) process or in a systemic fashion, which reflects the integration of the lower-level processes, i.e. molecular, cellular tissue (Busa & van Emmerik, 2016). The ball constraint probably acts at the postural system level during resistance training tasks. The BALL condition implies higher anticipatory and compensatory adjustments due to the external perturbation of posture, once players must rotate the trunk sideways to catch and throw the ball. During catching and throwing movements (forward BALL), the central nervous system had to modulate the anticipatory and compensatory activities of the distal and proximal muscles in a different way to forward NOBALL, in order to accomplish the task. Athletic trainers and physical therapists often use postural perturbations such as standing on one leg in different postural controlling conditions and/or throwing, catching or kicking a ball (Scariot et al., 2016). These tasks aim to increase difficulty by reducing the reliability of somatosensory information. However, the present study shows how manipulating constraints in motor tasks during physical training acts on players' adaptive capacity, although is not commonly used in practice. Traditional resistance training tasks might be excessively static in opposition to the fact that players need to constantly adjust their actions according to the inherent changes in performance environments (Travassos, Araújo, Vilar, &

McGarry, 2011). Further studies can focus on how the learning process inherent to a period of resistance or sprint training using ball constraints would change the variability of the acceleration and affect performance.

Conclusions

The use of specific constraints in resistance training for rugby players elicits different structure of variability in body acceleration across multiple physiological time scales, particularly towards higher level scales (physiological systems). Thus, the sprinting ability and passing performance in rugby players might benefit from careful planning of how motor tasks are performed during resistance training. Understanding the non-linear process inherent to the manipulation of gym-based resistance training variables with constraints and its motor adaptations may help coaches and trainers to enhance the effectiveness of training.

Practical Implications

- (1) Team sports players need to constantly adjust their actions to extremely dynamic environments. Using the ball during gym-based resistance training tasks can change the structure of movement variability and, therefore, compensate for the low variability observed in traditional resistance training performed at the gym.
- (2) Sprinting ability and passing performances should benefit from these different structures of movement variability.
- (3) Using the ball in resistance training increases variability inter-repetitions, elicits a wider area of the muscle tissue and reduces the risk of injury.

5.3. Estudio 2: Entropy analysis for assessing changes in movement variability during cumulative tackles

*Este estudio es una versión editada de: Fernández-Valdés, B., Jones, B., Hendricks, S., Weaving, D., Ramirez-Lopez, C., Whitehead, S., González, J., Gisbert-Orozco, J., Trabucchi, M., & Moras, G. (2020) Entropy analysis for assessing changes in movement variability during cumulative tackles. *International Journal of Sports Medicine. Review in Progress* (IJSM-04-2020-8229-tt).

Abstract

The aim of this study was to identify between-position (forwards vs. backs) differences in movement variability in cumulative tackle events training during both attacking and defensive roles. Eleven elite adolescent male rugby league players participate in this study (mean \pm SD, age; 18.5 ± 0.5 years, height; 179.5 ± 5.0 cm, body mass; 88.3 ± 13.0 kg). Participants performed four blocks of six *tackling* (i.e. tackling an opponent) and six *tackled* (i.e. being tackled by an opponent while carrying a ball) events (i.e. 48 total tackles) while wearing a micro-technological inertial measurement unit. Sample entropy (SampEn) were used to analyse the movement variability. In tackling actions SampEn showed significant between-position differences in block 1 and block 2. Significant between-block differences were observed in backs (block 1 vs 3 and block 1 vs 4) but not in forwards. When being tackled, SampEn showed significant between-position differences in block 1 and block 3. Significant between-block differences were only observed for backs in block 1 vs 4. Movement variability shows a progressive reduction with cumulative tackle events, especially in backs and the defensive role. Forwards present lower movement variability values in all blocks, particularly in the first block, both in the attacking and defensive role.

Keywords: Individual profiles, team sports, adaptability, micro-technology, SampEn

Introduction

Rugby league and rugby union are physically demanding team sports characterised by a high frequency of tackle events (R. Johnston, Gabbett, Seibold, & Jenkins, 2014). As such, tackles result in considerable increases in total energy expenditure (Costello et al., 2018) and upper-body neuromuscular and perceptual fatigue (Roe et al., 2017). Furthermore, tackles require high levels of physical fitness and a set of coordinated movement patterns (Hendricks, Till, Brown, & Jones, 2017). Consequently, developing tackle and contact abilities becomes an essential aspect of training prescription in the rugby codes (Hendricks et al., 2017). Tackle actions are performed during both defensive and attacking phases of play (Gabbett, Jenkins, & Abernethy, 2010), but defensive tackling may prove crucial in determining the match outcome if they are able to prevent the attacking team progressing towards their try line and scoring a try (Gabbett, 2013). Therefore, it is important that defensive players are able to maintain the intensity and technique during defensive tackles. Tackle characteristics are different between playing positions, with forwards performing more tackles than backs during a match (Weaving et al., 2019). Thus, players have different collision-profiles and require different collision training to prepare for the physical characteristics of competitions (Cummins & Orr, 2015).

The use of micro-technology devices for quantifying the external load in team sports has increased exponentially in the last years (Gastin, McLean, Breed, & Spittle, 2014; MacLeod et al., 2018; Roe et al., 2017). However, most of the research has focused on global positioning system (GPS) derived variables (e.g. distance, high-speed running, accelerations, and decelerations) (McLean et al., 2018). In addition to traditional GPS features, some micro-technology devices contain multiple components such as accelerometers or gyroscopes. Accelerometers may provide valuable information related to human movement (McLean et al., 2018). For instance, accelerometer-derived metrics can be used to quantify the number and magnitude of collision events (Cummins & Orr, 2015; Gastin et al., 2014; MacLeod et al., 2018). In the existing literature, tackle analyses have typically quantified the

magnitude of these events and potential changes in technique (Cummins & Orr, 2015; Gabbett, 2013; Gabbett & Ryan, 2009; Hendricks et al., 2017). Cumulative tackles events may deteriorate tackle technique and efficiency over time, especially when a player is required to make repeated tackles with their non-dominant side (Hendricks & Lambert, 2014).

Movement variability during athletic performance (e.g. a tackle) can be perceived as a key element for identifying the amount of perturbation in a specific sporting action (Couceiro et al., 2013). Therefore, human movement variability can provide an additional tool for quantifying the tackle demands of team sports. Human movement analysis has evolved to assess the variability of a measure by targeting the detection of changes in fluctuations and spatiotemporal characteristics of its outcomes. Linear analyses of human movement have several recognised limitations, mainly in determining the degree of complexity and the time-dependent structure of a time series (Lipsitz & Goldberger, 1992). These limitations can be complemented by using non-linear analyses, such as measures of entropy. Within the past 20 years, entropy analysis has gained popularity as a measure of system complexity in sports (Couceiro et al., 2014). Recently, it has also been validated for detecting increases in movement variability in elite rugby players during resistance training when a ball is included (Moras et al., 2018).

To our knowledge, no study has explored the movement variability in tackle actions and its changes during repeated tackles. Therefore, the aim of this study was to identify between-position (forwards vs. backs) differences in movement variability in cumulative tackles events training during both attacking and defensive roles.

Materials and Methods

Subjects

Eleven elite adolescent male rugby league players (mean \pm SD, age; 18.5 ± 0.5 years, height; 179.5 ± 5.0 cm, body mass; 88.3 ± 13.0 kg) were recruited for this study. All participants were selected from a single professional rugby league academy based in

England. Prior to volunteering, the experimental protocol was explained to all participants both verbally and in writing, with a written statement of consent signed. The procedures complied with the Declaration of Helsinki (2013) and were approved by Leeds Beckett University Research Ethics Committee.

Design and Methodology

Participants performed a drill encompassing 48 one-on-one tackles divided into 24 *tackling* (i.e. tackling an opponent) and 24 *tackled* (i.e. being tackled by an opponent while carrying a ball) events. These drills were structured in four blocks, and each block consisted of six *tackling* and six *tackled* activities in random order. The players started in front of each other, when the coach marked the start, the players crossed two meters in the opposite direction and then changed direction to execute the tackle at the central point (Figure 16). The players were divided by positions (e.g., forwards or backs), so that they were always paired with a player of their same position. The experimental protocol began with a standardized warm-up. Participants were instructed and encouraged to tackle with maximum effort. During *tackling* actions, participants alternated between shoulders (i.e. three tackles using the dominant shoulder and three tackles using the non-dominant shoulder) within each block. Ninety seconds of passive recovery was prescribed between each block. Professional coaches directed the sessions to ensure session safety and ecological validity. The prescribed 48 collisions account for more than the match demands reported for professional rugby league (Hausler, Halaki, & Orr, 2016) and rugby union (Quarrie et al., 2013), to induce a greater level of tackle induced fatigue. A total of 528 tackles were analysed (288 for forwards and 240 for backs).

Participants wore a micro-technology inertial measurement unit (WIMU, Realtrack Systems, Almeria, Spain), which was tightly fitted to the athletes upper back with a specialised vest to minimise incidental unit movement and enhance reliability (McLean et al., 2018). The micro-technology units contain a 10 Hz Galileo GPS positioning device, a 3D accelerometer; 100G recording at 1000 Hz, a 3D gyroscope recording at 1000 Hz.

The raw acceleration signal was extracted from each device (from Figure 16B to 16D), and processed using a summation of vectors (at) in three axes, mediolateral (x), anteroposterior (y) and vertical (z) calculated according to Moras et al. (2018).

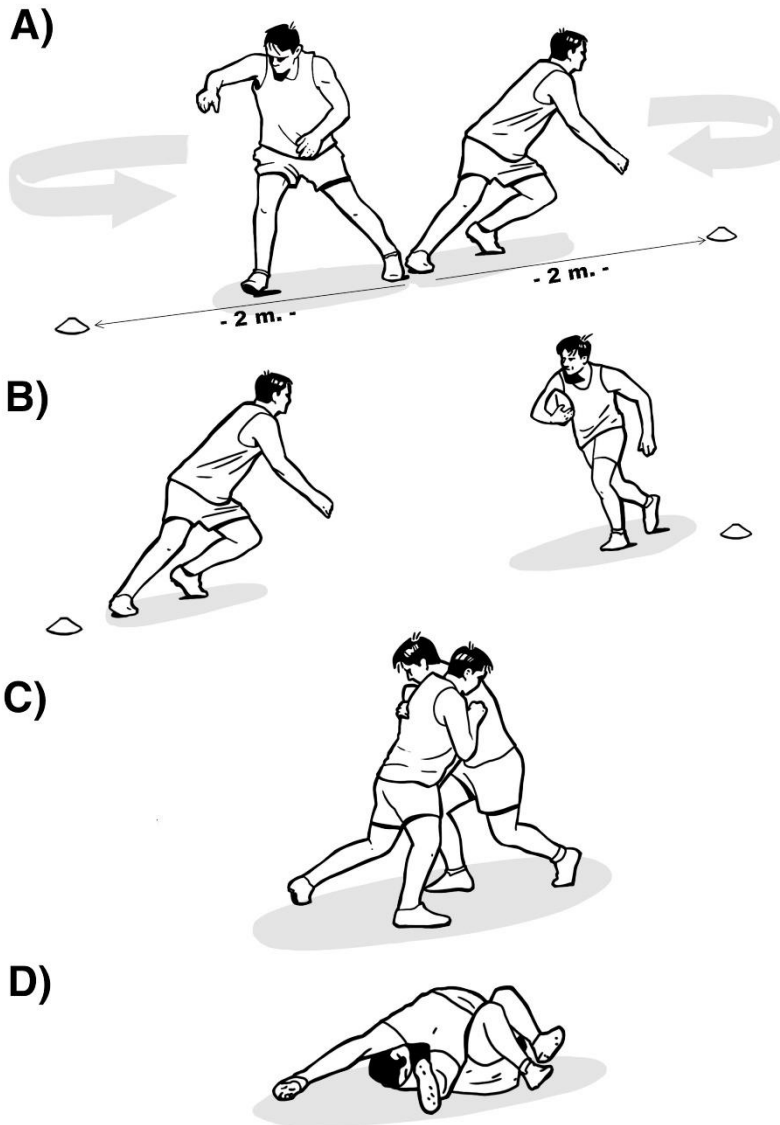


Figure 16. One-on-one tackles. Players started in front of each other, when the coach marked the start the players crossed two meters in the opposite direction (A) and then changed direction (B) to execute the tackle at the central point (C, D).

Two of the most widely used and successful entropy estimators are Approximate Entropy (ApEn) and Sample Entropy (SampEn) (Richman & Moorman, 2000). ApEn quantifies the similarity probability of patterns of length m and $m + 1$. SampEn is a similar statistic, and it also measures the probability of subsequences being close at two lengths m and $m + 1$. However, SampEn does not include self-comparisons and exhibits greater consistency than ApEn (Richman & Moorman, 2000). For this reason, we used SampEn for the current study.

The (at) signal was cut separating each collision, obtaining 48 signals for each subject and device. Sample entropy (SampEn) for each signal were calculated. Entropy was done according to Goldberger et al. (Goldberger et al., 2000) and through dedicated routines programmed in Matlab® (The MathWorks, Massachusetts, USA).

Statistical Analysis

Descriptive analyses are reported as mean \pm standard deviations. Data normality and homogeneity was assessed using Shapiro-Wilk and Levene tests, respectively. Data analyses were conducted using PASW Statistics 21 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). Independent sample T-tests were used to evaluate differences in SampEn between positions in each block, one for attacking and other for defensive roles. Four linear mixed-effects models were used to model the main and interactive effects between blocks for dependent variables (SampEn) divided between-position and attacking and defensive role (forwards attacking, forwards defensive, backs attacking and backs defensive). The `ID` of the player was treated as the fixed effect, whereas the random effect was `block` for all analyses.

The comparisons were also assessed via standardized mean differences (Cohen's d) and respective 90% confidence intervals. Thresholds for effect sizes statistics were <0.20 , trivial; $0.20-0.59$, small; $0.6-1.19$, moderate; $1.20-1.99$, large; and >2.0 , very large (William Hopkins et al., 2009). For all statistical tests, a $p < 0.05$ was considered to be statistically significant.

Within-block acceleration variability was analysed using coefficient of variation expressed as a percentage of the mean acceleration signal (CV%) and was represented using box and whisker plots. The box and whisker plots display the first and third quartiles as the ends of the box, the maximum and minimum as the whiskers and the median and average as a vertical bar and + symbol respectively in the interior of each box.

Results

The average and standard deviation of SampEn values for tackling and tackled for forwards and backs in each block are shown in Table 4.

Table 4. Means (\pm SD) of Sample Entropy values between-position (forwards vs. backs) during both attacking and defensive role.

		Backs	Forwards
Block 1	Tackling	0.085 \pm 0.012	0.067 \pm 0.013
	Tackled	0.085 \pm 0.010	0.069 \pm 0.014
Block 2	Tackling	0.079 \pm 0.006	0.066 \pm 0.008
	Tackled	0.077 \pm 0.011	0.073 \pm 0.011
Block 3	Tackling	0.072 \pm 0.008	0.066 \pm 0.007
	Tackled	0.081 \pm 0.006	0.069 \pm 0.009
Block 4	Tackling	0.069 \pm 0.008	0.063 \pm 0.006
	Tackled	0.071 \pm 0.011	0.065 \pm 0.014

Tackling

Figure 17 shows movement variability when tackling for backs and forwards. Standardized mean differences (Cohen's d) and linear mixed-effects model with interactive effects between blocks for dependent variables (SampEn) divided into two positional groups (backs and forwards) for *tackling* is shown in Figure 17A. In backs, significant differences were observed in block 1 vs 3 ($p= 0,0021$) and in block 1 vs 4 ($p= 0,0001$), but not in block 1 vs 2 ($p= 0,2002$). No significant differences were observed in any of the studied block comparisons in forwards (block 1 vs 2, $p= 0,8290$; block 1 vs 3, $p= 0,6102$; block 1 vs 4, $p= 0,1155$). Figure 17B shows SampEN (mean \pm SD) and T-test analysis for differences between positions within each block. Significant between-position differences were observed in block 1 ($p= 0.0001$) and block 2 ($p= 0.0003$) but not in blocks 3 and 4 ($p= 0.1664$ and $p= 0.0899$, respectively). Also, backs showed higher movement variability in all tackles compared with block 1. In contrast, forwards only showed a clear decrease in the last tackles of the last blocks (Figure 17D, 17F).

Within block variability when tackling was higher for forwards (CV; 18.7% block 1; 11.63% block 2; 11.06% block 3; 9.11% block 4) vs (14.23% block 1; 7.56% block 2; 10.60% block 3; 12.01% block 4) for backs. Also, box and whisker plots showed more variability within blocks for forwards than backs (Figure 17C, 17E).

Tackling

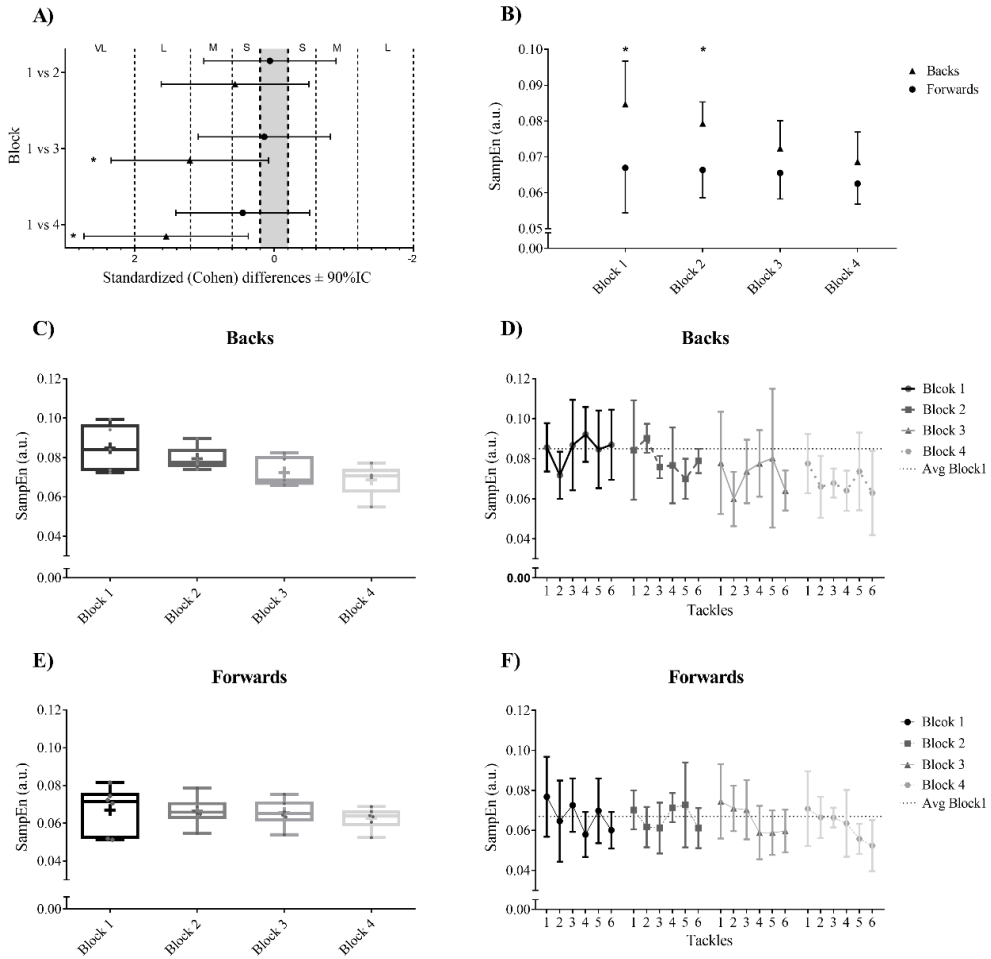


Figure 17. Movement variability when tackling for backs and forwards. (A). Standardised Cohen's differences between blocks. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals. VL: Very Large; L: Large; M: Moderate; S: Small. (B). SampEn (mean \pm SD) and T-test analysis between positions within each block. (C, E). Box-and-Whisker-Plots in each block for backs and forwards respectively. (D, F). Average and standard deviation in all defensive tackles for backs and forwards respectively. The significant differences were shown as * $p < 0.05$.

Tackled:

Figure 18 shows movement variability when being tackled for backs and forwards. Standardized mean differences (Cohen's d) and linear mixed-effects model with interactive effects between blocks for dependent variables (SampEn) divided into two positional groups (backs and forwards) for *tackled* are shown in Figure 18A. In backs, significant differences were observed in block 1 vs 4 ($p=0,0025$), but not in block 1 vs 2 ($p=0,0756$) or block 1 vs 3 ($p=0,2321$). No significant differences were observed in any of the studied block comparisons in forwards (block 1 vs 2, $p=0,2779$; block 1 vs 3, $p=0,8949$; block 1 vs 4, $p=0,1830$). Figure 18B shows SampEN (mean \pm SD) and T-test analysis for differences between positions within each block. Significant between-position differences were observed in block 1 ($p=0,0007$) and block 3 ($p=0,0118$) but not in blocks 2 and 4 ($p=0,3939$ and $p=0,2132$, respectively). Also, backs showed higher movement variability in all tackles compared with block 1, in contrast forwards only showed a clearly decrease in the last tackles of the last block (Figure 18D, 18F).

Within block variability when being tackled showed higher levels of variability for forwards (CV; 20.16% block 1; 14.63% block 2; 12.97% block 3; 20.72% block 4) than for backs (11.71% block 1; 14.61% block 2; 7.90% block 3; 15.14% block 4). Also, box and whisker plots show a higher within-block variability in forwards than in backs (Figure 18C, 18E).

Tackled

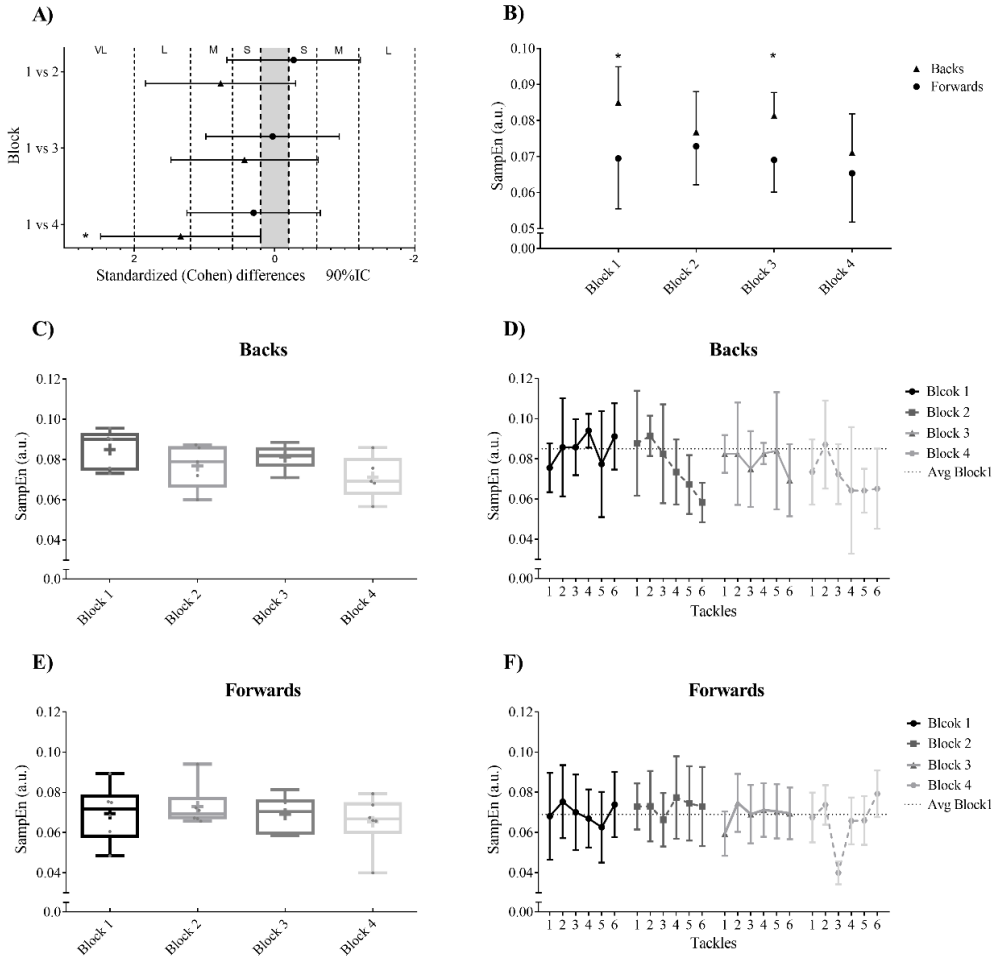


Figure 18. Movement variability when being tackled for backs and forwards. (A). Standardised Cohen's differences between blocks. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals. VL: Very Large; L: Large; M: Moderate; S: Small. (B). SampEn (mean \pm SD) and T-test analysis between positions within each block. (C, E). Box and whisker plots in each block for backs and forwards respectively. (D, F). Average and standard deviation in all attacking tackles for backs and forwards respectively. The significant differences were shown as * $p < 0.05$.

Discussion

This study aimed to identify changes in movement variability between positions (forwards vs. backs) in cumulative tackles events training during both attacking and defensive roles in rugby league. To our knowledge, this is the first study to analyse movement variability in tackling actions. The main findings are that movement variability is progressively reduced with cumulative tackle events over blocks (i.e. six *tackling* and six *tackled*), especially for backs and defensive tackles. Overall, forwards present the lower movement variability in all blocks than backs. Previous research suggests that movement variability might be reduced by different factors; on the one hand as a function of practice or experience (Newell et al., 2003), and on the other hand because of aging (Busa & van Emmerik, 2016), disease (Busa & van Emmerik, 2016), injury (Sampson et al., 2018) or fatigue (A. Murray et al., 2019). Therefore, since forwards perform more collisions during the course of a match (Cummins & Orr, 2015) this might suggest that forwards adjust better to tackle actions.

In the current study, it appears that forwards maintain their levels of movement variability without significant changes during cumulative tackle events. In contrast, backs present higher levels of movement variability in block 1 and suffer significant decreases with cumulative tackle events. In such a manner, when the interactions among elements in the system worsen, the movement variability could be reduced affecting locomotor outputs (Busa & van Emmerik, 2016). Gabbett and Ryan (2009) (Gabbett & Ryan, 2009) found that the greatest improvements in tackling technique occurred in the players with the lowest initial technical tackling ability. This behaviour has also been found in the present study, since the players who presented higher initial levels of movement variability showed the greatest decreases in movement variability. Thus, the between-position differences observed in movement variability initial values and its behaviour during cumulative tackle events are probably associated with specific positional requirements (Cummins & Orr, 2015).

Cummins & Orr (2015) showed that both forwards and backs experienced more collision events in defence than attack. Consequently, the principal focus of the tackle task should be set on defensive tackles because these may prove crucial in determining match outcomes (Gabbett, 2013). Running speed is progressively reduced when players (especially backs) are required to perform a high number of collisions per minute (R. D. Johnston et al., 2019). The present study shows a similar behaviour in movement variability, especially in tackling actions. The major difference was produced between block 1 and 4 with a small decrease in movement variability in forwards and large changes with significant differences in backs (Figure 17A). This highlights that the decrease in movement variability in backs is due to the fact that the majority of the tackles are below the average of the entropy values of block 1 (Figure 17D). However, and in forwards only, the last tackles in blocks 3 and 4 are below the average of block 1 (Figure 17F). Also, a clear association between the decrease in movement variability and an increase in the number of contact effort in defensive actions exists (Figure 17B). In this sense, if movement variability is low it might harm a player's tackling ability, and in turn potentially increase the risk of injury (Sampson et al., 2018), so a change in the structure of the task could be suggested. The attacking play of hit ups and the ability to tolerate physical collisions is important for rugby league players (Cummins & Orr, 2015). Similar to tackling actions, when participants were being tackled both positional groups showed a progressive reduction in movement variability. However, the last block was only significantly different in backs (Figure 18A).

Understanding the tackle characteristics and quantifying its load should be an essential part of load monitoring in rugby and could be associated with tackle performance (Hendricks et al., 2017). Current tackle analysis using microtechnology is limited to counting the number of tackle events and their magnitude. Until now, the most widely used tool is an algorithm designed specifically for rugby league, which quantifies collision counts (Hulin, Gabbett, Johnston, & Jenkins, 2017). This algorithm is sensitive to detect 97.6% of collision events during professional rugby

league match-play (Hulin et al., 2017). However, Glazier & Davids (2009)(Glazier & Davids, 2009) state that it is the structure, rather than the magnitude, of variability is important in uncovering the functionality of this ubiquitous feature of human motor behaviour. Moreover, Wu et al. (2014)(Wu, Miyamoto, Gonzalez Castro, Olveczky, & Smith, 2014) suggested that the temporal structure of motor output variability can explain differences in how individuals adapt to different types of dynamics. The differences found between backs and forwards in entropy calculated from accelerometers in our study reflects the different forms of adaptation to the environment derived from the specificity of the training by positions in the same team and probably should be taken into account to plan the training. Thus, entropy could be a good alternative tool to analyze the temporal structure of variability in tackle actions and to understand the differences in locomotor outputs between position when performing multiple collisions training.

Futures studies should focus on analysing changes in movement variability during open tasks with decision-making components and during match play and if it is associated with match-play tackling performance. Furthermore, commercially available accelerometers usually sample at a frequency of 100 Hz (McLean et al., 2018), so the validity of tri-axial accelerometers sampling at 100Hz for calculating entropy in short actions like a tackles frequencies should be assessed to fully understand if this analysis can be extended to other commercially available devices.

Limitations

The current study was performed in a single professional rugby league academy squad and during a single standardised session. Nevertheless, the number of tackles analysed was 528, more than the match demands reported for professional rugby league (Hausler et al., 2016) and rugby union (Quarrie et al., 2013). Also, the participants were elite adolescent male rugby league players, so the findings of this study can be useful for researchers and practitioners working at the elite level.

Conclusions

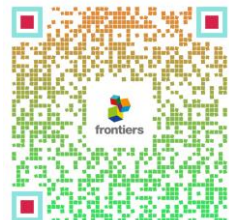
To our knowledge, this is the first study to use entropy analysis to quantify the changes in movement variability in cumulative tackle events in elite rugby players. In conclusion, movement variability is progressively reduced with cumulative tackle events, especially in backs and in the defensive role. Forwards present lower movement variability values in all blocks, particularly in the first block, both in the attacking and defensive role.

Practical Implications

- (1) Entropy measures can be used by practitioners as an alternative tool to analyse the temporal structure of variability of tackle actions and to quantify the load of these actions by positions.
- (2) Movement variability analysis can help to maintain the optimal complexity in repetitive tackle tasks between positions.
- (3) Practitioners should modify the contact tasks between positions to adjust the complexity of the task to the different requirements of each position and difference collisions-profiles to optimize the training process.

5.4. Estudio 3: The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players

*Este estudio es una versión editada de: Fernández-Valdés, B., Sampaio, J., Exel, J., González, J., Tous-Fajardo, J., Jones, B., & Moras, G. (2020). The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players. *Frontiers in Psychology*, 11, 1205.



Abstract

The aim of this study was to identify the changes in movement variability and movement velocity during six weeks training period using a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with (BALL) the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase, during a six-week period. Eleven elite male rugby union players (mean \pm *SD*: age 25.5 ± 2.0 years, height 1.83 ± 0.06 m, body mass 95 ± 18 kg, rugby practice 14 ± 3 years) performed eight repetitions of NOBALL and BALL conditions once a week in a rotational flywheel device. Velocity was recorded by an attached rotary encoder while acceleration data were used to calculate sample entropy (SampEn), multiscale entropy and the complexity index. SampEn showed no significant decrease for NOBALL (ES -0.64 ± 1.02) and significant decrease for BALL (ES -1.71 ± 1.16 ; $p < 0.007$) conditions. Additionally, movement velocity showed significant increase for NOBALL (ES 1.02 ± 1.05 ; $p < 0.047$), and significant increase for BALL (ES 1.25 ± 1.08 ; $p < 0.025$) between weeks 1 and 6. The complexity index showed higher levels of complexity in BALL condition, specifically in the first three weeks. Movement velocity and complex dynamics were adapted to the constraints of the task after a four-week training period. Entropy measures seem a promising processing signal technique to identify when these exercise tasks should be changed.

Keywords: entropy, strength training, task constraints, team sports, adaptability

Introduction

Resistance training is a key determinant of the physical conditioning process in elite rugby (Inness et al., 2016). Currently, it has been suggested that traditional resistance training tasks are too static and contradictory to the natural complex open system of team sports, which demands the self-organization of the large amount of degrees of freedom involved in interaction between the environment and the dynamics of players' decisions and actions (Travassos et al., 2011). Therefore, developing the ability to perform stable actions, i.e. the capacity to accelerate and decelerate (Seitz et al., 2015), under complex scenarios involving attuning interpersonal coordination (Duarte et al., 2012), as well as equipment and pitch space control in decision making (Greihaine, Godbout, & Zerai, 2011), is very challenging but imperative at high levels of competition (Couceiro et al., 2013). In fact, rugby players need to be effective at sprinting while carrying a rugby ball (Pollard et al., 2018), which consequently increases the complexity of running, by altering the natural arm swing performed to counterbalance the hip rotation (Barr, Sheppard, Gabbett, & Newton, 2015).

One of the most important variables to consider when designing an optimal resistance training program is the movement velocity (Bautista, Chiroso, Robinson, Chiroso, & Martinez, 2016), so it can be transferable to the tasks that require a developed capacity of body acceleration. However, the guidelines available in literature lack information on coordination patterns of the neuromuscular control system responses during training (England & Granata, 2007). By describing the effects emergent from different task constraints on such patterns, novel and important information about the players' mechanisms of organic adaptation can be revealed (Mehdizadeh et al., 2015). Indeed, recent research identified motor variability as a key factor to describe the coordination features from the sensorimotor system operations and from the learning processes (Dhawale, Smith, & Ölveczky, 2017).

Recent research has found that the use of specific task constraints, such as carrying or passing a rugby ball during the execution of a functional eccentric overload resistance exercise, elicits different structure of variability in players' body acceleration across multiple time scales, particularly towards higher level or systemic scales (Moras et al., 2018). One of the follow-up questions arisen from this first body of evidence is related to the effect of time in the biological complexity responses in resistance training programs that use ball constraints, particularly associated to the acceleration outcomes and their effects on performance.

There are different approaches to analyse human movement and assess variability to identify changes in patterns and spatiotemporal characteristics (Dhawale et al., 2017; Moras et al., 2018; Preatoni et al., 2010, 2013; Stergiou et al., 2006). It has been recognized that linear measures have several limitations, especially in determining movement degree of complexity and the time-dependent structure of a time series (Lipsitz & Goldberger, 1992). These limitations can be addressed by non-linear approach, such as measures of entropy, to better describe healthy and pathological conditions (Costa et al., 2002), changes in postural control (Lubetzky, Harel, & Lubetzky, 2018; Rhea et al., 2011), assessment of running (A. M. Murray et al., 2017), tactical behaviour in soccer (Gonçalves et al., 2017) or movement variability in resistance training task (Moras et al., 2018).

Entropy quantifies the amount of regularity and unpredictability of point-to-point fluctuations in large sets of time-series data (Richman & Moorman, 2000). Sample entropy (SampEn) and multiscale entropy (MSE) are two of the most popular methods for assessing data regularity in health and sports sciences (Busa & van Emmerik, 2016). SampEn measures the probability that similar sequences of points in the time-series remain similar within a tolerance level when a point is added to the sequence, in a single time scale (Richman & Moorman, 2000). On the other hand, MSE analysis has been suggested as a better method to address the complexity inherent to the biological signals because it considers multiple spatial and temporal scales in a time series, reflecting the multiscale characteristic of the biological system

operation (Costa et al., 2002, 2005; Gow et al., 2015). Particularly regarding movement variability, research is still limited to a few examples who suggest that it might be reduced as a function of practice (Newell & Vaillancourt, 2001; Wu et al., 2014) and experience (Ko & Newell, 2015; G. Williams et al., 2016). However, how movement variability decays over time during resistance training over the course of a training program, thus, how it affects players' adaptive capacity, remains unclear. Therefore, the aim of this study was to identify the changes of movement variability, complexity index and movement velocity with training in resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL) during a six-week training program.

It was hypothesized that movement variability and complexity index would decrease and movement velocity would increase over the course of a six-week training program, especially when using the constraint of catching and throwing a rugby ball. Conversely, the stabilization of movement variability, complexity index and movement velocity can be used to identify an optimal moment to modify the task.

Materials and methods

Participants

Eleven elite male rugby union players from a professional team in the Spanish league volunteered to participate in this study (mean \pm SD: age 25.5 ± 2.0 years, height 1.83 ± 0.06 m, body mass 95 ± 18 kg, rugby practice 14 ± 3 years). All players were asked to avoid strenuous exercise during the study and informed about the procedures and possible risks while giving their informed consent before their admission. No players had any injuries through the study duration and the procedures complied with the Declaration of Helsinki (2013) and were approved by the local ethics committee (21/20118/CEICEGC).

Design

The study was performed over six weeks. A recent meta-analysis about effects of flywheel training on Strength-Related Variables, show that the majority of these studies were period of training between 5-10 weeks (Petré, Wernstål, & Mattsson, 2018). However, more concretely another recent study show that 4 weeks could be enough time to show muscle adaptation in flywheel resistance training (Illera-Domínguez et al., 2018). Further, in horizontal inertial flywheel training more similarity to our study (de Hoyo et al., 2015; Gonzalo-Skok et al., 2016) found differences in power and functional performance in 6 and 8-week period training. So, for these reason we hypothesize that 6 week could be enough time form find significant differences in both variables, movement velocity and movement variability. Since the players had no previous experience with this device, prior to the experiment, participants underwent to a familiarization session in which the horizontal movement with an inertial flywheel device was performed at a submaximal intensity in two conditions (BALL and NOBALL). When performing the BALL condition, an expert player made a pass from the right side two meters away. The participant caught the ball over the forward movement, synchronized with the first step (Figure 19). Then, during the second step the participant passed the ball to another expert player standing two meters away at the other side. Emphasis was placed on the importance of keeping the inertial flywheel rope tight. The training protocol was performed once a week during six weeks and consisted of a previous warm-up, where the players performed five minutes of cycle ergometer, five minutes of general active mobility, two progressive sprints of ten meters, ten movements at maximum speed forward and backward of four meters and five movements of maximum speed with changes of direction of three meters. Afterwards, the participants performed randomly eight repetitions of NOBALL and BALL with three minutes of rest between exercises. In the first two repetitions the intensity was progressively increased, while the last six were performed at maximal voluntary effort. During data collection, participants did not receive any verbal information on

the quality of the movement performed or the outcomes of the test. Data collection took place during the competitive season.



Figure 19. Horizontal movement with an inertial flywheel device with BALL (bellow) and NOBALL (above).

Procedures

The inertial flywheel device (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) consists of a metal flywheel (diameter: 0.42 m) with up to 16 weights (0.421 kg each weight), which can be added along the top edge of the flywheel perimeter. The device is comprised of a cone attached above a flywheel, and as the axle spins, a rope winds and unwinds around the cone. The concentric action unwinds the rope and the eccentric action occurs during rewinding. The force applied in the eccentric action to bring the flywheel to a stop will rely on the kinetic energy generated during the concentric action (Vicens-Bordas et al., 2018a). To change the resistance to movement, the moment of inertia can be modified by adding any number of the 16 weights to the edge of the flywheel and also by selecting one of the four positions (P1, P2, P3 or P4) by changing the location of the pulley that is close to the cone.

Position 1 and 16 weights were selected for this study, because these can generate the highest levels of mean force (Vázquez-Guerrero, Moras, Baeza, Rodríguez-Jiménez, et al., 2016). The moment of inertia for the flywheel was $0.27 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$. Movement velocity was measured by a rotational encoder (Chronojump, Barcelona, Spain) which measures the spinning velocity of the axis of the flywheel device.

The participants' acceleration performed in both conditions was measured using the inertial measurement unit WIMU (Realtrack Systems, Almeria, Spain), with processing capability consisting of a 3D accelerometer recording at 1000 Hz. The accelerometer was placed on an elastic waist belt close to the sacrum of each player. This position provided the best indication of whole body movement, as the location is close to the player's centre of mass (Montgomery et al., 2010).

Four repetitions of the NOBALL and BALL conditions were considered for further analysis. Each sample record contained 13879 ± 1900 data points for NOBALL and 14703 ± 1804 for BALL. In addition, the raw signal was obtained from the system specific software (WIMU Software, Realtrack Systems SL, Almería, Spain) to calculate total acceleration (at) based on summation of vectors in three dimensions, mediolateral (x), anteroposterior (y) and vertical (z) (Moras et al., 2018). The mean velocity recorded for the same four repetitions, registered with rotary axis encoder and analysed with the software of Chronojump (Chronojump, Barcelona, Spain).

The acceleration data were used to calculate entropy measures across a single time scale (sample entropy, SampEn) and across a range of time-scales (multiscale entropy, MSE), according to Chen, Solomon, & Chon (2006) and Costa, Goldberger & Peng (2002), using dedicated routines written in Matlab® (The MathWorks, Massachusetts, USA). Also, the Complexity Index (Gow et al., 2015) was calculated as the area under each of the MSE curves to provide information into the integrated complexity of the system, over the time scales of interest (Busa & van Emmerik, 2016; Hansen et al., 2017). The mean velocity recorded from the encoder was also included in the analysis.

Statistical Analysis

Data normality and homogeneity was assessed using Shapiro-Wilk and Levene tests, respectively. Data analyses were performed using PASW Statistics 21 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). The level of statistical significance was set at $p < 0.05$. The response variable (SampEn, complexity index and mean velocity) were analysed using a repeated measure analysis of variance (ANOVA) to address the main and interactive effects between weeks, comparing the baseline (week1) with all other weeks.

The comparisons were also assessed via standardized mean differences (Cohen's d) and respective 90% confidence intervals. Thresholds for effect sizes statistics were <0.20 , trivial; $0.20-0.59$, small; $0.6-1.19$, moderate; $1.20-1.99$, large; and >2.0 , very large (William Hopkins et al., 2009). Movement velocity and Complexity Index values under BALL and NOBALL conditions were also adjusted to a third-degree polynomial for a better visualization of these variables in summarizing the effects of the six-week training protocol.

Results

The individual trends, average and standard deviation across the six weeks for SampEn and movement velocity in BALL and NOBALL conditions are shown in Figure 20. SampEn presented higher values in the first four weeks for BALL and in the last two weeks for NOBALL (Figure 20a, 20c and 20e). However, movement velocity presented higher values across the whole training period for NOBALL although the values were similar in the last two weeks (Figure 20b, 20d and 20f).

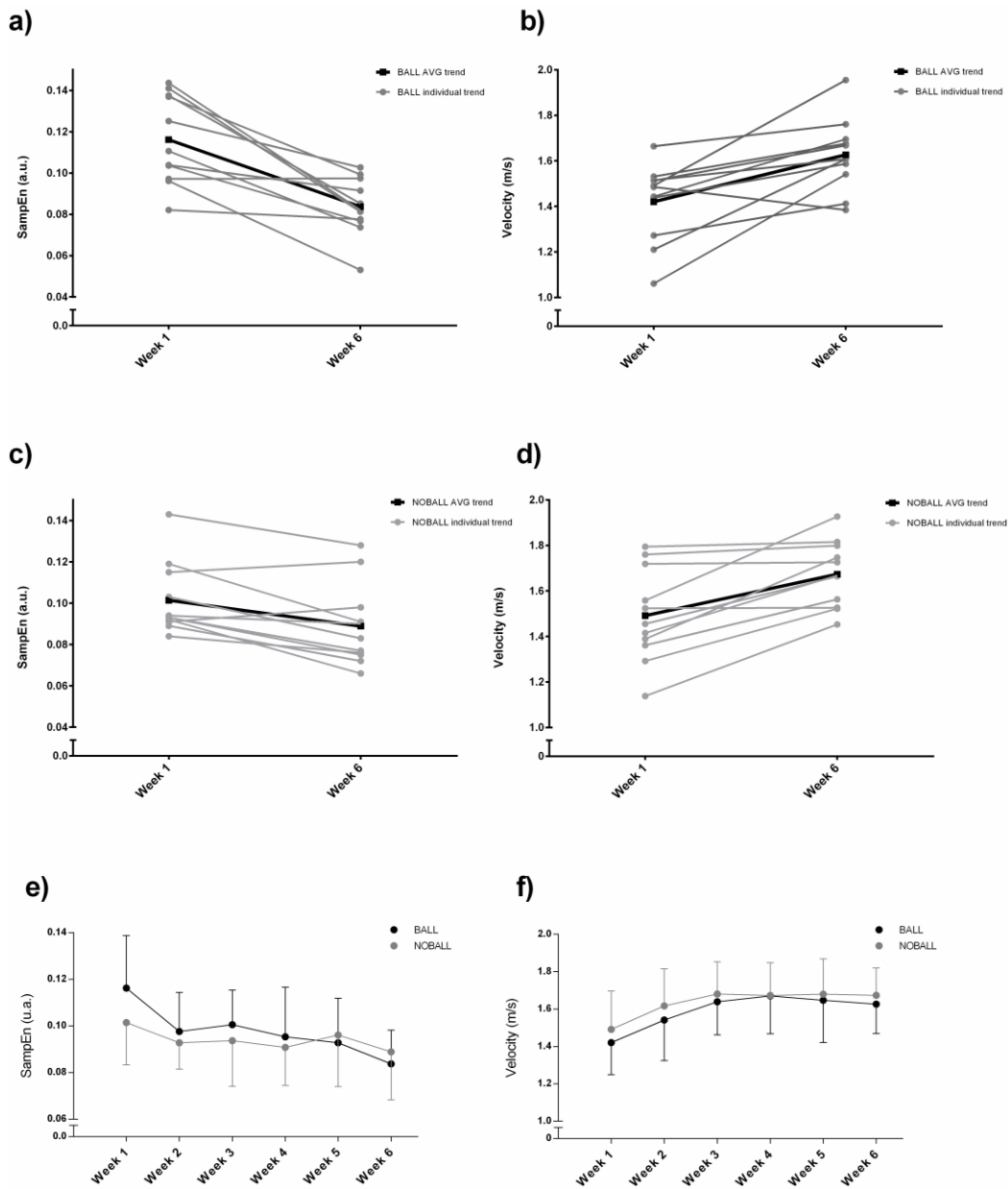


Figure 20. Individual trends, average and standard deviation. SampEn and velocity in BALL (a)(b) and NOBALL (c)(d) compared between the baseline (week 1) and last week (week 6). Group average and standard deviation for SampEn (e) and velocity (f) in both conditions.

When SampEn was compared between the baseline (week 1) and the subsequent weeks in BALL condition, there were no significant changes but moderate effects in the first four weeks, significant changes in fifth week ($p=0.015$) with moderate effects and significant changes in the last week ($p=0.007$) with a large effect (Figure a). By contrast, there were no significant differences in NOBALL conditions between weeks (Figure 21a). Also, when movement velocity was compared between the baseline (week 1) and the subsequent weeks in BALL condition, there were significant changes in third ($p=0.010$), fourth ($p=0.045$), fifth ($p=0.029$) and sixth ($p=0.047$) weeks with moderate and large effects (Figure 21b). For NOBALL condition there were significant changes in third ($p=0.012$), fourth ($p=0.048$), fifth ($p=0.027$) and sixth ($p=0.025$) weeks with moderate effects (Figure 21b).

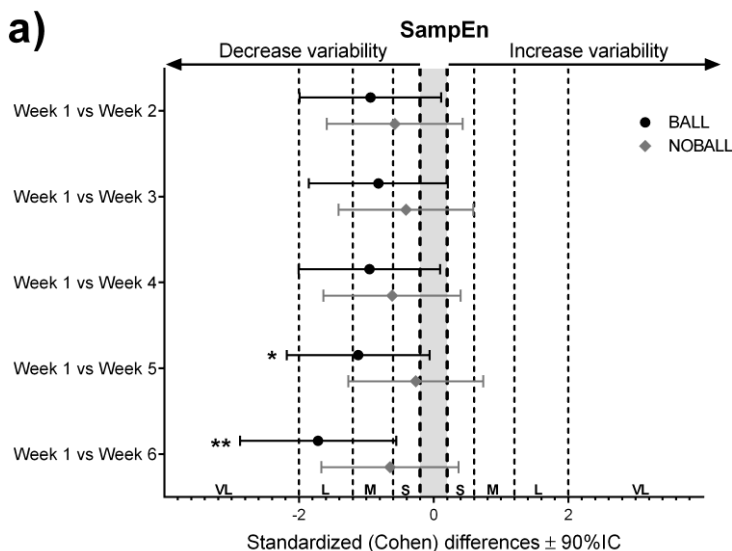


Figure 21a. Standardised Cohen's differences between the baseline (week 1) and the subsequent weeks for SampEn in both conditions. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals. Also, the significant differences were shown as * $p < 0.05$ and ** $p < 0.01$. VL: Very Large; L: Large; M: Moderate; S: Small.

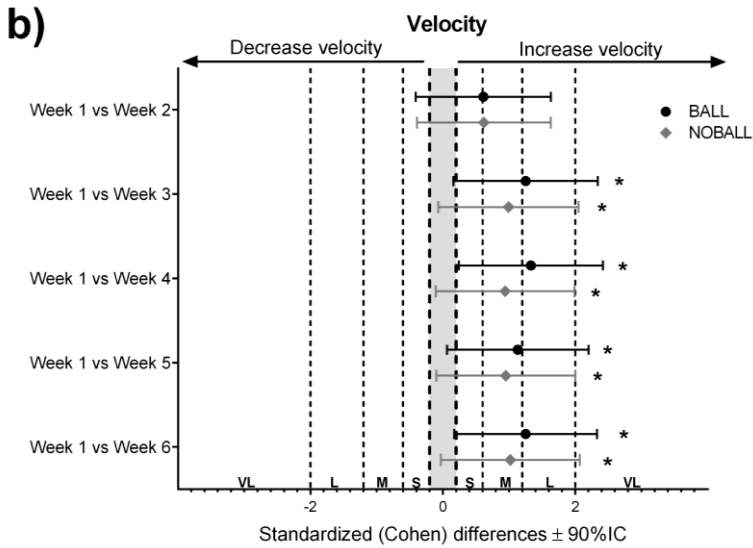


Figure 21b. Standardised Cohen's differences between the baseline (week 1) and the subsequent weeks for velocity in both conditions. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals. Also, the significant differences were shown as * $p < 0.05$ and ** $p < 0.01$. VL: Very Large; L: Large; M: Moderate; S: Small.

When complexity indexes were compared between the baseline (week 1) and the subsequent weeks in BALL condition, there were significant changes for every week ($p \leq 0.05$), except with the fourth period. By contrast, there were no significant differences in NOBALL conditions between the training weeks. The results from the complexity index and movement velocity are presented in Figure 22, smoothed using a third-degree polynomial for a better visualization. There were higher levels of complexity in BALL conditions, specifically in the first three weeks.

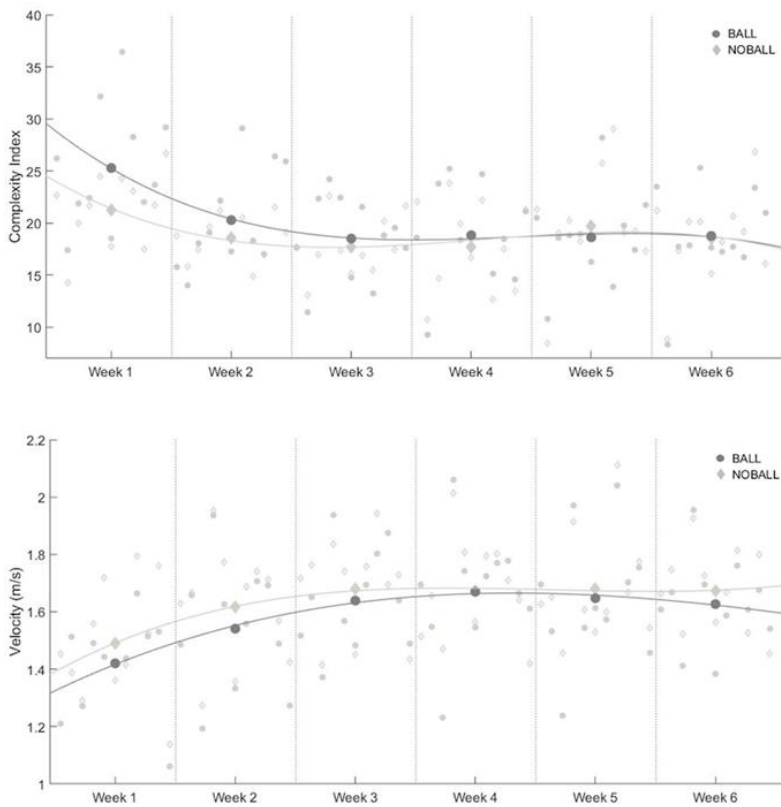


Figure 22. Complexity indexes and movement velocity values. BALL and NOBALL conditions adjusted to a third-degree polynomial.

Discussion

This study aimed to identify how movement variability and movement velocity changes during six weeks of training including a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL) during a six-week training program. In general, the results suggested that movement velocity and movement variability were adapted to the constraints after 4 weeks of training.

The baseline values at week 1 showed higher movement variability in BALL when compared to NOBALL condition, supporting results recently reported (Moras et al.,

2018) . It was also possible to identify that movement variability remained higher until the fifth week of training, showing that using the ball as a constraint during this functional resistance training exercise demands higher levels of coordination patterns, stimulating the beneficial and adaptive aspects of variability in system function(van Emmerik & van Wegen, 2002).

The results also showed that movement variability across the six-week training period had a moderate and large reduction from the week 1 to week 6 and significant decrease in the weeks 5 and 6 for BALL condition. This decrease might be due to an improved ability to control the coordination of the ball pass through practice (Ko & Newell, 2015; G. Williams et al., 2016). Based on the principle of optimality, sensory estimation could minimize uncertainty across optimal integration, and minimize variability in motor output through optimal control (Bays & Wolpert, 2007).

After four weeks of training, there was a stabilization on the BALL condition was noted not only in a single temporal scale, as evidenced by SampEn values, but also when different temporal scales are considered, as seen in the complexity index results. The complexity index represents how systems are integrated from its lowest (organic) to highest (systemic) scale levels. When constraints are applied to resistance training, there seems to be changes in the system coordination patterns(Moras et al., 2018; Oliveira et al., 2013), however, the training process seems to regulate movement stability and adaptability(van Emmerik & van Wegen, 2002) to the point where the motor system is adapted to the environmental perturbations. The present study reports evidence that corroborates on the beneficial and adaptive aspects of variability during resistance training(van Emmerik & van Wegen, 2002) but, most importantly, reports details about the time-course of the effects related to the use of these different and unusual constraints. The results showed that four weeks were enough time to the task constraint to become too predictable for the players, therefore, not requiring substantial organic adaptations. Note that, after four weeks of resistance training, the complexity index was similar for both conditions, whereby the application of the constraints loses its effect and exercise tasks should be

modified. Although the assessment of movement variability provides information about coordinative adaptations, during resistance training, the velocity at which a given load is displaced determines the strength and power adaptations at the muscular level (Bautista et al., 2016).

As expected in NOBALL condition, the movement velocity output was higher than BALL, possibly due to the lower level of coordination required to perform the task. However, using match specific constraints during resistance training reach more improvement between weeks. While NOBALL has higher dependency on players' capacity of improving force and velocity, BALL demands a higher level of motor skill, because it involves the coordination of carrying a ball while developing rapid accelerations. After three weeks of resistance training there are significant differences in the velocity for both conditions compared with the week 1. Nevertheless, from week 4 to the end of the 6-week training period, the movement velocity did not change with training with or without the ball constraint. Thus, the result found in the current study suggest that velocity adaptations are reached before than movement variability, maybe because neuromuscular adaptations to human velocity and human variability are associated with different regulatory mechanism (Hedayatpour & Falla, 2015). In team sports the effectiveness of resistance training to improve sport performance, depends upon the process of adaptations in terms of temporal structure changes (movement variability) and output performance magnitude (movement velocity). Therefore, the present study provides evidence that might better guide the training process, establishing optimal challenging points for resistance exercises and combining physical and coordinative tasks.

A previous study showed how entropy measures detect increased movement variability in resistance training when use the ball like a constraint (Moras et al., 2018). The present study helps to understand how the learning process inherent to a period of functional resistance training using ball constraint change the variability of the acceleration and affect performance across time. This study shows how entropy serves as an alternative tool to identify not only the changes in movement variability,

but its time-course during a training period. This way, the trainers can structure the exercises to enhance players' performance according to the field tasks and match demands required (McLaren, Weston, Smith, Cramb, & Portas, 2016) by efficiently combining physical and coordinative capacities in resistance training.

Limitations

One of the main limitations of the current study was the low sample size ($n = 11$) and all of these players belonged to the same club. Nevertheless, these were expert players the maximum level of competition in Spain. Rugby Union is a team sport with high levels of injury (Ball, Halaki, & Orr, 2017), especially at maximum level (Yeomans et al., 2018), therefore, completing the training protocol during six weeks continuously in the competitive season period with enough healthy players was already an important milestone achieved.

Conclusions

Six weeks of resistance training decreases movement variability and increases velocity especially when catching and throwing a rugby ball. Despite that, the success in the application of tasks constraints might be compromised after four weeks of training. Coaching staffs can consider this moment as the key to decide modifying the task.

Practical implications

- (1) Entropy measures can be used as a way of evaluating the ongoing appropriateness of an exercise stimulus to optimise adaptation. Entropy measures can be used by strength and conditioning coaches to identify when exercise tasks should be modified to trigger further adaptations.
- (2) Entropy can help to identify the optimal challenge point, therefore maintaining movement variability and preventing a plateau in exercise adaptations. The use of the ball during a functional resistance training task

will result in higher trainability, especially during the first four weeks. This is due to the increased complexity of the exercise.

- (3) Strength and conditioning coaches should consider the inclusion of the ball when targeting the development of coordination within a periodised training programme.

6. DISCUSIÓN COMÚN

Los resultados obtenidos a partir de los estudios de esta tesis doctoral, son solo el primer paso en la monitorización de la fuerza de tareas con predominio de carácter coordinativo. Debemos seguir avanzando en esta línea hasta desarrollar y validar los diferentes algoritmos y herramientas para poder controlar la evolución del entrenamiento de la fuerza a través de todos sus niveles de aproximación y así establecer los cambios de niveles y agrupaciones en base a datos objetivos e individualizados.

Pese a que en los diferentes estudios los resultados ya han sido discutidos de manera individual en cada uno de sus apartados, en este capítulo se pretende hacer una propuesta de aplicación práctica de los resultados de los estudios al entrenamiento de fuerza en los deportes de equipo. Para facilitar su discusión, seguimiento y desarrollo la hemos dividido en 3 apartados.

6.1. La variabilidad de movimiento para evaluar el entrenamiento de fuerza en los deportes de equipo.

Basándonos en el nuevo paradigma del entrenamiento de la fuerza centrado en el movimiento humano como eje vertebrador de la misma (Tous en Seirul-lo, 2017), poder medir la variabilidad de movimiento humano durante los ejercicios ayudará a los preparadores físicos a establecer una progresión de tareas con diferentes condicionantes (Estudio 1), individualizar las tareas por posiciones y acciones de juego (Estudio 2) y detectar cuándo una tarea se ha vuelto demasiado previsible para el jugador (Estudio 3). Pero la clave está en aprender a interpretar y contextualizar estos valores de variabilidad (Birklbauer, 2019; Hossner, Käch, & Enz, 2016; Stergiou et al., 2006), no solo en medirlos, ya que un valor alto o bajo de variabilidad de movimiento pueden significar cosas diferentes en función del contexto y las condiciones en las cuales lo estemos midiendo. En esta tesis, la herramienta empleada para medir esta variabilidad de movimiento ha sido la entropía, que ha demostrado

ser una herramienta útil para detectar cambios en dicha variabilidad al introducir un balón como condicionante en la tarea (Estudio 1), entre posiciones y fases de juego (Estudio 2) y a lo largo de 6 semanas de entrenamiento en tareas pertenecientes a diferentes niveles de aproximación (Estudio 3). Sin embargo, como se puede apreciar a partir del análisis conjunto de todos los estudios, un valor de entropía por sí solo no nos da información suficiente para saber si un estímulo supone un desafío excesivo, insuficiente o adecuado para el deportista, sino que debe ser contextualizado y comparado con los valores de ese mismo jugador y de su equipo en una tarea en concreto, atendiendo a criterios como su nivel de aproximación o la agrupación a la que pertenece (Estudio 1), número de series, repeticiones y descansos programados en el ejercicio (Estudio 2) y el nivel de novedad que tiene esa tarea para el deportista en cuestión (Estudios 2 y 3).

Así, por ejemplo, un aumento del nivel de variabilidad puede obtenerse a través de la incorporación de un condicionante en la tarea (Estudio 1) que obligue al deportista a buscar maneras de resolver esas situaciones (Araújo, D.; Davids, K.; Bennett, S.; Button, C.; Chapman, G. en A. M. Williams & Hodges, 2004, Capítulo Emergence of sport skills under constraint) lo cual, según algunos autores, puede provocar la activación de un área más amplia del tejido muscular y reducir el riesgo de lesiones por sobrecarga o uso repetitivo («Load, Overload, and Recovery in the Athlete: Select Issues for the Team Physician-A Consensus Statement.», 2019). Por otra parte, también puede suponer un desajuste coordinativo por falta de experiencia del deportista (Estudio 2).

Del mismo modo, una disminución del nivel de variabilidad puede tener diferentes lecturas en función del contexto, pudiendo ser el resultado de un aumento de la fatiga y por lo tanto una mayor rigidez en el movimiento y/o una reducción de sus grados de libertad (*backs* en el Estudio 2) o un desafío demasiado bajo y predecible para el deportista, ya sea por ser un movimiento muy repetido durante los entrenamientos y competiciones (*forwards* en el Estudio 2) o por la simple repetición de una misma tarea a lo largo de varias semanas de entrenamiento (Estudio 3).

Por lo tanto, podemos defender la existencia de una relación entre la variabilidad de movimiento y el concepto de entrenabilidad (Figura 23), entendida como el grado de adaptación a las cargas de entrenamiento que, como sabemos, es una magnitud dinámica que depende de varios factores internos y externos (Weineck, 2005). Así, al relacionar variabilidad de movimiento y entrenabilidad, podemos diferenciar cuatro combinaciones distintas:

1. **Alta variabilidad y alta entrenabilidad (a).** Las tareas pertenecientes a este nivel las consideramos adecuadas para el entrenamiento de la fuerza, especialmente si nos interesa enfatizar la estructura coordinativa. Se da, fundamentalmente, en situaciones donde la tarea es novedosa para nuestros deportistas, ya sea por la introducción de un condicionante externo (Estudio 1) o por el grado de familiarización de los deportistas con la tarea (*backs* en el Estudio 2).
2. **Baja variabilidad y alta entrenabilidad (b).** En general, una baja variabilidad de movimiento implicará un nivel pobre de estimulación y por lo tanto también de entrenabilidad, al menos a nivel coordinativo. Pero debemos analizar las condiciones por las cuales se ha llegado a ese nivel bajo de variabilidad para entender que en ocasiones puede presentar una alta entrenabilidad. Este es el caso cuando la baja variabilidad de movimiento obtenida viene dada por niveles elevados de fatiga (*backs* en el Estudio 2). En esta situación pretendemos entrenar el movimiento deportivo (fuerza coordinativa) en condiciones de elevada fatiga con el objetivo de mejorar las prestaciones de los deportistas en el juego, sobre todo en los últimos minutos del primer y segundo tiempo o en fases muy exigentes del juego. No obstante, queremos resaltar que este tipo de entrenamiento debe dosificarse adecuadamente en los entrenamientos debido al alto grado de rigidez que presentan los deportistas al llegar esa fase y que puede aumentar el riesgo de lesión (Cortes et al., 2014). Por otro lado, si el objetivo de la tarea es

fundamentalmente condicional, una baja variabilidad de movimiento nos permitirá alcanzar una velocidad de ejecución superior (Estudio 3).

3. **Baja variabilidad y baja entrenabilidad (c).** Es la situación en la cual se recomienda modificar la tarea añadiendo algún condicionante. Puede darse por la repetición sistemática de la tarea a lo largo de varias semanas (Estudio 3) o por el simple hecho de ser un movimiento deportivo que el deportista tiene totalmente dominado a nivel coordinativo y por tanto no supone un desafío para él (*forwards* en el Estudio 2).
4. **Alta variabilidad y baja entrenabilidad (d).** Normalmente una alta variabilidad se asocia a una alta entrenabilidad. No obstante, en algunas situaciones no deseadas como es el caso de las lesiones deportivas o ciertas patologías podemos situarnos en este contexto de alta variabilidad y baja entrenabilidad. Debemos considerar esta situación como transitoria, pues el objetivo prioritario en este caso es el de recuperar los niveles de prestación que tenía el deportista antes de la lesión lo antes posible. (Bartsch et al., 2007; Georgoulis, Moraiti, Ristanis, & Stergiou, 2006; Hausdorff et al., 1997; Meardon et al., 2011; Sadnicka et al., 2018; Vaillancourt & Newell, 2002).

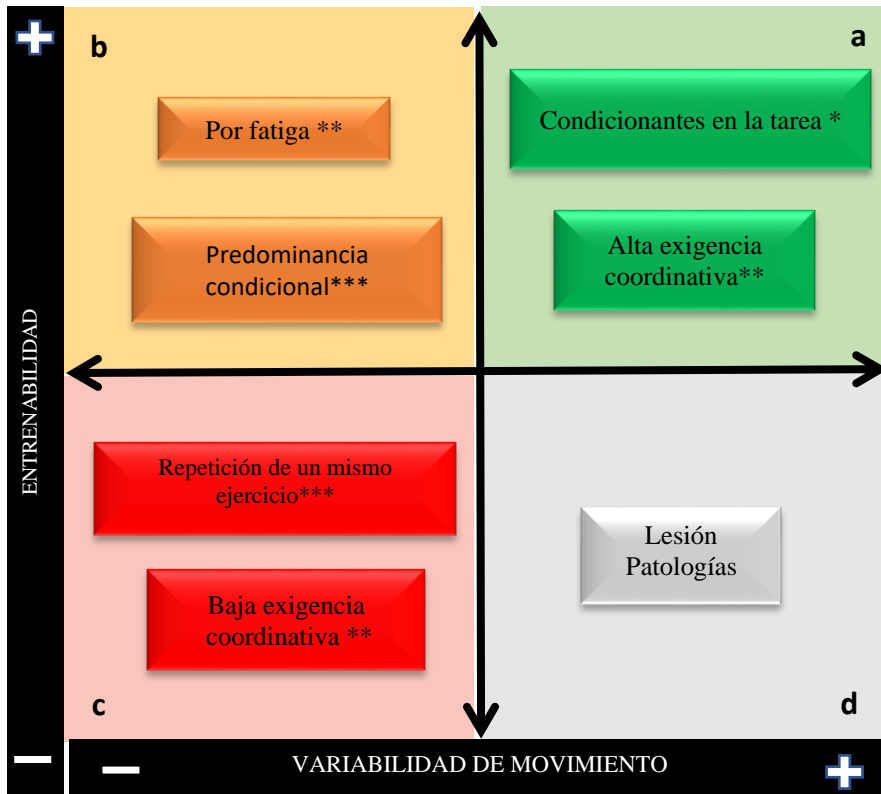


Figura 23. Relación entre entrenabilidad y variabilidad de movimiento. a, representa una alta variabilidad de movimiento y una alta entrenabilidad; b, baja variabilidad de movimiento y alta entrenabilidad; c, baja variabilidad de movimiento y baja entrenabilidad; d, alta variabilidad de movimiento y baja entrenabilidad. * Estudio 1; **Estudio 2; *** Estudio 3.

6.2. De la estructura condicional y bioenergética a la estructura coordinativa

Tradicionalmente el entrenamiento de la fuerza en los deportes de equipo se ha focalizado en la estructura condicional y bioenergética pensando solo en grupos musculares y no tanto en el movimiento deportivo que estos debían realizar durante la acción competitiva. Además, utilizaba normalmente ejercicios cerrados y muy previsibles para los deportistas. Dado que una de las propuestas de este entrenamiento de fuerza basado en el movimiento es enfatizar la estructura coordinativa durante las tareas de fuerza, una herramienta muy útil para hacerlo es la introducción de condicionantes en la tarea que sean de carácter coordinativo, como un balón (Estudios 1 y 3). Esto permitirá cambiar la estructura de la tarea convirtiéndola en menos predecible y aumentando la variabilidad de movimiento del deportista para conseguir una alta entrenabilidad (Figura 23a), enfatizando la estructura coordinativa en las tareas de fuerza que podemos realizar en el gimnasio. Sin embargo, a base de entrenarlos, estos condicionantes pierden ese efecto «perturbador» y las tareas se acaban convirtiendo nuevamente en demasiado predecibles para el deportista, entrando en baja variabilidad y baja entrenabilidad (Figura 23c) y perdiendo esa predominancia de la estructura coordinativa pese a utilizar un condicionante coordinativo (Estudio 3). Cuando esto pasa, debemos modificar de nuevo la tarea variando la naturaleza del condicionante.

6.3. La estructuración del entrenamiento de fuerza en base a los niveles de aproximación y sus agrupaciones.

Una propuesta para estructurar el entrenamiento de fuerza basado en el movimiento, pero cubriendo un amplio espectro de las necesidades físicas, coordinativas y cognitivas del deportista, es la estructuración en base a los niveles de aproximación

y sus agrupaciones explicadas en el marco teórico (ver páginas 41-46). Esta propuesta fue originalmente desarrollada por Gerard Moras (1994), y pese a que lleva muchos años siendo utilizada en multitud de clubs y selecciones de alto nivel, no existían estudios científicos al respecto posiblemente por la falta de herramientas para monitorizar otras estructuras más allá de la condicional dentro del entrenamiento de la fuerza. Por lo tanto, para estructurar el entrenamiento de fuerza en base a estos niveles, es importante entender, por un lado, la relación de los niveles y sus agrupaciones con las diferentes estructuras del deportista y, por otro lado, mediante qué variables y técnicas de análisis (lineales y no lineales) debemos monitorizar los ejercicios según el nivel o agrupación que estamos trabajando (ver Figura 7), para establecer cuándo cambiar de nivel o agrupación. En las Figuras 24 y 25 podemos ver la relación entre estos conceptos. Pese a que en esta tesis solo se han abordado los N1 y N3 y la A1-3, se ha intentado hacer una propuesta metodológica para todos los niveles y agrupaciones. Para facilitar el análisis, y dado que lo que ahí se explica son tendencias sobre las cuales siempre podrán existir matices, se han reducido las estructuras a las que siguen una clara tendencia para cada nivel o agrupación mientras que el resto pueden ser mucho más abiertas. De la misma manera, las variables para monitorizar han sido reducidas a las que consideramos más adecuadas para cada orientación predominante en el entrenamiento (condicional, coordinativa o cognitiva). Así, por ejemplo, cuando pasamos de un ejercicio de N1 a una agrupación 1-3, hemos podido comprobar la utilidad que puede tener la evaluación del movimiento a través de acelerometría y su análisis posterior a través de métodos no lineales como la entropía para detectar posibles cambios a nivel coordinativo (Estudios 1 y 3), lo cual muestra el potencial que tienen estas formas de evaluación del movimiento cuando predomina la estructura coordinativa en las tareas de fuerza propuestas (Estudios 1, 2 y 3). Esto no quiere decir que las herramientas que se estaban empleando hasta el momento en la monitorización del entrenamiento de fuerza y su análisis lineal no sean útiles, sino que simplemente deben ser complementadas. Escoger adecuadamente el tipo de herramienta utilizada para medir los ejercicios de un determinado nivel de aproximación o agrupación (ver Figuras 7,

24 y 25) nos permitirá detectar el momento en que la variabilidad de movimiento se estanca y, por consiguiente, deberíamos proponer modificaciones en la tarea (Estudio 3).

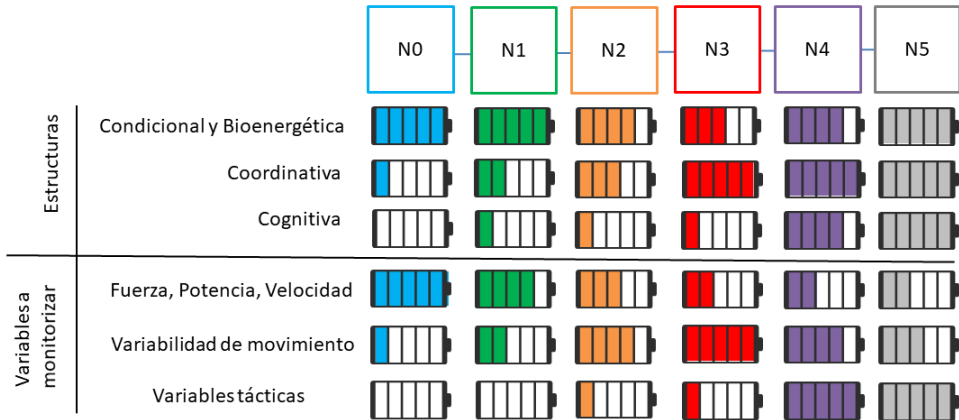


Figura 24. Relación entre los niveles de aproximación, las estructuras y las variables a monitorizar. La carga de la batería representa el grado de importancia que tiene esa estructura y estas variables a monitorizar dentro de cada nivel.

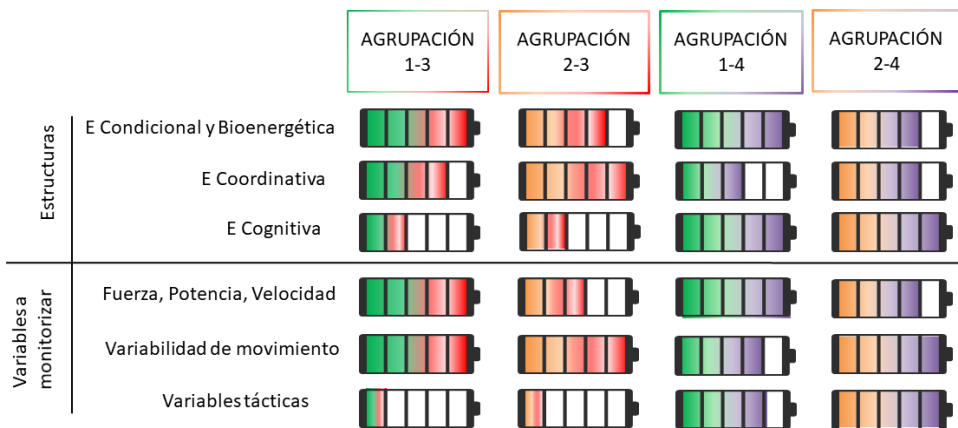


Figura 25. Relación entre las agrupaciones, las estructuras y las variables a monitorizar. La carga de la batería representa el grado de importancia que tiene esa estructura y estas variables a monitorizar dentro de cada agrupación.

Para abordar la planificación del entrenamiento de fuerza en base a los niveles de aproximación y sus agrupaciones proponemos 3 fases (Figura 26), las cuales no tienen por qué trabajarse de manera totalmente analítica ni aislada, sino que se pueden solapar durante la temporada e incluso dentro del propio microciclo. Habrá una primera fase donde encontraremos las adaptaciones a nivel micro, con trabajos de N0 y N1 y predominio de las estructuras condicional y bioenergética. Es un entrenamiento que realizamos en el gimnasio y que estaría más relacionado con el entrenamiento tradicional de fuerza en los deportes de equipo. La segunda fase es la gran olvidada y, sin embargo, creemos que es una fase fundamental para una completa preparación de nuestros deportistas. Se producirán las adaptaciones a nivel meso, con trabajo de N2 y N3 y de todas las agrupaciones (A1-3, A1-4, A2-3, A2-4). Ganan peso la estructura coordinativa y cognitiva equiparándose con la condicional y bioenergética. Son tareas que se realizan en el gimnasio, especialmente las agrupaciones A1-3 y A1-4, pero también en el campo con pequeños lastres en el caso de toda la familia de ejercicios relacionados con el N2 y con peso corporal en el caso del N3. Esta fase es uno de los grandes diferenciadores con el entrenamiento más clásico de fuerza en deportes de equipo, y por eso es en la que más se ha querido incidir en esta tesis. De esta manera, comprobamos cómo cambiando de un N1 (fase 1) a una A1-3 (fase 2) cambia la estructura del ejercicio aumentando la variabilidad e imprevisibilidad del mismo de manera transversal y longitudinal (Estudios 1 y 3) y la importancia dentro del trabajo de fuerza coordinativa en un N3 de individualizar las tareas por posiciones y características del juego debido a la alta correspondencia dinámica del gesto que trabajamos con el de la competición (Estudio 2). Por último, entramos en la fase 3, con las adaptaciones a nivel macro, con N4 y N5 y gran implicación de todas las estructuras similares a lo que ocurre durante la competición. Son tareas de campo, con predominio técnico-táctico, no tienen relación con ninguno de los estudios de la tesis, ya que estarían más alejados del entrenamiento de fuerza. No obstante, es una línea interesante de futuro en la cual incidir para entender las diferencias entre tareas de campo y la relación que estas pueden tener con los niveles anteriores.

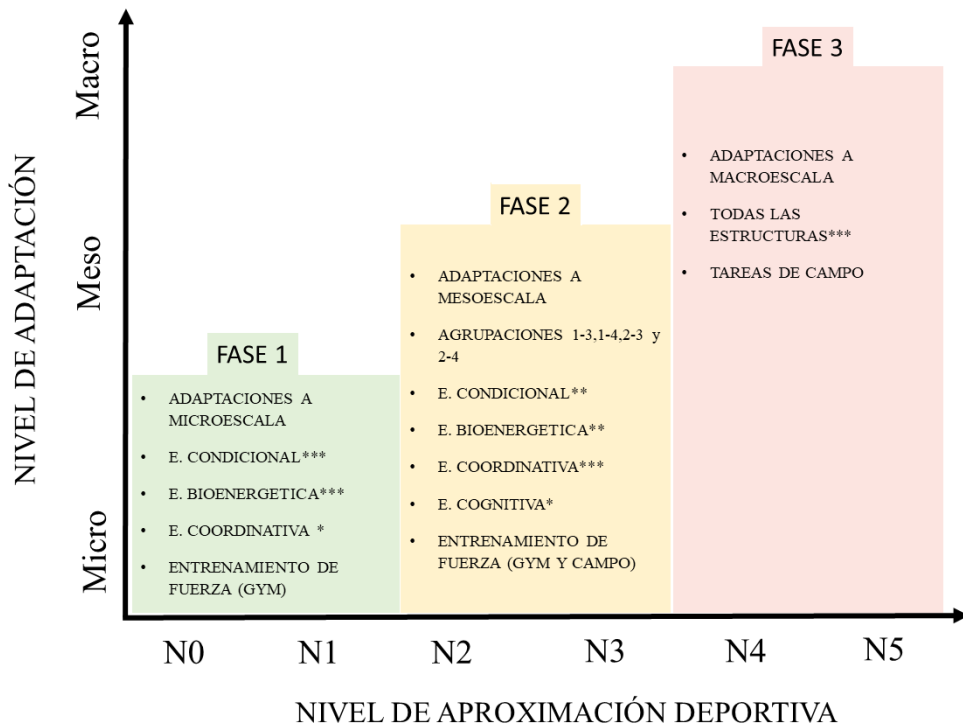


Figura 26. Relación entre el nivel de adaptación (de micro a macro) y los niveles de aproximación (del 0 al 5), con sus diferentes fases.

Por último, en la Tabla 5 se presenta un resumen de esta estructuración del entrenamiento de fuerza en base a los niveles, con las estructuras predominantes, principales variables a monitorizar y sus herramientas de análisis, así como la relación con la fase entrenamiento y nivel de adaptación que se ha producido en los diferentes estudios de la tesis doctoral. Dada la similitud de los estudios 1 y 3 desde esta perspectiva de análisis, se han agrupado para simplificar el esquema. Así, podemos observar cómo el predominio de la estructura condicional y bioenergética nos llevará a monitorizar variables como los cambios en la aceleración o velocidad de ejecución a través de un análisis lineal como los valores medios o valores picos para entender esas microadaptaciones a nivel de fuerza. Mientras que un predominio de la estructura coordinativa nos llevará a analizar la variabilidad de movimiento a través de herramientas de análisis no lineales como la entropía para entender estas mesoadaptaciones a nivel de fuerza coordinativa.

Tabla 5. Resumen de la estructuración del entrenamiento de fuerza en base a los niveles, estructuras, variables a monitorizar, herramientas de análisis y fases de entrenamiento de los diferentes estudios de la tesis.

Tesis			
	Estudio 1 y 3		Estudio 2
Nivel o Agrupación	N1 & A1-3		N3
Estructuras protagonista	Condicional y Bioenergética	Coordinativa	Coordinativa
Variables a monitorizar	Aceleración del movimiento Velocidad de ejecución	Variabilidad de movimiento	Variabilidad de movimiento
Herramientas de análisis de la señal	Pico (lineal)	Media (lineal)	Entropía (No lineal)
Fase del entrenamiento	Fase 1 Microadaptaciones	Fase 2 Mesoadaptaciones	Fase 2 Mesoadaptaciones

6.4. Líneas de futuro.

Los resultados de esta tesis son solo un pequeño grano de arena para entender que debemos utilizar diferentes sensores para monitorizar los diferentes niveles o agrupaciones y tomar las decisiones de cambios de fase de entrenamiento con valores objetivos. Pero con esta tesis solo se ha podido abordar una parte de la fase 1 y 2, resaltando la importancia de las tareas de esta fase intermedia que son un elemento diferenciador con respecto a la inicial y que prepararan al deportista de manera más completa para las tareas de campo y la competición deportiva. Queda mucha investigación por hacer en esta línea, y también queda pendiente entender qué sucede con diferentes combinaciones de niveles, agrupaciones y fases, así como seguir buscando diferentes herramientas de monitorización y su posterior análisis lineal y no lineal para comprender cómo se están adaptando nuestros deportistas a los diferentes movimientos propuestos desde los niveles más generales hasta el juego real.

7. CONCLUSIONES

Analizar la variabilidad de movimiento a través de la entropía tendrá un rol fundamental en el control y programación de tareas de fuerza en los deportes de equipo, especialmente cuando estas tengan una predominancia coordinativa basada en el movimiento deportivo.

Dadas las características temporales de las tareas de fuerza en los deportes de equipo, 1000 Hz será una frecuencia adecuada para registrar los ejercicios seleccionados en los estudios de esta tesis. El uso de condicionantes en las tareas de fuerza provocará cambios en la variabilidad de movimiento a través de múltiples escalas temporales generando adaptaciones a lo largo de 4 semanas. La predominancia más condicional o coordinativa de una tarea de fuerza hará que debamos seleccionar diferentes herramientas de monitorización y análisis para entender cuándo la tarea se ha vuelto predecible para nuestros deportistas, demandando la modificación de la misma. Por lo tanto, comprender el proceso no lineal y los cambios en la variabilidad de movimiento inherentes a la manipulación de variables en las tareas de fuerza y sus adaptaciones motoras puede ayudar a los preparadores físicos a mejorar la efectividad del entrenamiento de fuerza en los deportes de equipo.

8. REFERENCIAS

- Álvarez, J. C. B., & Andrín, G. (2005). Desarrollo y aplicación de un nuevo test de campo para valorar la resistencia específica en jugadores de fútbol sala: TREIF (Test de Resistencia Específica Intermitente para Futsal). *Lecturas, Educación Física y Deportes*.
- Alves, J. M. V. M., Rebelo, A. N., Abrantes, C., & Sampaio, J. (2010). Short-term effects of complex and contrast training in soccer players' vertical jump, sprint, and agility abilities. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(4), 936-941.
- Araújo, D., Davids, K., Bennett, S., Button, C., & Chapman, G. (2004). Skill acquisition in sport: Research, theory and practice. *Taylor & Francis, London: Routledge*, 409-433.
- Arjol, J. L. (2012). La planificación actual del entrenamiento en fútbol.: Análisis comparado del enfoque estructurado y la periodización táctica. *Acciónmotriz*, (8), 27-37.
- Ball, S., Halaki, M., & Orr, R. (2017). Training volume and soft tissue injury in professional and non-professional rugby union players: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 51(13), 1012-1020. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095926>
- Balsalobre-Fernández, C., Kuzdub, M., Poveda-Ortiz, P., & Campo-Vecino, J. del. (2016). Validity and Reliability of the PUSH Wearable Device to Measure Movement Velocity During the Back Squat Exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(7), 1-8. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001284>
- Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Muñoz-López, M., & Jiménez, S. L. (2018). Validity and reliability of a novel iPhone app for the measurement of barbell velocity and 1RM on the bench-press exercise. *Journal of Sports Sciences*, 36(1), 64-70. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1280610>
- Barr, M. J., Sheppard, J. M., Gabbett, T. J., & Newton, R. U. (2015). The effect of

- ball carrying on the sprinting speed of international rugby union players. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 10(1), 1-9.
- Barros, R. M. L., Misuta, M. S., Menezes, R. P., Figueroa, P. J., Moura, F. A., Cunha, S. A., ... Leite, N. J. (2007). Analysis of the distances covered by first division brazilian soccer players obtained with an automatic tracking method. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(2), 233-242.
- Bartsch, R., Plotnik, M., Kantelhardt, J. W., Havlin, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2007). Fluctuation and synchronization of gait intervals and gait force profiles distinguish stages of Parkinson's disease. *Physica A*, 383(2), 455-465. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2007.04.120>
- Bautista, I. J., Chiroso, I. J., Robinson, J. E., Chiroso, L. J., & Martinez, I. (2016). Concurrent Validity of a Velocity Perception Scale to Monitor Back Squat Exercise Intensity in Young Skiers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(2), 421-429. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001112>
- Bays, P. M., & Wolpert, D. M. (2007). Computational principles of sensorimotor control that minimize uncertainty and variability. *The Journal of physiology*, 578(2), 387-396.
- Ben Abdelkrim, N., El Fazaa, S., & El Ati, J. (2007). Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. *Br J Sports Med*, 41(2), 69-75. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.032318>
- Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press Ltd.
- Bernstein, N. A. (1996). Dexterity and its development (ML Latash & MT Turvey, Eds.). *Mahwah, NJ: LEA*.
- Besier, T., Lloyd, D., & Ackland, T. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine and science in sports and*

- exercise*, 35(1), 119-127.
- Besier, T., Lloyd, D., Cochrane, J., & Ackland, T. (2001). External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(7), 1168-1175.
- Birklbauer, J. (2019). *Optimal variability for effective motor learning: A theoretical review and empirical work on movement variability*. Meyer & Meyer.
- Bisi, M. C., & Stagni, R. (2016). Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: from development to decline. *Gait & posture*, 47, 37-42.
- Boltzmann, L. (1896). "Reply to the Heat-Theoretical Considerations of E. Zermelo," *Wiedemann's Ann. Phys*, 57, 773-784.
- Boyd, L. J., Ball, K., & Aughey, R. J. (2013). Quantifying external load in Australian football matches and training using accelerometers. *Int J Sports Physiol Perform*, 8(1), 44-51.
- Buchheit, M. (2016). The numbers will love you back in return—I promise. *International journal of sports physiology and performance*, 11(4), 551-554.
- Buchheit, M., Allen, A., Poon, T. K., Modonutti, M., Gregson, W., & Di Salvo, V. (2014). Integrating different tracking systems in football: multiple camera semi-automatic system, local position measurement and GPS technologies. *Journal of Sports Sciences*, 32(20), 1844-1857. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.942687>
- Busa, M. A., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 44-51.
- Button, C., Davids, K., & Schollhorn, W. (2006). Coordination profiling of movement systems. En *Movement system variability* (pp. 133-152). Human Kinetics.

- Carnot, N. L. S. (1824). *Réflexions sur la puissance motrice du feu, et sur les machines propres à développer cette puissance: 1824.*
- Carson, H. J., & Collins, D. (2014). Effective skill refinement: Focusing on process to ensure outcome. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 7(3), 5-21.
- Casamichana, D., & Castellano, J. (2011). Demandas físicas en jugadores semiprofesionales de fútbol:¿ se entrena igual que se compete?.(Physical Demands in Semi-Professional Football Players: Is Training Carried out the Same as Competition?). *Cultura_Ciencia_Deporte*, 6(17), 121-127.
- Castellano, J., & Casamichana, D. (2014). Deporte con dispositivos de posicionamiento global (GPS): Aplicaciones y limitaciones. *Revista de psicología del deporte*, 23(2), 355-364.
- Chambers, R., Gabbett, T., Cole, M., & Beard, A. (2015). The use of wearable microsensors to quantify sport-specific movements. *Sports medicine*, 45(7), 1065-1081.
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R. (2005). The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors : Current and Future, 3711. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185571.49104.82>
- Chen, X., Solomon, I. C., & Chon, K. H. (2006). Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal. En *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the* (pp. 4212-4215). IEEE.
- Coffey, D. S. (1998). Self-organization, complexity and chaos: The new biology for medicine. *Nature Medicine*, 4(8), 882-885. <https://doi.org/10.1038/nm0898-882>
- Colosio, A. L., Pedrinolla, A., Da Lozzo, G., & Pogliaghi, S. (2018). Heart Rate-Index Estimates Oxygen Uptake, Energy Expenditure and Aerobic Fitness in

- Rugby Players. *Journal of Sports Science & Medicine*, 17(4), 633-639.
- Cometti, G. (1998). *La pliometría*. Inde.
- Cortes, N., Onate, J., & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, 39(3), 888-893.
- Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C.-K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical review letters*, 89(6), 68102.
- Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C.-K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical review E*, 71(2), 21906.
- Costello, N., Deighton, K., Preston, T., Matu, J., Rowe, J., Sawczuk, T., ... Jones, B. (2018). Collision activity during training increases total energy expenditure measured via doubly labelled water. *European Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3846-7>
- Couceiro, M., Clemente, F., Dias, G., Mendes, P., Fernando, M., Martins, F., & Mendes, R. (2014). On an Entropy-based Performance Analysis in Sports. *1st International Electronic Conference on Entropy and Its Applications*, (November), 1-20. <https://doi.org/10.3390/ecea-1-a008>
- Couceiro, M., Dias, G., Mendes, R., & Araújo, D. (2013). Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf putting. *Journal of Motor Behavior*, 45(1), 37-53. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.740100>
- Coutts, A. J., & Duffield, R. (2010). Validity and reliability of GPS devices for measuring movement demands of team sports. *Journal of science and Medicine in Sport*, 13(1), 133-135.
- Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(2), 168-178. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(01\)80027-x](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(01)80027-x)
- Cropper, W. H. (1986). Rudolf Clausius and the road to entropy. *American journal of physics*, 54(12), 1068-1074.

- Cross, M. R., Brughelli, M., Brown, S. R., Samozino, P., Gill, N. D., Cronin, J. B., & Morin, J.-B. (2015). Mechanical Properties of Sprinting in Elite Rugby Union and Rugby League. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(6), 695-702. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0151>
- Cummins, C., & Orr, R. (2015). Analysis of Physical Collisions in Elite National Rugby League Match Play. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(6), 732-739. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0541>
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H., & West, C. (2013). Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: a systematic review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43(10), 1025-1042. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0069-2>
- Davids, K. W., Button, C., & Bennett, S. J. (2008). *Dynamics of skill acquisition: A constraints-led approach*. Human Kinetics.
- De Hoyo, M., De La Torre, A., Pradas, F., Sañudo, B., Carrasco, L., Mateo-Cortes, J., ... Gonzalo-Skok, O. (2015). Effects of eccentric overload bout on change of direction and performance in soccer players. *International journal of sports medicine*, 36(04), 308-314.
- de Hoyo, M., Sanudo, B., Carrasco, L., Dominguez-Cobo, S., Mateo-Cortes, J., Cadenas-Sanchez, M. M., & Nimphius, S. (2015). Effects of Traditional Versus Horizontal Inertial Flywheel Power Training on Common Sport-Related Tasks. *Journal of Human Kinetics*, 47, 155-167. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0071>
- Dhawale, A. K., Smith, M. A., & Ölveczky, B. P. (2017). The role of variability in motor learning. *Annual review of neuroscience*, 40, 479-498.
- Di Salvo, V., & Modonutti, M. (2009). Integration of different technology systems for the development of football training. *J Sports Sci Med*, 11, 3.
- Dias, G., Couceiro, M., Barreiros, J., Clemente, F., Mendes, R., & Martins, F. (2014).

- Distance and slope constraints: adaptation and variability in golf putting. *Motor Control*, 18(3), 221-243. <https://doi.org/10.1123/mc.2013-0055>
- Diener, H. C., Bootz, F., Dichgans, J., & Bruzek, W. (1983). Variability of postural “reflexes” in humans. *Experimental Brain Research*, 52(3), 423-428.
- Dingwell, J. B., & Marin, L. C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 444-452. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.014>
- Dobson, B. P., & Keogh, J. W. L. (2007). Methodological Issues for the Application of Time-Motion Analysis Research. *Strength & Conditioning Journal*, 29(2). Recuperado de http://journals.lww.com/nsca-scj/Fulltext/2007/04000/Methodological_Issues_for_the_Application_of.6.aspx
- Duarte, R., Araújo, D., Freire, L., Folgado, H., Fernandes, O., & Davids, K. (2012). Intra-and inter-group coordination patterns reveal collective behaviors of football players near the scoring zone. *Human Movement Science*, 31(6), 1639-1651.
- Ebben, W. P. (2002). Complex training: a brief review. *Journal of Sports Science & Medicine*, 1(2), 42-46. Recuperado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24688269>
- Edwards, S., White, S., Humphreys, S., Robergs, R., & O’Dwyer, N. (2019). Caution using data from triaxial accelerometers housed in player tracking units during running. *Journal of Sports Sciences*, 37(7), 810-818. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1527675>
- England, S. A., & Granata, K. P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 25(2), 172-178. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.03.003>
- Fernández, R. F., & López, F. P. (1998). Estudio de tres modelos de creatividad:

critérios para la identificación de la producción creativa. *FAISCA. Revista de Altas Capacidades*, 6, 67-83.

Folgado, H., Lemmink, K. a. P. M., Frencken, W., & Sampaio, J. (2012). Length, width and centroid distance as measures of teams tactical performance in youth football. *European Journal of Sport Science*, (April 2013), 1-6. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.730060>

Fonseca, S., Milho, J., Passos, P., Araújo, D., & Davids, K. (2012). Approximate Entropy Normalized Measures for Analyzing Social Neurobiological Systems. *Journal of Motor Behavior*, 44(February 2015), 179-183. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.668233>

Gabbett, T. (2010). The development of a test of repeated-sprint ability for elite women's soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(5), 1191-1194.

Gabbett, T. (2013). Quantifying the physical demands of collision sports: does microsensor technology measure what it claims to measure? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(8), 2319-2322. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318277fd21>

Gabbett, T., Jenkins, D., & Abernethy, B. (2010). Physical collisions and injury during professional rugby league skills training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 578-583. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.007>

Gabbett, T., & Ryan, P. (2009). Tackling technique, injury risk, and playing performance in high-performance collision sport athletes. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 4(4), 521-533.

Gastin, P. B., McLean, O. C., Breed, R. V. P., & Spittle, M. (2014). Tackle and impact detection in elite Australian football using wearable microsensor technology. *Journal of sports sciences*, 32(10), 947-953. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.868920>

- Georgoulis, A. D., Moraiti, C., Ristanis, S., & Stergiou, N. (2006). A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: The use of the approximate entropy in orthopaedics. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 20(1), 11-18. <https://doi.org/10.1007/s10877-006-1032-7>
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2014). What is the Best Method for Assessing Lower Limb Force-Velocity Relationship? *International Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1385886>
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2015). What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *International journal of sports medicine*, 36(02), 143-149.
- Glazier, P. S., & Davids, K. (2009). On analysing and interpreting variability in motor output. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(4), e2-e3.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... Stanley, H. E. (2000). Physiobank, physiotoolkit, and physionet. *Circulation*, 101(23), e215-e220.
- Goldberger, A. L., Peng, C.-K., & Lipsitz, L. A. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, 23(1), 23-26. [https://doi.org/10.1016/s0197-4580\(01\)00266-4](https://doi.org/10.1016/s0197-4580(01)00266-4)
- Goncalves, B., Coutinho, D., Santos, S., Lago-Penas, C., Jimenez, S., & Sampaio, J. (2017). Exploring Team Passing Networks and Player Movement Dynamics in Youth Association Football. *PloS One*, 12(1), e0171156. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171156>
- Gonçalves, B., Folgado, H., Coutinho, D., Marcelino, R., P. Wong, D., Leite, N., & Sampaio, J. (2017). Changes in effective playing space when considering subgroups of 3 to 10 players in professional soccer matches. *Journal of Human Kinetics*.

- Gonzalo-Skok, O., Tous-Fajardo, J., Valero-Campo, C., Berzosa, C., Bataller, A. V., Arjol-Serrano, J. L., ... Mendez-Villanueva, A. (2016). Eccentric Overload Training in Team-Sports Functional Performance: Constant Bilateral Vertical vs. Variable Unilateral Multidirectional Movements. *International journal of sports physiology and performance*, 1-23.
- Gonzalo-Skok, O., Tous-Fajardo, J., Valero-Campo, C., Berzosa, C., Bataller, A. V., Arjol-Serrano, J. L., ... Mendez-Villanueva, A. (2017). Eccentric-Overload Training in Team-Sport Functional Performance: Constant Bilateral Vertical Versus Variable Unilateral Multidirectional Movements. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(7), 951-958. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0251>
- Goodman, D., & Kelso, J. S. (1980). Are movements prepared in parts? Not under compatible (naturalized) conditions. *Journal of Experimental Psychology: General*, 109(4), 475.
- Gorman, J. C., Dunbar, T. A., Grimm, D., & Gipson, C. L. (2017). Understanding and Modeling Teams As Dynamical Systems. *Frontiers in Psychology*, 8, 1053. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.01053>
- Gow, B. J., Peng, C.-K., Wayne, P. M., & Ahn, A. C. (2015). Multiscale entropy analysis of center-of-pressure dynamics in human postural control: methodological considerations. *Entropy*, 17(12), 7926-7947.
- Greihaine, J.-F., Godbout, P., & Zerai, Z. (2011). How the “rapport de forces” evolves in a soccer match: the dynamics of collective decisions in a complex system. *Revista de psicología del deporte*, 20(2), 747-764.
- Hamill, J., Van Emmerik, R., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 297-308. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)90092-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90092-4)
- Hansen, C., Wei, Q., Shieh, J.-S., Fourcade, P., Isableu, B., & Majed, L. (2017). Sample Entropy, Univariate, and Multivariate Multi-Scale Entropy in

- Comparison with Classical Postural Sway Parameters in Young Healthy Adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 206. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00206>
- Harper, D. J., Carling, C., & Kiely, J. (2019). High-Intensity Acceleration and Deceleration Demands in Elite Team Sports Competitive Match Play: A Systematic Review and Meta-Analysis of Observational Studies. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(12), 1923-1947. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01170-1>
- Hausdorff, J. M., Mitchell, S. L., Firtion, R., Peng, C. K., Cudkowicz, M. E., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1997). Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 82(1), 262-269. <https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.262>
- Hausler, J., Halaki, M., & Orr, R. (2016). Application of Global Positioning System and Microsensor Technology in Competitive Rugby League Match-Play: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(4), 559-588. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0440-6>
- Hedayatpour, N., & Falla, D. (2015). Physiological and neural adaptations to eccentric exercise: mechanisms and considerations for training. *BioMed research international*, 2015.
- Hendricks, S., & Lambert, M. I. (2014). Theoretical Model Describing the Relationship between the Number of Tackles in Which A Player Engages, Tackle Injury Risk and Tackle Performance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(3), 715-717.
- Hendricks, S., Till, K., Brown, J. C., & Jones, B. (2017, mayo). Rugby union needs a contact skill-training programme. *British Journal of Sports Medicine*. England. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096347>
- Hopkins, Will. (2017). Spreadsheets for Analysis of Validity and Reliability.

Sportscience, 21.

- Hopkins, William, Marshall, S., Batterham, A., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3.
- Hossner, E.-J., Käch, B., & Enz, J. (2016). On the optimal degree of fluctuations in practice for motor learning. *Human Movement Science*, 47, 231-239.
- Hulin, B., Gabbett, T., Johnston, R., & Jenkins, D. (2017). Wearable microtechnology can accurately identify collision events during professional rugby league match-play. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(7), 638-642. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.11.006>
- Illera-Domínguez, V., Nuell, S., Carmona, G., Padullés, J. M., Padullés, X., Lloret, M., ... Cadefau, J. A. (2018). Early Functional and Morphological Muscle Adaptations During Short-Term Inertial-Squat Training . *Frontiers in Physiology* .
- Inness, M. W. H., Billaut, F., Walker, E. J., Petersen, A. C., Sweeting, A. J., & Aughey, R. J. (2016). Heavy Resistance Training in Hypoxia Enhances 1RM Squat Performance. *Frontiers in Physiology*. Recuperado de <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2016.00502>
- James, C. R. (2004). Considerations of movement variability in biomechanics research. *Innovative analyses of human movement*, 29-62.
- Johnston, R. D., Weaving, D., Hulin, B. T., Till, K., Jones, B., & Duthie, G. (2019). Peak movement and collision demands of professional rugby league competition. *Journal of Sports Sciences*, 37(18), 2144-2151. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1622882>
- Johnston, R., Gabbett, T., Seibold, A., & Jenkins, D. (2014). Influence of physical contact on neuromuscular fatigue and markers of muscle damage following small-sided games. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(5), 535-540.

<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.07.018>

- Johnston, R. J., Watsford, M. L., Kelly, S. J., Pine, M. J., & Spurr, R. W. (2014). Validity and interunit reliability of 10 Hz and 15 Hz GPS units for assessing athlete movement demands. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(6), 1649-1655.
- Johnston, R. J., Watsford, M. L., Pine, M. J., Spurr, R. W., & Sporri, D. (2013). Assessment of 5 Hz and 10 Hz GPS units for measuring athlete movement demands. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 13(1), 262-274.
- Jukic, I., Prnjak, K., Zoellner, A., Tufano, J. J., Sekulic, D., & Salaj, S. (2019). The Importance of Fundamental Motor Skills in Identifying Differences in Performance Levels of U10 Soccer Players. *Sports (Basel, Switzerland)*, 7(7), 178. <https://doi.org/10.3390/sports7070178>
- Kannekens, R., Elferink-Gemser, M. T., & Visscher, C. (2009). Tactical skills of world-class youth soccer teams. *Journal of Sports Sciences*, 27(8), 807-812. <https://doi.org/10.1080/02640410902894339>
- Katz, M. J. (1988). Fractals and the analysis of waveforms. *Computers in Biology and Medicine*, 18(3), 145-156. [https://doi.org/10.1016/0010-4825\(88\)90041-8](https://doi.org/10.1016/0010-4825(88)90041-8)
- Ko, J.-H., & Newell, K. (2015). Organization of postural coordination patterns as a function of scaling the surface of support dynamics. *Journal of Motor Behavior*, 47(5), 415-426.
- Kokstajn, J., Musalek, M., Wolanski, P., Murawska-Cialowicz, E., & Stastny, P. (2019). Fundamental Motor Skills Mediate the Relationship Between Physical Fitness and Soccer-Specific Motor Skills in Young Soccer Players. *Frontiers in Physiology*, 10, 596. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00596>
- Kraemer, W. J., Ratamess, N. A., Flanagan, S. D., Shurley, J. P., Todd, J. S., & Todd, T. C. (2017). Understanding the Science of Resistance Training: An

- Evolutionary Perspective. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(12), 2415-2435. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0779-y>
- Kuhl, J. (1984). Volitional aspects of achievement motivation and learned helplessness: toward a comprehensive theory of action control. *Progress in Experimental Personality Research*, 13, 99-171.
- Lamoth, C., Ainsworth, E., Polomski, W., & Houdijk, H. (2010). Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Medical Engineering and Physics*, 32(9), 1009-1014. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.07.001>
- Lamoth, C., van Deudekom, F., van Campen, J., Appels, B., de Vries, O., & Pijnappels, M. (2011). Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), 2. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-2>
- Lee, D. (2013). Decision making: from neuroscience to psychiatry. *Neuron*, 78(2), 233-248.
- Leite, N., Coelho, E., & Sampaio, J. (2011). Assessing the Importance Given by Basketball Coaches to Training Contents. *Journal of Human Kinetics*, 30(1), 123-133. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0080-3>
- Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of «complexity» and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA*, 267(13), 1806-1809.
- Liu, W.-Y., Schmid, K. K., Meijer, K., Spruit, M. A., & Yentes, J. M. (2020). Subjects With COPD Walk With Less Consistent Organization of Movement Patterns of the Lower Extremity. *Respiratory Care*, 65(2), 158-168. <https://doi.org/10.4187/respcare.06743>
- Lloyd, D. G. (2001). Rationale for training programs to reduce anterior cruciate

- ligament injuries in Australian football. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(11), 645-654.
- Load, Overload, and Recovery in the Athlete: Select Issues for the Team Physician-A Consensus Statement. (2019). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(4), 821-828. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001910>
- Logan, S. W., Ross, S. M., Chee, K., Stodden, D. F., & Robinson, L. E. (2018). Fundamental motor skills: A systematic review of terminology. *Journal of Sports Sciences*, 36(7), 781-796. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1340660>
- Los Arcos, A., Vázquez, J. S., Martín, J., Lerga, J., Sánchez, F., Villagra, F., & Zulueta, J. J. (2015). Effects of small-sided games vs. interval training in aerobic fitness and physical enjoyment in young elite soccer players. *PLoS one*, 10(9), e0137224.
- Lubetzky, A. V, Harel, D., & Lubetzky, E. (2018). On the effects of signal processing on sample entropy for postural control. *PLOS ONE*, 13(3), e0193460. Recuperado de <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193460>
- MacLeod, S. J., Hagan, C., Egana, M., Davis, J., & Drake, D. (2018). The Use of Microtechnology to Monitor Collision Performance in Professional Rugby Union. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-26. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0124>
- Madruga-Parera, M., Bishop, C., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Beato, M., Gonzalo-Skok, O., & Romero-Rodríguez, D. (2020). Effects of 8 Weeks of Isoinertial vs. Cable-Resistance Training on Motor Skills Performance and Interlimb Asymmetries. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003594>
- Malacko, J., Doder, D., Djurdjević, S., Savić, B., & Doder, R. (2013). Differences in the bioenergetic potential of athletes participating in team sports. *Vojnosanitetski Pregled*, 70(7), 633-636.

<https://doi.org/10.2298/vsp110208043m>

- McLaren, S. J., Weston, M., Smith, A., Cramb, R., & Portas, M. D. (2016). Variability of physical performance and player match loads in professional rugby union. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(6), 493-497.
- McLean, B. D., Cummins, C., Conlan, G., Duthie, G., & Coutts, A. J. (2018). The Fit Matters: Influence of Accelerometer Fitting and Training Drill Demands on Load Measures in Rugby League Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-24. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0729>
- McLellan, C. P., & Lovell, D. I. (2012). Neuromuscular responses to impact and collision during elite rugby league match play. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1431-1440. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318231a627>
- Meardon, S. a., Hamill, J., & Derrick, T. R. (2011). Running injury and stride time variability over a prolonged run. *Gait and Posture*, 33(1), 36-40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.020>
- Mehdizadeh, S., Arshi, A. R., & Davids, K. (2015). Quantifying coordination and coordination variability in backward versus forward running: Implications for control of motion. *Gait & posture*, 42(2), 172-177.
- Memmert, D., & Roth, K. (2007). The effects of non-specific and specific concepts on tactical creativity in team ball sports. *Journal of Sports Sciences*, 25(12), 1423-1432. <https://doi.org/10.1080/02640410601129755>
- Michalsik, L. B., Madsen, K., & Aagaard, P. (2014). Match performance and physiological capacity of female elite team handball players. *International Journal of Sports Medicine*, 35(7), 595-607. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1358713>
- Montgomery, P. G., Pyne, D. B., & Minahan, C. L. (2010). The physical and physiological demands of basketball training and competition. *Int J Sports*

Physiol Perform, 5(1), 75-86.

- Moras, G. (1994). La preparación integral en el Voleibol (1000 ejercicios y juegos) Vol. 1. *Editorial Paidotribo*.
- Moras, G., Fernández-Valdés, B., Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., & Sampaio, J. (2018). Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 0(0). <https://doi.org/10.1016/J.JSAMS.2018.05.007>
- Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Busquets, A., Tous-Fajardo, J., Pozzo, M., Mujika, I. I., ... Mujika, I. I. (2009). A metronome for controlling the mean velocity during the bench press exercise. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 23(3), 926-931. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a0752d>
- Morin, J. B., & Samozino, P. (2016). Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(2), 267-272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>
- Mukherjee, M., & Yentes, J. M. (2018, marzo). Movement variability: A perspective on success in sports, health, and life. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. Denmark. <https://doi.org/10.1111/sms.13038>
- Murray, A., Buttfield, A., Simpkin, A., Sproule, J., & Turner, A. P. (2019). Variability of within-step acceleration and daily wellness monitoring in Collegiate American Football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(4), 488-493. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.10.013>
- Murray, A. M., Ryu, J. H., Sproule, J., Turner, A. P., Graham-Smith, P., & Cardinale, M. (2017). A Pilot Study Using Entropy as a Non-Invasive Assessment of Running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-13.
- Murray, D. P., Brown, L. E., Zinder, S. M., Noffal, G. J., Bera, S. G., & Garrett, N. M. (2007). Effects of velocity-specific training on rate of velocity development,

- peak torque, and performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 870-874.
- Newell, K. (1986). Constraints on the development of coordination. *Motor development in children: Aspects of coordination and control*, 34, 341-360.
- Newell, K., Broderick, M., Deutsch, K., & Slifkin, A. (2003). Task goals and change in dynamical degrees of freedom with motor learning. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 29(2), 379-387.
- Newell, K., & Vaillancourt, D. (2001). Dimensional change in motor learning. *Human movement science*, 20(4-5), 695-715.
- Newell, K., Van Emmerik, R., & McDonald, P. (1989). Biomechanical constraints and action theory. *Human Movement Science*, 8(4), 403-409.
- Ogris, G., Leser, R., Horsak, B., Kornfeind, P., Heller, M., & Baca, A. (2012). Accuracy of the LPM tracking system considering dynamic position changes. *Journal of Sports Sciences*, 30(14), 1503-1511. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.712712>
- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Gizzi, L., Farina, D., & Kersting, U. G. (2013). Effects of perturbations to balance on neuromechanics of fast changes in direction during locomotion. *Plos one*, 8(3), e59029.
- Orellana, J. N., & Torres, B. D. L. C. (2010). La entropía y la irreversibilidad temporal multiescala en el análisis de sistemas complejos en fisiología humana. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(1), 29-32.
- Orth, D., van der Kamp, J., Memmert, D., & Savelsbergh, G. J. P. (2017). Creative Motor Actions As Emerging from Movement Variability. *Frontiers in Psychology*, 8, 1903. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.01903>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & González-Badillo, J. J. (2014). Effect of movement velocity during resistance training on neuromuscular performance. *International Journal of Sports*

- Medicine*, 35(11), 916-924. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363985>
- Pérez-Castilla, A., Piepoli, A., Delgado-García, G., Garrido-Blanca, G., & García-Ramos, A. (2019). Reliability and Concurrent Validity of Seven Commercially Available Devices for the Assessment of Movement Velocity at Different Intensities During the Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(5), 1258-1265. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003118>
- Pérez, H. S., & Gutiérrez-Braojos, C. (2012). La competencia de aprender a aprender y el aprendizaje autorregulado. Posicionamientos teóricos. Editorial. *Profesorado. Revista de Currículum y Formación de Profesorado*, 16(1), 5-13.
- Petré, H., Wernstål, F., & Mattsson, C. M. (2018). Effects of Flywheel Training on Strength-Related Variables: a Meta-analysis. *Sports medicine - open*, 4(1), 55. <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0169-5>
- Pincus, S. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88(6), 2297-2301. <https://doi.org/10.1073/pnas.88.6.2297>
- Pincus, S. (1995). Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos*, 5(1).
- Pincus, S., & Goldberger, A. (1994). Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *The American journal of physiology*, 266(4 Pt 2), H1643-H1656.
- Pincus, Steve. (1995). Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos*, 5(1).
- Pollard, B. T., Turner, A. N., Eager, R., Cunningham, D. J., Cook, C. J., Hogben, P., & Kilduff, L. P. (2018). The ball in play demands of international rugby union. *Journal of Science and Medicine in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.02.015>
- Preatoni, E., Ferrario, M., Donà, G., Hamill, J., & Rodano, R. (2010). Motor

variability in sports: a non-linear analysis of race walking. *Journal of sports sciences*, 28(12), 1327-1336.

Preatoni, E., Hamill, J., Harrison, A. J., Hayes, K., Van Emmerik, R. E. A., Wilson, C., & Rodano, R. (2013). Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomechanics*, 12(2), 69-92.

Quarrie, K. L., Hopkins, W. G., Anthony, M. J., & Gill, N. D. (2013). Positional demands of international rugby union: evaluation of player actions and movements. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(4), 353-359. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.08.005>

Raffalt, P. C., McCamley, J., Denton, W., & Yentes, J. M. (2019). Sampling frequency influences sample entropy of kinematics during walking. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 57(4), 759-764. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-1920-2>

Rathleff, M., Samani, A., Olesen, C. G., Kersting, U., & Madeleine, P. (2011). Inverse relationship between the complexity of midfoot kinematics and muscle activation in patients with medial tibial stress syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 638-644. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.001>

Read, D. B., Till, K., Beasley, G., Clarkson, M., Heyworth, R., Lee, J., ... Jones, B. (2018). Maximum running intensities during English academy rugby union match-play. *Science and Medicine in Football*, 0(0), 1-7. <https://doi.org/10.1080/24733938.2018.1464660>

Reilly, T. (1976). A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *J Human Movement Studies*, 2, 87-97.

Rhea, C. K., Silver, T. A., Hong, S. L., Ryu, J. H., Studenka, B. E., Hughes, C. M. L., & Haddad, J. M. (2011). Noise and complexity in human postural control: interpreting the different estimations of entropy. *PloS one*, 6(3), e17696.

- Richman, J., & Moorman, J. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 278(6), H2039-H2049.
- Rico-González, M., Los Arcos, A., Nakamura, F. Y., Moura, F. A., & Pino-Ortega, J. (2020). The use of technology and sampling frequency to measure variables of tactical positioning in team sports: a systematic review. *Research in Sports Medicine (Print)*, 28(2), 279-292. <https://doi.org/10.1080/15438627.2019.1660879>
- Rienzi, E., Drust, B., Reilly, T., Carter, J. E., L., & Martin, A. (2000). Investigation of anthropometric and work-rate profiles of elite South American international soccer players. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 40(2), 162.
- Robineau, J., Lacombe, M., Piscione, J., Bigard, X., & Babault, N. (2016). Concurrent training in rugby sevens: Effects of high-intensity interval exercises. *International journal of sports physiology and performance*, 1-24.
- Roe, G., Darrall-Jones, J., Till, K., Phibbs, P., Read, D., Weakley, J., ... Jones, B. (2017). The effect of physical contact on changes in fatigue markers following rugby union field-based training. *European Journal of Sport Science*, 17(6), 647-655. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1287960>
- Romero, D., & Tous, J. (2011). *Prevención de lesiones en el deporte: Claves para un rendimiento de portivo óptimo*. Ed. Médica Panamericana.
- Sadnicka, A., Stevenson, A., Bhatia, K. P., Rothwell, J. C., Edwards, M. J., & Galea, J. M. (2018). High motor variability in DYT1 dystonia is associated with impaired visuomotor adaptation. *Scientific Reports*, 8(1), 3653. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21545-0>
- Sampaio, J., & Maçãs, V. (2012). Measuring tactical behaviour in football. *International Journal of Sports Medicine*, 33(05), 395-401.

- Sampson, J. A., Murray, A., Williams, S., Halseth, T., Hanisch, J., Golden, G., & Fullagar, H. H. K. (2018). Injury risk-workload associations in NCAA American college football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(12), 1215-1220. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.019>
- Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, (22), 1725-1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>
- Sapolsky, R. M. (2008). *¿Por qué las cebras no tienen úlcera? La guía del estrés*. Madrid: Alianza Editorial.
- Sato, K., Smith, S. L., & Sands, W. a. (2009). Validation of an accelerometer for measuring sport performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 23(1), 341-347. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181876a01>
- Scariot, V., Rios, J. L., Claudino, R., dos Santos, E. C., Angulski, H. B. B., & dos Santos, M. J. (2016). Both anticipatory and compensatory postural adjustments are adapted while catching a ball in unstable standing posture. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(1), 90-97. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.06.007>
- Schmidt, R. A. (1991). *Motor learning & performance: From principles to practice*. Human Kinetics Books.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2005). *Motor control and learning: A behavioral emphasis* (Vol. 4). Human kinetics Champaign, IL.
- Schmidt, R. A., & Wrisberg, C. A. (2008). *Motor learning and performance: A situation-based learning approach*. Human Kinetics.
- Schoner, G., & Kelso, J. A. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, 239(4847), 1513 LP - 1520.

<https://doi.org/10.1126/science.3281253>

- Seirul-lo, F. (1993a). *Preparación física aplicada a los deportes colectivos: balonmano*. Centro Galego de Documentación e Edicións Deportivas.
- Seirul-lo, F. (1993b). Preparación física aplicada a los deportes de equipo. *Colección Cadernos Técnico-Pedagógicos do INEF de Galicia, A Coruña: Centro Galego de Documentación e Edicións Deportivas*.
- Seirul-lo, F. (2017). *El entrenamiento en los deportes de equipo*. (Mastercede, Ed.) (1.^a ed.). Barcelona.
- Seitz, L. B., Barr, M., & Haff, G. G. (2015). Effects of Sprint Training With or Without Ball Carry in Elite Rugby Players. *International journal of sports physiology and performance*, 10(6), 761-766.
- Shannon, C. E. (1948). A mathematical theory of communication. *Bell system technical journal*, 27(3), 379-423.
- Sharp, L. F., & Priesmeyer, H. R. (1995). Tutorial: chaos theory--a primer for health care. *Quality management in health care*, 3(4), 71-86.
- Siff, M. C., & Verkhoshansky, Y. V. (1996). Supertraining. Special strength training for sporting excellence. *Sports Support Syndicate: Pittsburgh*.
- Sole Forto, J. (2016). *Planificación del entrenamiento en los deportes colectivos. Apuntes Máster de Alto Rendimiento en deportes colectivos*.
- Sosnoff, J. J., Goldman, M. D., & Motl, R. W. (2010). Real-life walking impairment in multiple sclerosis: preliminary comparison of four methods for processing accelerometry data. *Multiple sclerosis (Houndmills, Basingstoke, England)*, 16(7), 868-877. <https://doi.org/10.1177/1352458510373111>
- Steiner, S., Seiler, R., & Cooke, N. J. (2017). Editorial: Understanding the Successful Coordination of Team Behavior. *Frontiers in Psychology*, 8, 1869. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.01869>

- Stergiou, N. (2016). *Nonlinear analysis for human movement variability*. CRC Press.
- Stergiou, N., Buzzi, U., Kurz, M., & Heidel, J. (2004). Nonlinear tools in human movement. *Innovative analyses of human movement*, 63-90.
- Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120-129.
- Stergiou, N., Yu, Y., & Kyvelidou, A. (2013). A perspective on human movement variability with applications in infancy motor development. *Kinesiology Review*, 2(1), 93-102.
- Stojanović, E., Stojiljković, N., Scanlan, A. T., Dalbo, V. J., Berkelmans, D. M., & Milanović, Z. (2018). The activity demands and physiological responses encountered during basketball match-play: A systematic review. *Sports Medicine*, 1-25.
- Stojiljković, N., Ignjatović, A., Savić, Z., Marković, Ž., & Milanović, S. (2013). History of resistance training. *Activities Phys Educ Sport*, 3(1), 135-138.
- Tarragó, J. R., Seirul-lo, F., & Cos, F. (2019). Training in Team Sports: Structured Training in the FCB. *Apunts. Educació Física i Esports*, (137), 103-114.
- Tous-Fajardo, J., Gonzalo-Skok, O., Arjol-Serrano, J. L., & Tesch, P. (2016). Enhancing Change-of-Direction Speed in Soccer Players by Functional Inertial Eccentric Overload and Vibration Training. *International journal of sports physiology and performance*, 11(1), 66-73.
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Gonzalo-Skok, O., Busquets, A., & Mujika, I. (2016). W5" Test: A simple method for measuring mean power output in the bench press exercise. *European Journal of Sport Science*, 1391(September), 1-8. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1184318>
- Tous, J. (1999). *Nuevas Tendencias en Fuerza y Musculación*. Barcelona: Ergo.
- Travassos, B., Araújo, D., Vilar, L., & McGarry, T. (2011). Human Movement

- Science Interpersonal coordination and ball dynamics in futsal (indoor football). *Human Movement Science*, 30(6), 1245-1259. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.04.003>
- Vaillancourt, D., & Newell, K. (2002). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology of Aging*, 23(1), 1-11.
- van Emmerik, R. E. A., & van Wegen, E. E. H. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(4), 177-183.
- Varley, M. C., Fairweather, I. H., & Aughey, R. J. (2012). Validity and reliability of GPS for measuring instantaneous velocity during acceleration, deceleration, and constant motion. *Journal of Sports Sciences*, 30(2), 121-127. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.627941>
- Vázquez-Guerrero, J., Fernández-Valdés, B., Gonçalves, B., & Sampaio, J. E. (2019). Changes in Locomotor Ratio During Basketball Game Quarters From Elite Under-18 Teams. *Frontiers in Psychology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.02163>
- Vázquez-Guerrero, J., Fernández-Valdés, B., Jones, B., Moras, G., Reche, X., & Sampaio, J. (2019). Changes in physical demands between game quarters of U18 elite official basketball games. *PLOS ONE*, 14(9), e0221818. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221818>
- Vázquez-Guerrero, J., Jones, B., Fernández-Valdés, B., Moras, G., Reche, X., & Sampaio, J. (2019). Physical demands of elite basketball during an official U18 international tournament. *Journal of Sports Sciences*, 1-8. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1647033>
- Vázquez-Guerrero, J., Moras, G., Baeza, J., & Rodríguez-Jiménez, S. (2016). Force Outputs during Squats Performed Using a Rotational Inertia Device under Stable versus Unstable Conditions with Different Loads. *Plos One*, 11(4), e0154346. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0154346>

- Vázquez-Guerrero, J., Moras, G., Baeza, J., Rodríguez-Jiménez, S., Vázquez-Guerrero, J., Moras, G., ... Rodríguez-Jiménez, S. (2016). Force Outputs during Squats Performed Using a Rotational Inertia Device under Stable versus Unstable Conditions with Different Loads. *Plos One*, *11*(4), e0154346. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0154346>
- Vicens-Bordas, J., Esteve, E., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Bandholm, T., & Thorborg, K. (2018a). Is inertial flywheel resistance training superior to gravity-dependent resistance training in improving muscle strength? A systematic review with meta-analyses. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *21*(1), 75-83. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.10.006>
- Vicens-Bordas, J., Esteve, E., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Bandholm, T., & Thorborg, K. (2018b, enero). Skeletal muscle functional and structural adaptations after eccentric overload flywheel resistance training: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*. Australia. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.09.001>
- Vickers, J. N. (2007). *Perception, cognition, and decision training: The quiet eye in action*. Human Kinetics.
- Waldron, M., Worsfold, P. R., Twist, C., & Lamb, K. (2014). The relationship between physical abilities, ball-carrying and tackling among elite youth rugby league players. *Journal of sports sciences*, *32*(6), 542-549.
- Wdowski, M. M., & Gittoes, M. J. R. (2013). Kinematic adaptations in sprint acceleration performances without and with the constraint of holding a field hockey stick. *Sports Biomechanics*, *12*(2), 143-153.
- Weakley, J., Fernández-Valdés, B., Thomas, L., Ramirez-Lopez, C., & Jones, B. (2019). Criterion Validity of Force and Power Outputs for a Commonly Used Flywheel Resistance Training Device and Bluetooth App. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *33*(5), 1180-1184. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003132>

- Weakley, J., Wilson, K., Till, K., Banyard, H., Dyson, J., Phibbs, P., ... Ones, B. E. N. J. (2018). Show Me, Tell Me, Encourage Me: The Effect of Different Forms of Feedback on Resistance Training Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research, Published(p)*, 1-7.
- Weaving, D., Sawczuk, T., Williams, S., Scott, T., Till, K., Beggs, C., ... Jones, B. (2019). The peak duration-specific locomotor demands and concurrent collision frequencies of European Super League rugby. *Journal of Sports Sciences, 37(3)*, 322-330. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1500425>
- Weineck, J. (2005). *Entrenamiento total* (Vol. 24). Editorial Paidotribo.
- Wickstrom, R. L. (1977). Fundamental motor patterns.
- Willey, C. R., & Liu, Z. (2017). Long-term motor learning: Effects of varied and specific practice. *Vision Research*. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2017.03.012>
- Williams, A. M., & Hodges, N. J. (2004). *Skill acquisition in sport: Research, theory and practice*. Routledge.
- Williams, G., Irwin, G., Kerwin, D., Hamill, J., Van Emmerik, R., & Newell, K. (2016). Coordination as a function of skill level in the gymnastics longswing. *Journal of sports sciences, 34(5)*, 429-439.
- Wilson, C., Perkin, O. J., McGuigan, M. P., & Stokes, K. A. (2016). The Effect of Age on Technique Variability and Outcome Variability during a Leg Press. *PLOS ONE, 11(10)*, e0163764. Recuperado de <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0163764>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Wolfgang, S., & Fabian, H. (2019). Effects of complex movements on the brain as a result of increased decision-making. *Journal of Complexity in Health Sciences, 2(2)*, 40-45.
- Wu, H. G., Miyamoto, Y. R., Gonzalez Castro, L. N., Olveczky, B. P., & Smith, M.

- A. (2014). Temporal structure of motor variability is dynamically regulated and predicts motor learning ability. *Nature Neuroscience*, *17*(2), 312-321. <https://doi.org/10.1038/nn.3616>
- Wulf, G., & Shea, C. H. (2002). Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. *Psychonomic bulletin & review*, *9*(2), 185-211.
- Wyatt, H., Weir, G., van Emmerik, R., Jewell, C., & Hamill, J. (2019). Whole-body control of anticipated and unanticipated sidestep manoeuvres in female and male team sport athletes. *Journal of Sports Sciences*, *37*(19), 2263-2269. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1627982>
- Yarrow, K., Brown, P., & Krakauer, J. W. (2009). Inside the brain of an elite athlete: the neural processes that support high achievement in sports. *Nature Reviews. Neuroscience*, *10*(8), 585-596. <https://doi.org/10.1038/nrn2672>
- Yentes, J., Hunt, N., Schmid, K., Kaipust, J., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, *41*(2), 349-365. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>
- Yeomans, C., Kenny, I. C., Cahalan, R., Warrington, G. D., Harrison, A. J., Hayes, K., ... Comyns, T. M. (2018). The Incidence of Injury in Amateur Male Rugby Union: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *48*(4), 837-848. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0838-4>

9. ANEXOS



ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Science and Medicine in Sport

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jams

Original research

Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball

Gerard Moras^{a,*}, Bruno Fernández-Valdés^a, Jairo Vázquez-Guerrero^b, Julio Tous-Fajardo^c, Juliana Exel^d, Jaime Sampaio^d^a National Institute of Physical Education of Catalonia (INEFC), Spain^b FC Barcelona, Spain^c Chelsea Football Club, United Kingdom^d Research Centre in Sports Sciences, Health Sciences and Human Development, CIDESD, CreativeLab Research Community, University of Trás-os-Montes and Alto Douro, Portugal

ARTICLE INFO

Article history:

Received 22 January 2018

Received in revised form 25 April 2018

Accepted 8 May 2018

Available online 24 May 2018

Keywords:

Accelerometry

Rugby

Resistance training

Entropy

ABSTRACT

Objectives: This study described the variability in acceleration during a resistance training task, performed in horizontal inertial flywheels without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball (BALL).**Design and methods:** Twelve elite rugby players (mean \pm SD: age 25.6 ± 3.0 years, height 1.82 ± 0.07 m, weight 94.0 ± 9.9 kg) performed a resistance training task in both conditions (NOBALL AND BALL). Players had five minutes of a standardized warm-up, followed by two series of six repetitions of both conditions: at the first three repetitions the intensity was progressively increased while the last three were performed at maximal voluntary effort. Thereafter, the participants performed two series of eight repetitions from each condition for two days and in a random order, with a minimum of 10 min between series. The structure of variability was analysed using non-linear measures of entropy.**Results:** Mean changes (%; $\pm 90\%$ CL) of 4.64 ; ± 3.1 g for mean acceleration and 39.48 ; ± 36.63 a.u. for sample entropy indicated likely and very likely increase when in BALL condition. Multiscale entropy also showed higher unpredictability of acceleration under the BALL condition, especially at higher time scales.**Conclusions:** The application of match specific constraints in resistance training for rugby players elicit different amount of variability of body acceleration across multiple physiological time scales. Understanding the non-linear process inherent to the manipulation of resistance training variables with constraints and its motor adaptations may help coaches and trainers to enhance the effectiveness of physical training and, ultimately, better understand and maximize sports performance.

© 2018 Sports Medicine Australia. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Sprinting ability is essential in many invasion team sports, such as rugby.¹ One of its most important components is acceleration, which is the capacity of increasing and/or maintaining speed.² Considering that the neuromuscular system is movement and velocity-dependent,³ it seems consensual that training specificity is a key issue to develop the sprinting ability. In invasion team sports, particularly, there are strong demands on players performance when carrying, passing, receiving, kicking or throwing balls to their teammates while sprinting, which adds substantial

complexity to the tasks.⁴ However, gym-based resistance training programs traditionally aim to improve sprinting ability and moving on multiple planes, prioritizing the use of weights in vertical actions, and rarely incorporate the use of a ball.⁵

The recent literature on skill acquisition encourages the use of constraint-led approaches, in order to improve specificity and develop challenging training environments, which increases movement variability and adaptability.⁶ What is yet unknown is how these constraints caused by specific, but complex, motor demands affect the underlying dynamics of kinematic variables and, ultimately, the performance outcomes. Most probably, the conventional approaches that describe variability using linear measures, may not be able to reveal these relationships, once it provides very limited information about how the motor control system responds to changes, either within or between individuals.⁷

* Corresponding author.

E-mail address: gmoras@genocat.cat (G. Moras).

The analysis of human movement has evolved to assess the variability of a measure targeting the detection of changes in fluctuations and spatiotemporal characteristics of outcomes. Within the past 20 years, entropy analysis has become relatively popular as a measure of system complexity and used to describe changes in postural control,⁸ assessment of running,⁹ human walking data,¹⁰ and tactical behaviour in soccer.¹¹ However, to our knowledge, entropy analysis has not been applied to understand how the manipulations of resistance training constraints affects the amount of complexity of physical outcomes in team sports.

The multiscale entropy analysis has been suggested as a proper method to address the complexity inherent to the biological signals, allowing to deal with the multiple spatial and temporal scales in a time series, reflecting the multiscaled characteristic of the biological system operation.^{12,13} In fact, multiscale entropy integrates the sample entropy (SampEn) method, which quantifies point-to-point fluctuations of a time series in a single time scale, but over a broad range of time scales through a coarse graining procedure.^{13,14} The advantages on this method lies on the additional information on the relationship between the levels of a biological system, as well as the organization of athlete's movement from a dynamical system perspective.¹⁵

Therefore, the aim of this study was to identify the differences in the acceleration during a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL). It was hypothesized that during the resistance training task, the addition of a ball as a constraint, there might be changes in the resultant acceleration of the players that can be detected and described by a non-linear approach.

2. Methods

Twelve elite rugby players that integrate a professional team at the Spanish league volunteered to participate in this study (mean \pm SD: age 25.6 ± 3.0 years, height 1.82 ± 0.07 m, weight 94.0 ± 9.9 kg). The team training schedule included four gym-based resistance training sessions per week. The procedures complied with the Declaration of Helsinki (2013) and were approved by the local ethics committee (11/2015/CEICEGC).

The inertial flywheel device (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) consists of a metal flywheel (diameter: 0.42 m) with up to 16 weights (0.421 kg), which can be added along the top edge of the flywheel perimeter. The device is comprised of a cone attached above a flywheel, and as the flywheel and cone spin, a rope winds and unwinds around the cone. The concentric action unwinds the rope and the eccentric action occurs during rewinding. The force applied in the eccentric action to bring the flywheel to a stop will depend on the kinetic energy generated during the concentric action.¹⁶ To change the resistance to movement, the moment of inertia can be modified by adding any number of the 16 weights to the edge of the flywheel and also by selecting one of the four positions (P1, P2, P3 or P4). For this study, the Position 1 and the 16 weights were selected, in order to generate the highest levels of mean force.¹⁷ The moment of inertia for the device was 0.27 kg m^2 .

The protocol was performed during four different days. Day one was prior to the experiment, where the participants underwent to a familiarization session with the inertial flywheel device during the horizontal movement. When performing the BALL condition, an expert player made a pass from the right side, two meters away. The evaluated player caught the ball during the forward movement, synchronized with the first step. Then, during the second step the subject passed the ball to another expert player standing two meters away at the other side. Emphasis was placed on the proper technique and the importance of keeping the rope of the

device tight. In day two, the experimental protocol began with a standardized warm-up, after which the optimal length of the rope for performing horizontal movements with three steps backwards and three steps forwards was obtained for each player. Thereafter, the participants performed two series of four repetitions of the NOBALL condition, with maximal voluntary effort, with a minimum of 10 min between series. The average time duration (T_{mean}) of the four repetitions was calculated and converted to the movements rate (R) in beats per minute for each player, as in Eq. (1).¹⁸

$$R = (60/T_{mean}) / 2 \quad (1)$$

Subjects were instructed to synchronize the forward and backward horizontal movements with the rate established using the metronome. Days three and four were dedicated to the task. Each player had five minutes of a standardized warm-up, followed by two series of six repetitions of both conditions. The intensity of the first three repetitions was progressively increased, while the last three repetitions were performed at maximal voluntary effort. Afterwards, the participants performed two series of eight repetitions of each condition (for two days and in a random order) with a minimum of 10 min rest between series. During data collection, players did not receive any verbal information on the quality of the movement or the outcome of the test.

The acceleration of the rugby players under both conditions was measured using an inertial measurement unit (WIMU, Realtrack Systems, Almeria, Spain), with a 16 Hz processing capability, that consists of a 5 Hz Galileo GPS positioning device, a 3D accelerometer 100G recording at 1000 Hz, a 3D gyroscope recording at 1000 Hz, a 3D magnetometer recording at 100 Hz, and a barometer at 120 kPa. The accelerometer was attached to the player using an elastic waist belt close to the sacrum. This position provided the best indication of whole body movement, as the location is close to the player's center of mass.¹⁹ A portable high-speed camera (Casio Exilim EX-ZR100) recording at 240 fps was also used to synchronize the accelerometry signal with the movement phases.

Four repetitions obtained from both conditions were considered for the analysis. The acceleration time-series data were divided into two consecutive intervals for each repetition (forward and backward movement) and analysed separately for each subject. Mean acceleration, sample entropy (SampEn) and multiscale entropy for the acceleration of the global, forward and backward movement were calculated.

The acceleration (at) was calculated by the Eq. (2):

$$at = \sqrt{z^2 + y^2 + x^2} \quad (2)$$

The calculation of SampEn and multiscale entropy was done according to Goldberger et al.²⁰ and through dedicated routines programmed in Matlab[®] (The MathWorks, Massachusetts, USA).

A Mann-Whitney non-parametric test was used to compare the SampEn of the original time series and its surrogates, in order to verify if the variability found in the data is not only the product of random noise.⁷ Magnitude-based inferences and precision of estimation were used to analyse the data.²¹ Prior to the comparisons, all processed variables were log-transformed to reduce the non-uniformity of error. A descriptive analysis was performed using mean and standard deviations for the mean and maximal acceleration, as well as SampEn (the presented mean is the back-transformed mean of the log transform).

Differences between the different constraints and movement directions were expressed in percentage units with 95% confidence limits. Smallest worthwhile differences were estimated from the standardized units multiplied by 0.2. Uncertainty in the true differences of the scenarios was assessed using non-clinical magnitude-based inferences. Also, the comparisons were assessed via standardized mean differences and respective 95% confidence

intervals. Thresholds for effect 4 sizes statistics were 0.2, trivial; 0.6, small; 1.2, moderate; 2.0, large; and >2.0, very large.²²

3. Results

Rugby players reached peak acceleration values (mean \pm standard deviation) of 3.28 ± 1.16 g, 2.97 ± 1.24 g, 2.77 ± 0.6 g for NOBALL global, forward and backwards movements and 3.2 ± 0.57 g, 3.19 ± 0.58 g, 2.53 ± 0.3 g for BALL global, forward and backwards movements, respectively. The peak acceleration for NOBALL global, forward and backwards movements were 1.11 ± 0.06 g, 1.07 ± 0.04 g, 1.12 ± 0.11 g, respectively, while for BALL global, forward and backwards movements were 1.1 ± 0.05 g, 1.1 ± 0.06 g, 1.17 ± 0.07 g, respectively. SampEn of the NOBALL for global was 0.21 ± 0.08 , for forward was 0.23 ± 0.16 and 0.21 ± 0.08 for backwards. SampEn of the BALL was 0.27 ± 0.07 for global, 0.28 ± 0.09 for forward and 0.28 ± 0.07 for backwards movement.

The SampEn values calculated for all original time series were statistically lower than the mean values obtained for its surrogates ($p < 0.001$), indicating meaningfulness of the variability intrinsic to the data.

When peak acceleration was compared among tasks in the NOBALL constraint, it seems that the backwards movements required higher peak acceleration of rugby players when the constraint was NOBALL, by the moderate and large standardized differences (Fig. 1b). In the BALL constraint, worthwhile differences among movements in this variable were small or trivial. Mean acceleration in both constraints showed small or trivial differences for global and forward movements, which, although higher than backwards, was considered unclear in terms of practical inferences. The acceleration complexity was trivially different when SampEn was compared among the three movements (Fig. 1a).

The results when the effect of NOBALL and BALL in the different movement parts showed that peak acceleration is not clearly affected by the constraint, opposite to mean acceleration and SampEn (Fig. 2). For both variables, when the ball is added to the task, global and forward movements very likely/likely present an increase of acceleration and complexity.

The multiscale entropy curves obtained for the constraints and across all sets are presented in Fig. 3. The values for the different set are consistent across all time scales. Global, forward and backwards tasks show increasing multiscale entropy values towards the highest time scales and similar range of values. However, the BALL tasks show higher multiscale entropy values when compared to the NOBALL tasks.

4. Discussion

This study aimed to identify the differences in the acceleration during a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL). The main findings suggest that the ball constraint affected the acceleration produced by the players.

In the global set of the resistance task there was a decreased in peak acceleration when comparing the forward with the backward movement. The mean acceleration in the global and backwards sets of the movement were lower than forward, especially under NOBALL condition. Previous research suggested that forward and backward running are regulated by the same neural circuitry, but backwards running presents higher degrees of freedom to be managed, translating to a higher amount of coordination variability.²³ Although the authors did not find an effect of running speed to the coordination variability in either tasks, in the present study, the sprinting ability, or the capacity to accelerate over time, seem to

have been influenced by the higher degrees of freedom in backwards movement.

Additionally, in the BALL situation, although mean acceleration at backwards movement showed an unclear effect of the constraint, with a small-standardized difference, the peak acceleration at backwards movements likely decreased under this condition. Although these results do not corroborate with previous work on sprint training considering BALL and NOBALL situations,²⁴ slower performance in constrained tasks have already been reported for joint kinematics coordination, as well as the speed of overall sprinting technique of field hockey players, when performing tasks constrained by hockey sticks.²⁵ Thus, the manual constraint applied to the resistance task seems to affect the players' linear acceleration during the sprint performance in different directions.

Sprinting ability training for team sports can integrate equipment constraints in the training protocols, in order to elicit adequate physiological and mechanical demands of the specific skills. Thus, the other point of the present study was to show how simple but sport-specific gym-based resistance training tasks can promote improvements beyond the peak acceleration. When confronting entropy analysis between the original acceleration time series in each condition and the entropy of its surrogates, it was shown that the amount of variability obtained contains meaningful structural richness.¹³ The SampEn values did not indicate a clear relationship in the amount of regularity present in the acceleration at each different movement of the resistance task. On the other hand, there is a likely increase in the BALL SampEn of all sets of the task. These results indicate that the constraint applied to the resistance training task not only requires from the players higher acceleration as discussed above, but also induces a change in system coordination patterns or establishes certain combination of movement stability and adaptability.²⁶ This is an evidence of how specificity issues can foster the adaptive aspects of movement variability. The association of the degree of variability with skill and health is changing.²⁷ It has been shown that some degree of motor variability is beneficial as it allows a more adaptive system to internal and external perturbations that constantly act on the body. The results associated to the players mentioned above may indicate detrimental movement control or coordination when a manual task is added, as to catch and throw a ball while run aiming increased body acceleration. Previous studies have already associated decreased variability to compromised athletic condition and lower skill level,²⁸ motor learning/adaptation to the task, pain free movement.²⁷ As previously mentioned, there are results on sprint training using the ball as a constraint that did not find any differences between BALL and NOBALL situation.²⁴ However, it seems likely that these ball constraint effects are better identified at a non-linear level, as presented in this study.

At the level of time scales, entropy across multiple temporal scales was also calculated through multiscale entropy analysis, as SampEn is calculated considering only a single scale. This method reveals the dependency of the entropy measures on the different temporal scales.¹² The advantages are in the assessment of acceleration variability during the resistance task, accounting to its diverse dynamical interactions within and between physiological levels of the system during a task. Throughout the perception-action cycle, the task demands from the system to attune to the environment as the constraints change.¹⁵ All the conditions presented higher multiscale entropy values towards the highest time scales. This monotonic increase in higher time scales indicates that acceleration becomes more complex than those corresponding to lower scales. Current results also suggest that multiscale entropy values among the tasks are similar but BALL condition presented higher multiscale entropy than NOBALL, especially from the time scale 12 towards 20. This might indicate that changes in the system imposed by the task constraint might occur at higher-level (macro-scale)

a

Table 1. Inferences for the changes in the acceleration characteristics of rugby players at different movements of a functional strength exercise.

Variables	Constraint	Task	Task comparison outcomes as: Mean changes (%; ±90%CL)	
			Forward	Backwards
Practical inferences				
Peak Acceleration	NOBALL	Global	-10.95; ±7.55	-13.18; ±13.25
			88/12/0	83/15/2
			likely decrease	likely decrease
	Backwards		-2.51; ±19.64	-
			24/37/39	-
			unclear	-
	BALL	Global	-0.29; ±0.52	-20.13; ±8.75
			0/100/0	100/0/0
			likely trivial	likely decrease
	Backwards		-19.89; ±8.92	-
		0/0/99	-	
		very likely decrease	-	
Mean Acceleration	NOBALL	Global	-3; ±2.28	1.25; ±2.81
			89/11/0	6/46/48
			likely decrease	unclear
	Backwards		4.39; ±5.08	-
			85/12/3	-
			likely decrease	-
	BALL	Global	-0.07; ±1.16	2.5; ±4
			8/66/6	7/19/74
			unclear	unclear
	Backwards		2.58; ±4.68	-
		72/19/9	-	
		unclear	-	
SampEn	NOBALL	Global	-0.67; ±17.06	0.35; ±19.48
			19/65/16	19/60/21
			unclear	unclear
	Backwards		1.03; ±34.3	-
			33/38/29	-
			unclear	-
	BALL	Global	2.06; ±5.87	3.04; ±8.51
			2/79/18	5/62/33
			likely trivial	unclear
	Backwards		0.98; ±12.19	-
		19/53/28	-	
		unclear	-	

b

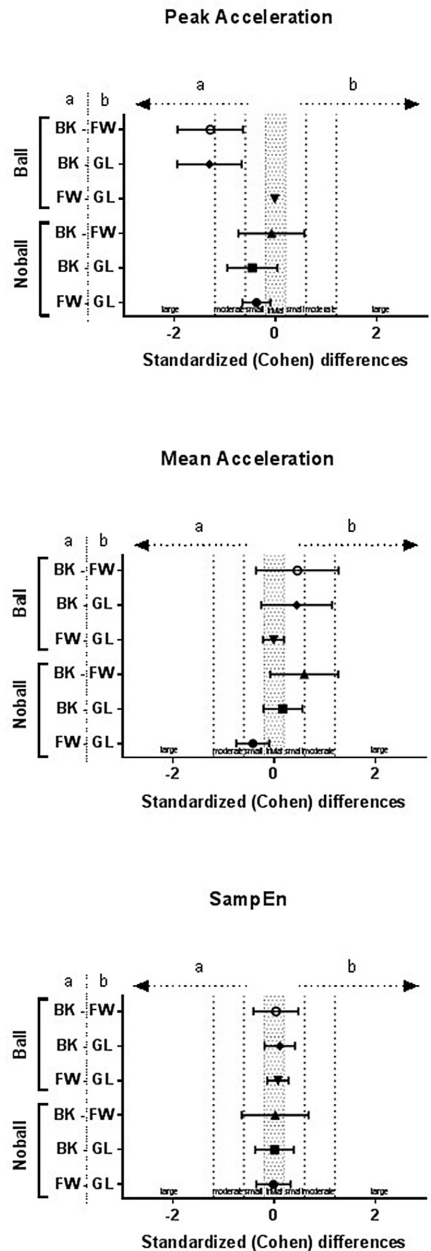


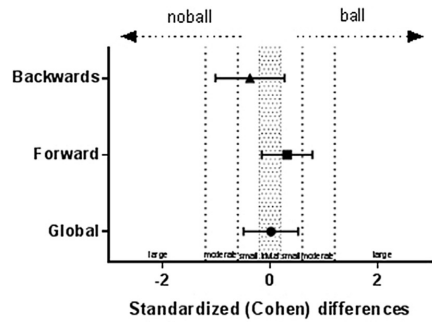
Fig. 1. (a) Table containing the magnitude-based inferences of each variable across the different movements of a resistance training tasks. (b) Standardised Cohen's differences for acceleration characteristics compared across the different movements of a resistance training task. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals.

a

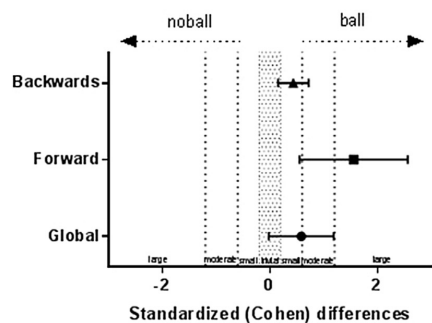
Table 2. Inferences for the different ball constraints on the acceleration of rugby players during functional strength exercise.

Variables	Ball Constraint comparison outcomes as: Mean changes (%; ±90%CL) % Chances (decrease/trivial/increase) Practical inferences		
	Global	Forward	Backwards
Peak Acceleration	0.54; ±18.22	12.57; ±19.83	-7.5; ±12.51
	24/47/24	4/27/4	89/23/69
Mean Acceleration	3.36; ±3.53	8.49; ±4.33	4.84; ±3.1
	unclear	possibly increase	unclear
SampEn	0.62/38	0/1/68	0/7/93
	unclear	very likely increase	likely increase
SampEn	35.83; ±29.18	39.58; ±37.8	39.48; ±38.83
	0/4/98	1/8/91	1/5/95
	very likely increase	likely increase	likely increase

b Peak Acceleration



Mean Acceleration



SampEn

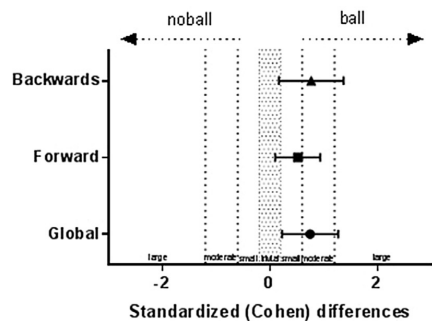


Fig. 2. (a) Table containing the magnitude-based inferences of each variable across the different ball constraints applied to the resistance training task. (b) Standardised Cohen's differences for acceleration characteristics compared between different ball constraints during a resistance training task. Error bars indicate uncertainty in true mean changes with 90% confidence intervals.

process or in a systemic fashion, which reflects the integration of the lower-level processes, i.e. molecular, cellular tissue.¹⁵ The ball constraint probably acts at the postural system level during resis-

tance training tasks. The BALL condition implies higher anticipatory and compensatory adjustments due to the external perturbation of posture, once players must rotate the trunk sideways to catch

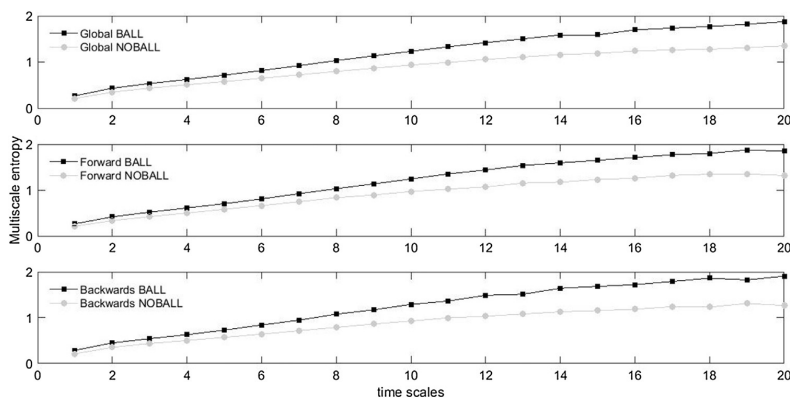


Fig. 3. Multiscale entropy values for the different parts of horizontal resistance training movements with (BALL) or without (NOBALL) the constraint of using the ball, across different time scales.

and throw the ball. During catching and throwing movements (forward BALL), the central nervous system had to modulate the anticipatory and compensatory activities of the distal and proximal muscles in a different way to forward NOBALL, in order to accomplish the task. Athletic trainers and physical therapists often use postural perturbations such as standing on one leg in different postural controlling conditions and/or throwing, catching or kicking a ball.²⁹ These tasks aim to increase difficulty by reducing the reliability of somatosensory information. However, the present study shows how manipulating constraints in motor tasks during physical training acts on players' adaptive capacity, although is not commonly used in practice. Traditional resistance training tasks might be excessively static in opposition to the fact that players need to constantly adjust their actions according to the inherent changes in performance environments.³⁰ Further studies can focus on how the learning process inherent to a period of resistance or sprint training using ball constraints would change the variability of the acceleration and affect performance.

5. Conclusions

The use of specific constraints in resistance training for rugby players elicits different structure of variability in body acceleration across multiple physiological time scales, particularly towards higher level scales (physiological systems). Thus, the sprinting ability and passing performance in rugby players might benefit from careful planning of how motor tasks are performed during resistance training. Understanding the non-linear process inherent to the manipulation of gym-based resistance training variables with constraints and its motor adaptations may help coaches and trainers to enhance the effectiveness of training.

Practical implications

- Team sports players need to constantly adjust their actions to extremely dynamic environments. Using the ball during gym-based resistance training tasks can change the structure of movement variability and, therefore, compensate for the low variability observed in traditional resistance training performed at the gym.
- Sprinting ability and passing performances should benefit from these different structures of movement variability.

- Using the ball in resistance training increases variability inter-repetitions, elicits a wider area of the muscle tissue and reduces the risk of injury.

Acknowledgements

We thank the rugby players who took part in the study and Mr. Jacob González a rugby physical trainer from FC Barcelona. This work was supported by the Ministry of Education, Culture and Sport and the National Institute of Physical Education of Catalonia (INEFC), center of Barcelona. Bruno Fernández-Valdés is the recipient of a predoctoral fellowship from the Ministry of Education, Culture and Sport (FPU15/03235). Project NanoSTIMA: Macro-to-Nano Human Sensing: Towards Integrated Multimodal Health Monitoring and Analytics, NORTE-01-0145-FEDER-000016, co-financed by Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER) – NORTE 2020.

Appendix A. Supplementary data

Supplementary data associated with this article can be found, in the online version, at <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.007>.

References

- Gabbett TJ. The development of a test of repeated-sprint ability for elite women's soccer players. *J Strength Cond Res* 2010; 24(5):1191–1194.
- Los Arcos A, Vázquez JS, Martín J et al. Effects of small-sided games vs. interval training in aerobic fitness and physical enjoyment in young elite soccer players. *PLoS One* 2015; 10(9):e0137224.
- Murray DP, Brown LE, Zinder SM et al. Effects of velocity-specific training on rate of velocity development, peak torque, and performance. *J Strength Cond Res* 2007; 21(3):870–874.
- Waldron M, Worsfold PR, Twist C et al. The relationship between physical abilities, ball-carrying and tackling among elite youth rugby league players. *J Sports Sci* 2014; 32(6):542–549.
- Robineau J, Lacombe M, Piscione J et al. Concurrent training in rugby sevens: effects of high-intensity interval exercises. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 12(3):1–24.
- Button C, Davids K, Schollhorn W. Coordination profiling of movement systems. In: *Mov. Syst. Var.* United States of America, Human Kinetics, 2006. Chapter 7.
- Stergiou N. Autocorrelation function, mutual information, and correlation dimension. In: *Nonlinear Analysis for Human Movement Variability*. Broken Sound Pkwy, EEUU, CRC Press, 2016. Chapter 8.
- Cortes N, Onate J, Morrison S. Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait Posture* 2014; 39(3):888–893.
- Murray AM, Ryu JH, Sproule J et al. A pilot study using entropy as a non-invasive assessment of running. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 12(8), 1119–1112.
- Bisi MC, Stagni R. Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: from development to decline. *Gait Posture* 2016; 47:37–42.

11. Sampaio J, Maçãs V. Measuring tactical behaviour in football. *Int J Sports Med* 2012; 33(5):395–401.
12. Costa M, Goldberger AL, Peng C-K. Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Phys Rev Lett* 2002; 89(6):68102.
13. Costa M, Goldberger AL, Peng C-K. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys Rev E* 2005; 71(2):21906.
14. Gow BJ, Peng C-K, Wayne PM et al. Multiscale entropy analysis of center-of-pressure dynamics in human postural control: methodological considerations. *Entropy* 2015; 17(12):7926–7947.
15. Busa MA, van Emmerik REA. Multiscale entropy: a tool for understanding the complexity of postural control. *J Sport Health Sci* 2016; 5(1):44–51.
16. Vicens-Bordas J, Esteve E, Fort-Vanmeerhaeghe A et al. Is inertial flywheel resistance training superior to gravity-dependent resistance training in improving muscle strength? A systematic review with meta-analyses. *J Sci Med Sport* 2018; 21(1):75–83.
17. Vázquez-Guerrero J, Moras G, Baeza J et al. Force outputs during squats performed using a rotational inertia device under stable versus unstable conditions with different loads. *PLoS One* 2016; 11(4):e0154346.
18. Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Busquets A et al. A metronome for controlling the mean velocity during the bench press exercise. *J Strength Cond Res* 2009; 23(3):926–931.
19. Montgomery PG, Pyne DB, Minahan CL. The physical and physiological demands of basketball training and competition. *Int J Sport Physiol Perform* 2010; 5(1):75–86.
20. Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L et al. Physiobank, physiotoolkit, and physionet. *Circulation* 2000; 101(23):e215–e220.
21. Buchheit M. The numbers will love you back in return—I promise. *Int J Sports Physiol Perform* 2016; 11(4):551–554.
22. Hopkins W, Marshall S, Batterham A et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sport Exerc* 2009; 41(1):3.
23. Mehdizadeh S, Arshi AR, Davids K. Quantifying coordination and coordination variability in backward versus forward running: implications for control of motion. *Gait Posture* 2015; 42(2):172–177.
24. Seitz LB, Barr M, Haff GG. Effects of sprint training with or without ball carry in elite rugby players. *Int J Sports Physiol Perform* 2015; 10(6):761–766.
25. Wdowski MM, Gittoes MJR. Kinematic adaptations in sprint acceleration performances without and with the constraint of holding a field hockey stick. *Sport Biomech* 2013; 12(2):143–153.
26. van Emmerik REA, van Wegen EEH. On the functional aspects of variability in postural control. *Exerc Sport Sci Rev* 2002; 30(4):177–183.
27. Hamill J, Van Emmerik RE, Heiderscheit BC et al. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech* 1999; 14(5):297–308.
28. Preatoni E, Ferrario M, Donà G et al. Motor variability in sports: a non-linear analysis of race walking. *J Sports Sci* 2010; 28(12):1327–1336.
29. Scariot V, Rios JL, Claudino R et al. Both anticipatory and compensatory postural adjustments are adapted while catching a ball in unstable standing posture. *J Bodyw Mov Ther* 2016; 20(1):90–97.
30. Travassos B, Araújo D, Vilar L et al. Human Movement Science Interpersonal coordination and ball dynamics in futsal (indoor football). *Hum Mov Sci* 2011; 30(6):1245–1259.



The Influence of Functional Flywheel Resistance Training on Movement Variability and Movement Velocity in Elite Rugby Players

Bruno Fernández-Valdés^{1,2}, Jaime Sampaio³, Juliana Exel³, Jacob González⁴, Julio Tous-Fajardo^{1,5}, Ben Jones^{6,7,8,9,10,11} and Gerard Moras^{1*}

¹ National Institute of Physical Education of Catalonia (INEFC), University of Barcelona (UB), Barcelona, Spain, ² Unió Esportiva Santboiana, Divisió de Honor de Rugby, Sant Boi de Llobregat, Spain, ³ Research Centre in Sports Sciences, Health Sciences and Human Development, CreativeLab Research Community, University of Trás-os-Montes and Alto Douro, Vila Real, Portugal, ⁴ Futbol Club Barcelona, Barcelona, Spain, ⁵ FC Internazionale Milano, Milan, Italy, ⁶ Carnegie Applied Rugby Research Centre, Institute for Sport, Physical Activity and Leisure, Leeds Beckett University, Leeds, United Kingdom, ⁷ Leeds Rhinos RLFC, Leeds, United Kingdom, ⁸ Yorkshire Carnegie RUFC, Leeds, United Kingdom, ⁹ England Performance Unit, The Rugby Football League, Leeds, United Kingdom, ¹⁰ School of Science and Technology, University of New England, Armidale, NSW, Australia, ¹¹ Division of Exercise Science and Sports Medicine, Department of Human Biology, Faculty of Health Sciences, University of Cape Town, Sports Science Institute of South Africa, Cape Town, South Africa

OPEN ACCESS

Edited by:

Sergio Machado,
Salgado de Oliveira University, Brazil

Reviewed by:

Carla Silva-Batista,
University of São Paulo, Brazil
Ana Filipa Silva,
Polytechnic Institute of Maia, Portugal

*Correspondence:

Gerard Moras
gmoras@gencat.cat;
gmorasfeliu@gmail.com

Specialty section:

This article was submitted to
Movement Science and Sport
Psychology,
a section of the journal
Frontiers in Psychology

Received: 23 January 2020

Accepted: 11 May 2020

Published: 30 June 2020

Citation:

Fernández-Valdés B, Sampaio J, Exel J, González J, Tous-Fajardo J, Jones B and Moras G (2020) The Influence of Functional Flywheel Resistance Training on Movement Variability and Movement Velocity in Elite Rugby Players. *Front. Psychol.* 11:1205. doi: 10.3389/fpsyg.2020.01205

The aim of this study was to identify the changes in movement variability and movement velocity during a six-week training period using a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with (BALL) the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase. Eleven elite male rugby union players (mean \pm SD: age 25.5 \pm 2.0 years, height 1.83 \pm 0.06 m, body mass 95 \pm 18 kg, rugby practice 14 \pm 3 years) performed eight repetitions of NOBALL and BALL conditions once a week in a rotational flywheel device. Velocity was recorded by an attached rotary encoder while acceleration data were used to calculate sample entropy (SampEn), multiscale entropy, and the complexity index. SampEn showed no significant decrease for NOBALL (ES = -0.64 \pm 1.02) and significant decrease for BALL (ES = -1.71 \pm 1.16; $p < 0.007$) conditions. Additionally, movement velocity showed a significant increase for NOBALL (ES = 1.02 \pm 1.05; $p < 0.047$) and significant increase for BALL (ES = 1.25 \pm 1.08; $p < 0.025$) between weeks 1 and 6. The complexity index showed higher levels of complexity in the BALL condition, specifically in the first three weeks. Movement velocity and complex dynamics were adapted to the constraints of the task after a four-week training period. Entropy measures seem a promising processing signal technique to identify when these exercise tasks should be changed.

Keywords: entropy, strength training, task constraints, team sports, adaptability

INTRODUCTION

Resistance training is a key determinant of the physical conditioning process in elite rugby (Inness et al., 2016). It has been suggested that traditional resistance training tasks are too static and contradictory to the natural complex open system of team sports, which demands the self-organization of the large amount of degrees of freedom involved in the interaction between the

environment and the dynamics of players' decisions and actions (Travassos et al., 2011). Therefore, developing the ability to perform stable actions, i.e., the capacity to accelerate and decelerate (Seitz et al., 2015), under complex scenarios involving attuning interpersonal coordination (Duarte et al., 2012), as well as equipment and pitch space control in decision making (Grehaigne et al., 2011), is very challenging but imperative at high levels of competition (Couceiro et al., 2013). In fact, rugby players need to be effective at sprinting while carrying a rugby ball (Pollard et al., 2018), which consequently increases the complexity of running, by altering the natural arm swing performed to counterbalance the hip rotation (Barr et al., 2015).

One of the most important variables to consider when designing an optimal resistance training program is the movement velocity (Bautista et al., 2016), so the training can be transferable to the tasks that require a developed capacity of body acceleration. However, the guidelines available in the current literature lack information on coordination patterns of the neuromuscular control system responses during training (England and Granata, 2007). By describing the effects emergent from different task constraints on such patterns, novel and important information about the players' mechanisms of organic adaptation can be revealed (Mehdizadeh et al., 2015). Indeed, recent research identified motor variability as a key factor to describe the coordination features from the sensorimotor system operations and from the learning processes (Dhawale et al., 2017).

Recent research has found that the use of specific task constraints, such as carrying or passing a rugby ball during the execution of a functional eccentric overload resistance exercise, elicits different structures of variability in players' body acceleration across multiple time scales, particularly toward higher level or systemic scales (Moras et al., 2018). One of the follow-up questions from this first body of evidence is related to the effect of time on the biological complexity responses in resistance training programs that use ball constraints, particularly associated to the acceleration outcomes and their effects on performance.

There are different approaches to analyze human movement and assess variability to identify changes in patterns and spatiotemporal characteristics (Stergiou et al., 2006; Preatoni et al., 2010, 2013; Dhawale et al., 2017; Moras et al., 2018). It has been recognized that linear measurements have several limitations, especially in determining movement degree of complexity and the time-dependent structure of a time series (Lipsitz and Goldberger, 1992). These limitations can be addressed by a non-linear approach, such as measures of entropy, to better describe healthy and pathological conditions (Costa et al., 2002), changes in postural control (Rhea et al., 2011; Lubetzky et al., 2018), assessment of running (Murray et al., 2017), tactical behavior in soccer (Gonçalves et al., 2017), or movement variability in resistance training tasks (Moras et al., 2018).

Entropy quantifies the amount of regularity and unpredictability of point-to-point fluctuations in large sets of time-series data (Richman and Moorman, 2000). Sample entropy (SampEn) and multiscale entropy (MSE) are two of the

most popular methods for assessing data regularity in health and sports sciences (Busa and van Emmerik, 2016). Sample entropy measures the probability that similar sequences of points in a time-series remain similar within a tolerance level when a point is added to the sequence, in a single time scale (Richman and Moorman, 2000). On the other hand, MSE analysis has been suggested to be a better method to address the complexity inherent in the biological signals because it considers multiple spatial and temporal scales in a time series, reflecting the multiscale characteristics of the biological system operation (Costa et al., 2002, 2005; Gow et al., 2015). Particularly regarding movement variability, research is still limited to a few examples who suggest that it might be reduced as a function of practice (Newell and Vaillancourt, 2001; Wu et al., 2014) and experience (Ko and Newell, 2015; Williams et al., 2016). However, how movement variability decays over time during resistance training over the course of a training program, thus, how it affects players' adaptive capacity, remains unclear. Therefore, the aim of this study was to identify the changes of movement variability, complexity index, and movement velocity with training in a resistance horizontal forward-backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL) during a six-week training program.

It was hypothesized that movement variability and complexity index would decrease, and movement velocity would increase, over the course of a six-week training program, especially when using the constraint of catching and throwing a rugby ball. Conversely, the stabilization of movement variability, complexity index, and movement velocity can be used to identify an optimal moment to modify the task.

MATERIALS AND METHODS

Participants

Eleven elite male rugby union players from a professional team in the Spanish league volunteered to participate in this study (mean \pm SD: age 25.5 \pm 2.0 years, height 1.83 \pm 0.06 m, body mass 95 \pm 18 kg, rugby practice 14 \pm 3 years). All players were asked to avoid strenuous exercise during the study and informed about the procedures and possible risks while giving their informed consent before their admission. No players had any injuries through the study duration and the procedures complied with the Declaration of World Medical Association (2013) and were approved by the local ethics committee (21/20118/CEICEGC).

Design

The study was performed over 6 weeks. A recent meta-analysis about the effects of flywheel training on Strength-Related Variables show that the majority of these studies were carried out on periods of training between 5 and 10 weeks (Petré et al., 2018). However, more concretely, another recent study demonstrated that 4 weeks could be enough time to show muscle adaptation in flywheel resistance training (Illera-Domínguez et al., 2018). Further, in horizontal inertial flywheel training, which has more similarity to our study (de Hoyo et al., 2015; Gonzalo-Skok et al.,

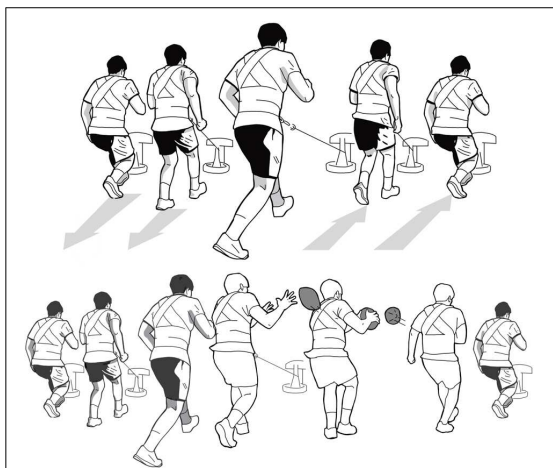


FIGURE 1 | Horizontal movement with an inertial flywheel device with BALL (below) and NOBALL (above).

2016), differences in power and functional performance in 6- and 8-week period training were found. So, for these reasons, we hypothesize that 6 weeks could be enough time to find significant differences in both variables, movement velocity and movement variability. Since the players had no previous experience with this device prior to the experiment, participants underwent a familiarization session in which the horizontal movement with an inertial flywheel device was performed at a submaximal intensity in two conditions (BALL and NOBALL). When performing the BALL condition, an expert player made a pass from the right side two meters away. The participant caught the ball over the forward movement, synchronized with the first step (Figure 1). Then, during the second step, the participant passed the ball to another expert player standing 2 m away at the other side. Emphasis was placed on the importance of keeping the inertial flywheel rope tight. The training protocol was performed once a week during 6 weeks and included a warm-up, where the players performed 5 min of cycle ergometer, 5 min of general active mobility, two progressive sprints of 10 m, 10 movements at maximum speed forward and backward of 4 m, and five movements of maximum speed with changes of direction of 3 m. Afterward, the participants randomly performed eight repetitions of NOBALL and BALL with 3 min of rest between exercises. In the first two repetitions the intensity was progressively increased, while the last six were performed at maximal voluntary effort. During data collection, participants did not receive any verbal information on the quality of the movement performed or the outcomes of the test. Data collection took place during the competitive season.

Procedures

The inertial flywheel device (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) consists of a metal flywheel (diameter: 0.42 m) with up to 16 weights (0.421 kg each weight), that can be added along the top edge of the flywheel perimeter. The device is comprised of a cone attached above a flywheel, and as the axle spins, a rope winds

and unwinds around the cone. The concentric action unwinds the rope and the eccentric action occurs during rewinding. The force applied in the eccentric action to bring the flywheel to a stop will rely on the kinetic energy generated during the concentric action (Vicens-Bordas et al., 2018). To change the resistance to movement, the moment of inertia can be modified by adding any number of the 16 weights to the edge of the flywheel and also by selecting one of the four positions (P1, P2, P3, or P4) by changing the location of the pulley that is close to the cone. Position 1 and 16 weights were selected for this study, because these can generate the highest levels of mean force (Vázquez-Guerrero et al., 2016). The moment of inertia for the flywheel was 0.27 kg m². Movement velocity was measured by a rotational encoder (Chronojump, Barcelona, Spain) which measures the spinning velocity of the axis of the flywheel device.

The participants' acceleration performed in both conditions was measured using the inertial measurement unit WIMU (Realtrack Systems, Almería, Spain), with processing capability consisting of a 3D accelerometer recording at 1000 Hz. The accelerometer was placed on an elastic waist belt close to the sacrum of each player. This position provided the best indication of whole body movement, as the location is close to the player's center of mass (Montgomery et al., 2010).

Four repetitions of the NOBALL and BALL conditions were considered for further analysis. Each sample record contained 13879 ± 1900 data points for NOBALL and 14703 ± 1804 for BALL. In addition, the raw signal was obtained from the system specific software (WIMU Software, Realtrack Systems SL, Almería, Spain) to calculate total acceleration (at) based on the summation of vectors in three dimensions: mediolateral (x), anteroposterior (y) and vertical (z) (Moras et al., 2018). The mean velocity was recorded for the same four repetitions, registered with a rotary axis encoder, and analyzed with the software of chronojump (Chronojump, Barcelona, Spain).

The acceleration data were used to calculate entropy measures across a single time scale (SampEn) and across a range of time-scales (MSE), according to Chen et al. (2006) and Costa et al. (2002), using dedicated routines written in Matlab® (The MathWorks, MA, United States). Also, the Complexity Index (Gow et al., 2015) was calculated as the area under each of the MSE curves to provide information on the integrated complexity of the system, over the time scales of interest (Busa and van Emmerik, 2016; Hansen et al., 2017). The mean velocity recorded from the encoder was also included in the analysis.

Statistical Analysis

Data normality and homogeneity was assessed using Shapiro-Wilk and Levene tests, respectively. Data analyses were performed using PASW Statistics 21 (SPSS, Inc., Chicago, IL, United States). The level of statistical significance was set at $p < 0.05$. The response variable (SampEn, complexity index, and mean velocity) were analyzed using a repeated measure analysis of variance (ANOVA) to address the main and interactive effects between weeks, comparing the baseline (week 1) with all other weeks.

The comparisons were also assessed via standardized mean differences (Cohen's d) and respective 90% confidence intervals.

Thresholds for effect sizes statistics were <0.20, trivial; 0.20–0.59, small; 0.6–1.19, moderate; 1.20–1.99, large; and >2.0, very large (Hopkins et al., 2009). Movement velocity and Complexity Index values under BALL and NOBALL conditions were also adjusted to a third-degree polynomial for a better visualization of these variables in summarizing the effects of the six-week training protocol.

Finally, Bland–Altman analysis was used to assess biases of the variables (SampEn, complexity index and mean velocity) between conditions (Bland and Altman, 1995).

RESULTS

The individual trends, average, and standard deviation across the 6 weeks for SampEn and movement velocity in BALL and NOBALL conditions are shown in **Figure 2**. SampEn presented higher values in the first four weeks for BALL and in the last two weeks for NOBALL (**Figures 2A,C,E**). However, movement velocity presented higher values across the whole training period for NOBALL, although the values were similar in the last two weeks (**Figures 2B,D,F**).

When SampEn was compared between the baseline (week 1) and the subsequent weeks in the BALL condition, there were no significant changes, but there were moderate effects in the first four weeks, significant changes in the fifth week ($p = 0.015$) with moderate effects, and significant changes in the last week ($p = 0.007$) with a large effect (**Figure 3A**). By contrast, there were no significant differences in NOBALL conditions between weeks (**Figure 3A**). Also, when movement velocity was compared between the baseline (week 1) and the subsequent weeks in the BALL condition, there were significant changes in third ($p = 0.010$), fourth ($p = 0.045$), fifth ($p = 0.029$), and sixth ($p = 0.047$) weeks with moderate and large effects (**Figure 3B**). For the NOBALL condition there were significant changes in third ($p = 0.012$), fourth ($p = 0.048$), fifth ($p = 0.027$), and sixth ($p = 0.025$) weeks with moderate effects (**Figure 3B**).

When complexity indexes were compared between the baseline (week 1) and the subsequent weeks in the BALL condition, there were significant changes for every week ($p \leq 0.05$), except with the fourth week. By contrast, there were no significant differences in NOBALL conditions between the training weeks. The results from the complexity index and movement velocity are presented in **Figure 4**, smoothed using a third-degree polynomial for a better visualization. There were higher levels of complexity in the BALL conditions, specifically in the first three weeks.

Bland–Altman plots are presented in **Figure 5**. The resulting graph is a scatter plot xy , in which the y axis shows the difference between the conditions (BALL–NOBALL) and the x axis represents the average of these measures.

DISCUSSION

This study aimed to identify how movement variability and movement velocity changes during six weeks of training

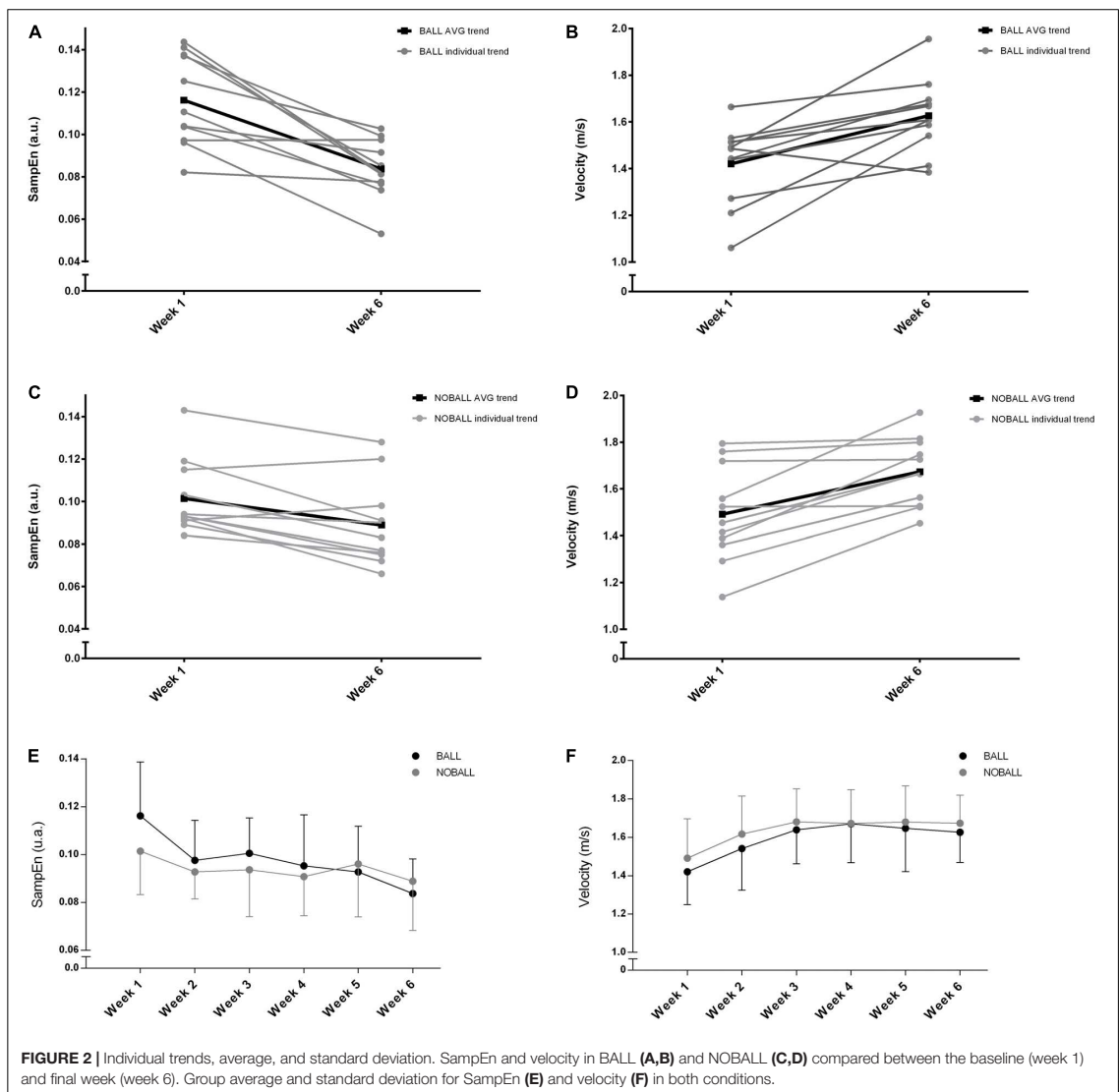
including a resistance horizontal forward–backward task without (NOBALL) or with the constraint of catching and throwing a rugby ball in the forward phase (BALL). In general, the results suggested that movement velocity and movement variability were adapted to the constraints after four weeks of training.

The baseline values at week 1 showed higher movement variability in the BALL when compared to NOBALL condition, supporting results recently reported (Moras et al., 2018). It was also possible to identify that movement variability remained higher until the fifth week of training, showing that using the ball as a constraint during this functional resistance training exercise demands higher levels of coordination patterns, stimulating the beneficial and adaptive aspects of variability in system function (van Emmerik and van Wegen, 2002).

The results also showed that movement variability across the six-week training period had a moderate and large reduction from week 1 to week 6 and a significant decrease in the weeks 5 and 6 for the BALL condition. This decrease might be due to an improved ability to control the coordination of the ball pass through practice (Ko and Newell, 2015; Williams et al., 2016). Based on the principle of optimality, sensory estimation could minimize uncertainty across optimal integration, and minimize variability in motor output through optimal control (Bays and Wolpert, 2007).

After four weeks of training, there was a stabilization on the BALL condition which was noted not only in a single temporal scale, as evidenced by SampEn values, but also when different temporal scales are considered, as seen in the complexity index results. The complexity index represents how systems are integrated from its lowest (organic) to highest (systemic) scale levels. When constraints are applied to resistance training, there seems to be changes in the system coordination patterns (Oliveira et al., 2013; Moras et al., 2018), however, the training process seems to regulate movement stability and adaptability (van Emmerik and van Wegen, 2002) to the point where the motor system is adapted to the environmental perturbations. The present study reports evidence that corroborates on the beneficial and adaptive aspects of variability during resistance training (van Emmerik and van Wegen, 2002) but, most importantly, reports details about the time-course of the effects related to the use of these different and unusual constraints. The results showed that four weeks were enough time for the task constraint to become too predictable for the players, therefore, not requiring substantial organic adaptations. Note that, after four weeks of resistance training, the complexity index was similar for both conditions, whereby the application of the constraints loses its effect and exercise tasks should be modified. Although the assessment of movement variability provides information about coordinative adaptations, during resistance training, the velocity at which a given load is displaced determines the strength and power adaptations at the muscular level (Bautista et al., 2016).

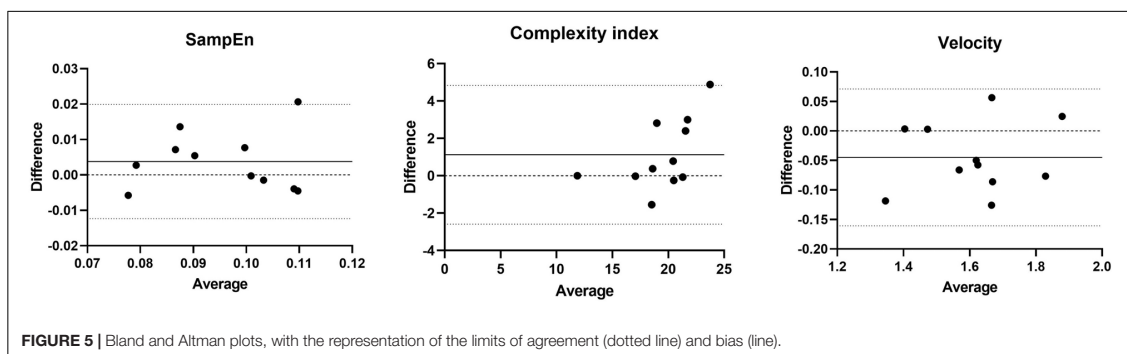
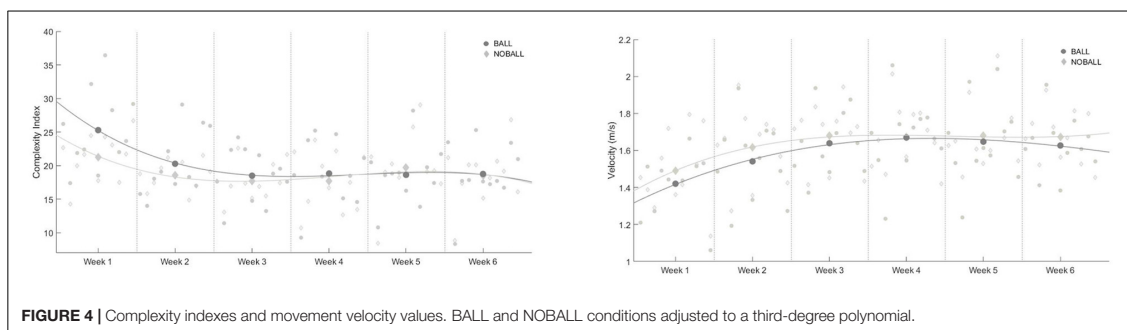
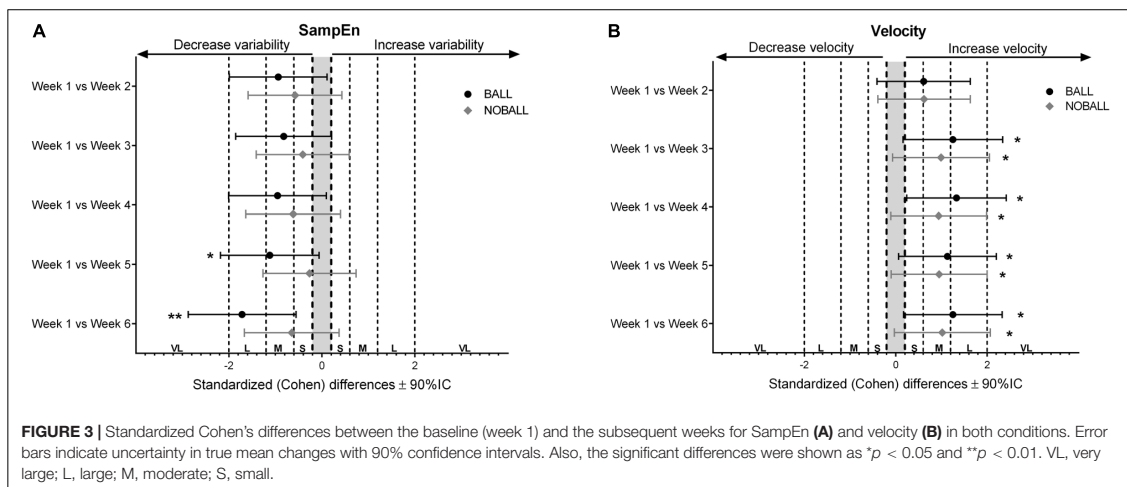
As expected in the NOBALL condition, the movement velocity output was higher than BALL, possibly due to the lower level of coordination required to perform the task. However, using match specific constraints during resistance training achieved more improvement between weeks. While NOBALL has a



higher dependency on players' capacity of improving force and velocity, BALL demands a higher level of motor skill, because it involves the coordination of carrying a ball while developing rapid accelerations. After three weeks of resistance training there were significant differences in the velocity for both conditions compared with week 1. Nevertheless, from week 4 to the end of the 6-week training period, the movement velocity did not change with training with or without the ball constraint. Thus, the result found in the current study suggests that velocity adaptations are reached before the movement variability, maybe because neuromuscular adaptations to human velocity and human variability are associated with different

regulatory mechanisms (Hedayatpour and Falla, 2015). In team sports, the effectiveness of resistance training to improve sport performance depends upon the process of adaptations in terms of temporal structure changes (movement variability) and output performance magnitude (movement velocity). Therefore, the present study provides evidence that might better guide the training process, establishing optimal challenging points for resistance exercises and combining physical and coordinative tasks.

A previous study showed how entropy measures detect increased movement variability in resistance training when the ball is used like a constraint (Moras et al., 2018). The



present study helps us to understand how the learning process inherent to a period of functional resistance training using a ball constraint changes the variability of the acceleration and affects performance across time. This study shows how entropy serves as an alternative tool to identify not only the changes in movement variability, but its time-course during a training period. This way, the trainers can structure the exercises to enhance players' performance according to the field tasks and match demands

required (McLaren et al., 2016) by efficiently combining physical and coordinative capacities in resistance training.

Limitations

One of the main limitations of the current study was the low sample size ($n = 11$) and all of the players belonging to the same club. Nevertheless, these were expert players at the maximum level of competition in Spain. Rugby Union is a team sport with

high levels of injury (Ball et al., 2017), especially at the maximum level (Yeomans et al., 2018), therefore, completing the training protocol during six weeks continuously in the competitive season period with enough healthy players was already an important milestone achieved.

CONCLUSION

Six weeks of resistance training decreases movement variability and increases velocity, especially when catching and throwing a rugby ball. Despite that, the success in the application of tasks constraints might be compromised after four weeks of training. Coaching staffs can consider this moment as the key to decide whether to modify the task.

PRACTICAL IMPLICATIONS

- (1) Entropy measures can be used as a way of evaluating the ongoing appropriateness of an exercise stimulus to optimize adaptation. Entropy measures can be used by strength and conditioning coaches to identify when exercise tasks should be modified to trigger further adaptations.
- (2) Entropy can help to identify the optimal challenge point, therefore maintaining movement variability and preventing a plateau in exercise adaptations. The use of the ball during a functional resistance training task will result in higher trainability, especially during the first four weeks. This is due to the increased complexity of the exercise.
- (3) Strength and conditioning coaches should consider the inclusion of the ball when targeting the development of coordination within a periodized training program.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The datasets generated for this study are available on request to the corresponding author.

REFERENCES

Ball, S., Halaki, M., and Orr, R. (2017). Training volume and soft tissue injury in professional and non-professional rugby union players: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* 51, 1012–1020. doi: 10.1136/bjsports-2015-095926

Barr, M. J., Sheppard, J. M., Gabbett, T. J., and Newton, R. U. (2015). The effect of ball carrying on the sprinting speed of international rugby union players. *Int. J. Sports Sci. Coach.* 10, 1–9. doi: 10.1260/1747-9541.10.1.1

Bautista, I. J., Chiroso, I. J., Robinson, J. E., Chiroso, L. J., and Martinez, I. (2016). Concurrent validity of a velocity perception scale to monitor back squat exercise intensity in young skiers. *J. Strength Cond. Res.* 30, 421–429. doi: 10.1519/JSC.0000000000001112

Bays, P. M., and Wolpert, D. M. (2007). Computational principles of sensorimotor control that minimize uncertainty and variability. *J. Physiol.* 578, 387–396. doi: 10.1113/jphysiol.2006.120121

Bland, J. M., and Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is

ETHICS STATEMENT

The studies involving human participants were reviewed and approved by Catalan Sports Council (Generalitat de Catalunya) ethics committee (21/20118/CEICEGC). The patients/participants provided their written informed consent to participate in this study.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

BF-V and GM conceived and designed the experiments. BF-V, GM, and JG performed the experiments. BF-V, GM, JS, JE, and JG analyzed the data. BF-V wrote the first draft of the manuscript. BF-V, GM, JS, JE, JT-F, and BJ wrote, reviewed and edited the manuscript. All authors read and approved the submitted version of the manuscript.

FUNDING

This work was supported by the Ministry of Education, Culture and Sport, Grup de Recerca en Activitat Física i Salut (GRAFis, Generalitat de Catalunya 2017SGR/741), and the National Institute of Physical Education of Catalonia (INEFC), center of Barcelona. Bruno Fernández-Valdés is the recipient of a predoctoral fellowship from the Ministry of Education, Culture and Sport (FPU15/03235). Project NanoSTIMA: Macro-to-Nano Human Sensing: Toward Integrated Multimodal Health Monitoring and Analytics, NORTE-01-0145-FEDER-000016, Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER) – NORTE 2020. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. Agència de Gestió d'Ajuts Universitaris i de Recerca (AGAUR).

ACKNOWLEDGMENTS

We thank the rugby players who took part in the study. Also, we acknowledge Mr. Carles Salud for his excellent drawings.

misleading. *Lancet* 346, 1085–1087. doi: 10.1016/s0140-6736(95)91748-9

Busa, M. A., and van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: a tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science* 5, 44–51. doi: 10.1016/j.jshs.2016.01.018

Chen, X., Solomon, I. C., and Chon, K. H. (2006). “Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal,” in *Proceedings of the Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the IEEE*, Piscataway, NJ, 4212–4215.

Costa, M., Goldberger, A. L., and Peng, C.-K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Phys. Rev. Lett.* 89:68102.

Costa, M., Goldberger, A. L., and Peng, C.-K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical Review E* 71:21906.

Couceiro, M. S., Dias, G., Mendes, R., and Araújo, D. (2013). Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf

- putting. *J. Mot. Behav.* 45, 37–53. doi: 10.1080/00222895.2012.740100
- de Hoyo, M., Sanudo, B., Carrasco, L., Dominguez-Cobo, S., Mateo-Cortes, J., Cadenas-Sanchez, M. M., et al. (2015). Effects of Traditional Versus Horizontal Inertial Flywheel Power Training on Common Sport-Related Tasks. *J. Hum. Kinet.* 47, 155–167. doi: 10.1515/hukin-2015-0071
- Dhawale, A. K., Smith, M. A., and Ölveczky, B. P. (2017). The role of variability in motor learning. *Annu. Rev. Neurosci.* 40, 479–498.
- Duarte, R., Araújo, D., Freire, L., Folgado, H., Fernandes, O., and Davids, K. (2012). Intra- and inter-group coordination patterns reveal collective behaviors of football players near the scoring zone. *Hum. Mov. Sci.* 31, 1639–1651. doi: 10.1016/j.humov.2012.03.001
- England, S. A., and Granata, K. P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 25, 172–178. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.03.003
- Gonçalves, B., Folgado, H., Coutinho, D., Marcelino, R., Wong, D. P., Leite, N., et al. (2017). Changes in effective playing space when considering sub-groups of 3 to 10 players in professional soccer matches. *J. Hum. Kinet.* 62, 145–155. doi: 10.1515/hukin-2017-0166
- Gonzalo-Skok, O., Tous-Fajardo, J., Valero-Campo, C., Berzosa, C., Bataller, A. V., Arjol-Serrano, J. L., et al. (2016). Eccentric overload training in team-sports functional performance: constant bilateral vertical vs. variable unilateral multidirectional movements. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 12, 951–958. doi: 10.1123/ijssp.2016-0251
- Gow, B. J., Peng, C.-K., Wayne, P. M., and Ahn, A. C. (2015). Multiscale entropy analysis of center-of-pressure dynamics in human postural control: methodological considerations. *Entropy* 17, 7926–7947. doi: 10.3390/e17127849
- Greihaine, J.-F., Godbout, P., and Zerai, Z. (2011). How the “rapport de forces” evolves in a soccer match: the dynamics of collective decisions in a complex system. *Rev. Psicol. Del Dep.* 20, 747–764.
- Hansen, C., Wei, Q., Shieh, J.-S., Fourcade, P., Isableu, B., and Majed, L. (2017). Sample entropy, univariate, and multivariate multi-scale entropy in comparison with classical postural sway parameters in young healthy adults. *Front. Hum. Neurosci.* 11:206. doi: 10.3389/fnhum.2017.00206
- Hedayatpour, N., and Falla, D. (2015). Physiological and neural adaptations to eccentric exercise: mechanisms and considerations for training. *Biomed Res. Int.* 2015:193741.
- Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., and Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* 41:3. doi: 10.1249/mss.0b013e31818cb278
- Illera-Domínguez, V., Nuell, S., Carmona, G., Padullés, J. M., Padullés, X., Lloret, M., et al. (2018). Early functional and morphological muscle adaptations during short-term inertial-squat training. *Front. Physiol.* 9:1265. doi: 10.3389/fphys.2018.01265
- Inness, M. W. H., Billaut, F., Walker, E. J., Petersen, A. C., Sweeting, A. J., and Aughey, R. J. (2016). Heavy Resistance Training in Hypoxia Enhances 1RM squat performance. *Front. Physiol.* 7:502. doi: 10.3389/fphys.2016.00502
- Ko, J.-H., and Newell, K. M. (2015). Organization of postural coordination patterns as a function of scaling the surface of support dynamics. *J. Mot. Behav.* 47, 415–426. doi: 10.1080/00222895.2014.1003781
- Lipsitz, L. A., and Goldberger, A. L. (1992). Loss of “complexity” and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA* 267, 1806–1809. doi: 10.1001/jama.267.13.1806
- Lubetzky, A. V., Harel, D., and Lubetzky, E. (2018). On the effects of signal processing on sample entropy for postural control. *PLoS One* 13:e0193460. doi: 10.1371/journal.pone.0193460
- McLaren, S. J., Weston, M., Smith, A., Cramb, R., and Portas, M. D. (2016). Variability of physical performance and player match loads in professional rugby union. *J. Sci. Med. Sport* 19, 493–497. doi: 10.1016/j.jsams.2015.05.010
- Mehdizadeh, S., Arshi, A. R., and Davids, K. (2015). Quantifying coordination and coordination variability in backward versus forward running: implications for control of motion. *Gait Posture* 42, 172–177. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.006
- Montgomery, P. G., Pyne, D. B., and Minahan, C. L. (2010). The physical and physiological demands of basketball training and competition. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 5, 75–86. doi: 10.1123/ijssp.5.1.75
- Moras, G., Fernández-Valdés, B., Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., and Sampaio, J. (2018). Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *J. Sci. Med. Sport* 21, 1286–1292. doi: 10.1016/j.jsams.2018.05.007
- Murray, A. M., Ryu, J. H., Sproule, J., Turner, A. P., Graham-Smith, P., and Cardinale, M. (2017). A pilot study using entropy as a non-invasive assessment of running. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 12, 1119–1122. doi: 10.1123/ijssp.2016-0205
- Newell, K. M., and Vaillancourt, D. E. (2001). Dimensional change in motor learning. *Hum. Mov. Sci.* 20, 695–715. doi: 10.1016/s0167-9457(01)00073-2
- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Gizzi, L., Farina, D., and Kersting, U. G. (2013). Effects of perturbations to balance on neuromechanics of fast changes in direction during locomotion. *PLoS One* 8:e59029. doi: 10.1371/journal.pone.0059029
- Petré, H., Wernstål, F., and Mattsson, C. M. (2018). Effects of flywheel training on strength-related variables: a meta-analysis. *Sports Med. Open* 4:55. doi: 10.1186/s40798-018-0169-5
- Pollard, B. T., Turner, A. N., Eager, R., Cunningham, D. J., Cook, C. J., Hogben, P., et al. (2018). The ball in play demands of international rugby union. *J. Sci. Med. Sport* 21, 1090–1094. doi: 10.1016/j.jsams.2018.02.015
- Preatoni, E., Ferrario, M., Donà, G., Hamill, J., and Rodano, R. (2010). Motor variability in sports: a non-linear analysis of race walking. *J. Sports Sci.* 28, 1327–1336. doi: 10.1080/02640414.2010.507250
- Preatoni, E., Hamill, J., Harrison, A. J., Hayes, K., Van Emmerik, R. E. A., Wilson, C., et al. (2013). Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomech.* 12, 69–92. doi: 10.1080/14763141.2012.738700
- Rhea, C. K., Silver, T. A., Hong, S. L., Ryu, J. H., Studenka, B. E., Hughes, C. M. L., et al. (2011). Noise and complexity in human postural control: interpreting the different estimations of entropy. *PLoS One* 6:e17696. doi: 10.1371/journal.pone.0017696
- Richman, J. S., and Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 278, H2039–H2049.
- Seitz, L. B., Barr, M., and Haff, G. G. (2015). Effects of sprint training with or without ball carry in elite rugby players. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 10, 761–766. doi: 10.1123/ijssp.2014-0193
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., and Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *J. Neurol. Phys. Ther.* 30, 120–129. doi: 10.1097/01.npt.0000281949.48193.d9
- Travassos, B., Araújo, D., Vilar, L., and McGarry, T. (2011). Human Movement Science Interpersonal coordination and ball dynamics in futsal (indoor football). *Hum. Mov. Sci.* 30, 1245–1259. doi: 10.1016/j.humov.2011.04.003
- van Emmerik, R. E. A., and van Wegen, E. E. H. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 30, 177–183. doi: 10.1097/00003677-200210000-00007
- Vázquez-Guerrero, J., Moras, G., Baeza, J., Rodríguez-Jiménez, S., Vázquez-Guerrero, J., Moras, G., et al. (2016). Force outputs during squats performed using a rotational inertia device under stable versus unstable conditions with different loads. *PLoS One* 11:e0154346. doi: 10.1371/journal.pone.0154346
- Vicens-Bordas, J., Esteve, E., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Bandholm, T., and Thorborg, K. (2018). Is inertial flywheel resistance training superior to gravity-dependent resistance training in improving muscle strength? A systematic review with meta-analyses. *J. Sci. Med. Sport* 21, 75–83. doi: 10.1016/j.jsams.2017.10.006
- Williams, G. K. R., Irwin, G., Kerwin, D. G., Hamill, J., Van Emmerik, R. E. A., and Newell, K. M. (2016). Coordination as a function of skill level in the gymnastics longswing. *J. Sports Sci.* 34, 429–439. doi: 10.1080/02640414.2015.1057209

World Medical Association. (2013). *WMA Declaration of Helsinki-Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects*.

Wu, H. G., Miyamoto, Y. R., Gonzalez Castro, L. N., Olveczky, B. P., and Smith, M. A. (2014). Temporal structure of motor variability is dynamically regulated and predicts motor learning ability. *Nat. Neurosci.* 17, 312–321. doi: 10.1038/nn.3616

Yeomans, C., Kenny, I. C., Cahalan, R., Warrington, G. D., Harrison, A. J., Hayes, K., et al. (2018). The incidence of injury in amateur male rugby union: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* 48, 837–848. doi: 10.1007/s40279-017-0838-4

Conflict of Interest: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2020 Fernández-Valdés, Sampaio, Exel, González, Tous-Fajardo, Jones and Moras. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.