



Integración psicobiológica en la fatiga inducida por el ejercicio. Aproximación dinámica y no lineal

Daniel Aragonés Niño

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.

**Integración psicobiológica en la
fatiga inducida por el ejercicio.
Aproximación dinámica y no lineal**

Daniel Aragonés Niño

2014

INSTITUTO NACIONAL DE EDUCACIÓN FÍSICA DE CATALUÑA

Centro de Barcelona

UNIVERSIDAD DE BARCELONA

Facultad de Formación del Profesorado

Programa de Doctorado EEES

Activitat Física, Educació Física i Esport

**Integración psicobiológica en la fatiga inducida por
el ejercicio. Aproximación dinámica y no lineal**

Tesis doctoral presentada por:

Daniel Aragonés Niño

Dirigida por:

Dra. Natàlia Balagué Serre

Dr. Robert Hristovski

Para optar al título de Doctor por la Universidad de Barcelona

Barcelona, 2014

A mi mujer e hija, Yokasta y Georgina,

por vuestro cariño, comprensión y paciencia.

Y a mi hijo Arnau, a quien recibimos con los brazos abiertos.

Daniel Aragonés Niño ha sido becario predoctoral del Programa de Investigadores
Noveles del Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña –INEFC– (Secretaria
General de l’Esport) de la Generalitat de Catalunya.

AGRADECIMIENTOS

Obtener el título de doctor conlleva mucho trabajo y dedicación. Tengo la plena convicción de que no sería posible sin una gran curiosidad del doctorando por el universo que nos rodea y somos. Es como volver a ser el niño que una vez fuimos, el niño que se quedaba absorto mirando cualquier proceso natural con mil preguntas bullendo en la cabeza. Hace tiempo que en los mapas de nuestro planeta no aparecen regiones vacías, pero, en ciencia, semejantes territorios son incomparablemente mayores que los explorados, y adentrarse en ellos es una aventura apasionante. Sin embargo, con trabajo, curiosidad y pasión no basta. Es también imprescindible recibir ayuda y apoyo de un sinnúmero de personas. Quisiera expresar mi más sincera gratitud a todas ellas.

A mi mujer e hijos, así como a mis padres, Teresa y José, y a mi hermano, Guillermo, por su continuo apoyo.

A mi primo Albert, quien ha estado a mi lado para sacarme de apuros informáticos cada vez que lo he necesitado.

A la Dra. Natàlia Balagué del INEFC Barcelona, mi directora de tesis, por haber creído en mí desde el primer día, introduciéndome y guiándome en la comprensión del organismo humano como un sistema complejo y en la aplicación de la teoría de sistemas dinámicos no lineales a la actividad física y el deporte. Sin ella esta tesis no hubiera sido posible.

Al Dr. Robert Hristovski de la “University of Ss. Cyril and Methodius” (República de Macedonia), mi director de tesis, por su generosidad y disposición para poner a mi alcance su inmenso caudal de conocimientos, así como por su hospitalidad en mi estancia de investigación en Skopje.

Al INEFC Barcelona por la beca de investigación y el apoyo material, así como a su personal por ayudarme en todo aquello que he precisado a lo largo de mis estudios.

Al “Grup d'Investigació Social i Educativa en l'Activitat Física i l'Esport” (GISEAFE), por brindarme apoyo moral y económico.

A los miembros actuales del personal investigador del INEFC Barcelona y a los que lo fueron, por el compañerismo y momentos compartidos.

A Maribel Pérez, Rafa Tarragó, Dr. Joan Cadefau, Dr. Lisímaco Vallejo y Dr. Joan Riera del Negociado de Posgrado del INEFC Barcelona, por hacer todo cuanto estaba en sus manos para atender mis necesidades.

Al personal informático y de audiovisuales del INEFC Barcelona por su disposición a ayudar cuando ha hecho falta.

A todos los alumnos y exalumnos del INEFC Barcelona que han participado en los estudios porque esta tesis es también suya.

A mis compañeros Pablo Vázquez y Sergi García del INEFC Barcelona por su cooperación y amistad.

Al Dr. Gershon Tenenbaum de la “Florida State University” (Estados Unidos) por el trabajo de colaboración.

Al profesor Alfonsas Vainoras de la “Lithuanian University of Health Sciences, Academy of Medicine, Sport Institute” por sus estimulantes enseñanzas, especialmente en la República de Macedonia. También a su colaboradora Agne Slapsinkaite.

Al Dr. Josep Maria Padullés del INEFC Barcelona por su generosidad al enseñarme a manejar el “Muscle Lab” sin importarle pasar largos ratos en el gimnasio trabajando codo con codo en la obtención de datos.

A TECNO SPORT por el apoyo técnico prestado en los diferentes estudios.

A Alan Collins por las entretenidas charlas en inglés en su masía de Castellbell i el Vilar y durante las excursiones por las estribaciones del macizo de Montserrat.

“Muy feliz era el ciempiés,

hasta que un sapo una vez,

le preguntó: -¿Qué orden al andar siguen tus remos?

Lo cual forzó su mente a tal extremo

que a una zanja, distraído, fue a caer

mientras pensaba cómo hacer para correr”

(Viejo cuento taoísta)

“Las cien partes del cuerpo humano, con sus nueve orificios y seis vísceras, son, a su modo, completas. ¿Cuál preferiré? ¿Te gustan todas por igual? ¿O algunas te gustan más que otras? ¿Actúan todas ellas como sirvientes? ¿Son estos sirvientes incapaces de controlarse entre sí y necesitan alguien que los gobierne? ¿Actúan alternativamente como gobernantes y sirvientes? ¿Puede existir algún gobernante verdadero fuera de ellos mismos?”

(Zhuang Zi o Chuang Tsé, siglo IV a. C.)

LISTA DE ABREVIATURAS

FEIF	Fallo espontáneo inducido por la fatiga
GC	Gobernador central
MGC	Modelo del gobernador central
PA	Pensamientos asociativos
PD	Pensamientos disociativos
PE	Percepción de esfuerzo
RM	Repetición máxima
RPE	“Rating of perceived exertion”
TSDN	Teoría de sistemas dinámicos no lineales

Integración psicobiológica en la fatiga inducida por el ejercicio. Aproximación dinámica y no lineal

Esta tesis por compendio de publicaciones está estructurada en siete capítulos, el primero de los cuales es la introducción, y al cual siguen los capítulos correspondientes a cada uno de los tres artículos publicados, que, naturalmente, contienen sus propias referencias (capítulos 2, 3 y 4). El capítulo 5 está dedicado a los resultados y discusión e incluye, también, las principales aportaciones metodológicas, consecuencias prácticas, futuras líneas de investigación, y limitaciones. La tesis finaliza con las conclusiones (capítulo 6), y las referencias de los capítulos 1, 5 y 6 (capítulo 7).

RESUMEN	19
1. INTRODUCCIÓN	21
1.1. Aproximación conceptual	23
1.1.1. Integración psicobiológica, fatiga y fallo	23
1.1.2. Tipos de integración	24
1.2. Modelos vigentes y sus limitaciones para el estudio de la fatiga y el fallo inducidos por el ejercicio	27
1.2.1. Modelos reduccionistas	27
1.2.2. Modelos integradores lineales	28
1.2.2.1. Modelo del gobernador central	28
1.2.2.2. Modelo psicobiológico de tolerancia al ejercicio	29

1.3. Modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio	30
1.4. Justificación, presentación de los artículos y objetivos de la tesis	32
1.4.1. Rol de la intención en la fatiga inducida por el ejercicio. Aproximación no-lineal	33
1.4.2. Nonlinear model of attention focus during accumulated effort	33
1.4.3. Fluctuating dynamics of perceived exertion in constant-power exercise	34
2. ARTÍCULO I: Rol de la intención en la fatiga inducida por el ejercicio.	
Aproximación no-lineal	35
3. ARTÍCULO II: Nonlinear model of attention focus during accumulated effort.....	55
4. ARTÍCULO III: Fluctuating dynamics of perceived exertion in constant-power exercise	65
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	75
5.1. Intención	78
5.2. Foco de atención	81
5.3. Percepción de esfuerzo	84
5.4. Discusión general.....	87
6. CONCLUSIONES	93
7. REFERENCIAS DE LOS CAPÍTULOS 1, 5 Y 6.....	97

RESUMEN

Los modelos psicobiológicos de tolerancia al ejercicio vigentes presentan claras limitaciones al intentar explicar la aparición, con la acumulación de la fatiga, de determinados fenómenos no lineales (e.g., cambios discontinuos en las variables estudiadas, aumento de las fluctuaciones de dichas variables al acercarse a las discontinuidades, metaestabilidad entre estados) sin tener que recurrir a explicaciones *ad hoc*. Estos fenómenos señalan la existencia de una posible integración psicobiológica de tipo dinámico y no lineal (i.e., no proporcional ni aditiva) en la fatiga inducida por el ejercicio. En este contexto, el objetivo general de esta tesis doctoral fue revelar el tipo de integración psicobiológica mediante la búsqueda y el estudio de señales de no linealidad en parámetros de orden cinemáticos: ángulo del codo y cadencia de pedaleo (para desentrañar el rol de la intención), y psicológicos: foco de atención, y percepción de esfuerzo (PE). Para lograr dicho objetivo se llevaron a cabo tres estudios empleando ejercicios a intensidad constante. El primero tuvo por finalidad explorar el rol de la intención en la terminación del ejercicio inducida por la fatiga. Los resultados de los experimentos analizados en este estudio mostraban que parámetros de orden como el ángulo del codo y la cadencia de pedaleo cambiaban de estado con la fatiga, tras un aumento de las fluctuaciones, pasando de forma discontinua de un ángulo intencionalmente impuesto de 90° a uno de aproximadamente 0° o de una cadencia de 70 rpm a una cercana a las 0 rpm, respectivamente. En el segundo estudio, centrado en observar la dinámica del foco de atención en un ejercicio de carrera en cinta al 80% de la frecuencia cardíaca máxima hasta el fallo con pensamientos disociativos (PD) intencionalmente impuestos, se manifestaron fenómenos de emergencia espontánea de pensamientos asociativos (PA) y de dinámica metaestable entre los PD y los PA. Estos hallazgos confirmaron las predicciones de un modelo dinámico y no lineal del foco de

atención. En el tercer estudio, cuyo objetivo fue analizar la dinámica de la PE, en un experimento piloto el 33.33% (grupo CR10 de Borg) y el 66.66% (grupo RPE 6-20 de Borg) de los participantes mostraron una dinámica fluctuante de su “rating of perceived exertion” (RPE) durante un ejercicio en cicloergómetro, informando cada 15 s, a una intensidad correspondiente a $RPE = 15$ (i.e., “hard”). Por otra parte, en los dos experimentos subsiguientes, también en cicloergómetro y a intensidad constante, se requirió informar de cambios en la PE sin expresar su magnitud (i.e., reportando únicamente “incremento” o “disminución”) y justo en el momento de notarlos. Los resultados de estos experimentos mostraron una dinámica predominantemente fluctuante de todos los participantes bajo diferentes condiciones de duración, intensidad, y terminación del ejercicio. Sin embargo, poco antes del fallo espontáneo inducido por la fatiga (FEIF) manifestaron un cambio a una dinámica predominantemente no fluctuante (solo incrementos de PE). En conclusión, al testar diferentes parámetros de orden y ejercicios a intensidad constante se han hallado diversas señales de no linealidad. Concretamente, la disolución espontánea del atractor intencional coincidente con el fallo, la emergencia espontánea de PA y de una dinámica metaestable entre los PD intencionalmente impuestos y los PA, y el cambio de una dinámica predominantemente fluctuante de la PE a una predominantemente no fluctuante. Por consiguiente, se hace necesaria la construcción de un modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal para explicar la fatiga inducida por el ejercicio.

CAPÍTULO 1: Introducción

1.1. Aproximación conceptual

1.1.1. Integración psicobiológica, fatiga y fallo

Al abordar el estudio de la integración psicobiológica en la fatiga inducida por el ejercicio desde una perspectiva dinámica y no lineal es necesario empezar por definir y explicar determinados términos y conceptos fundamentales. Así, el término “*integrar*” significa: “dicho de las partes: constituir un todo” (Diccionario de la Real Academia Española). Por su parte, la *psicobiología* se define como la rama de la ciencia que se ocupa de las bases biológicas de la conducta y de los fenómenos mentales (“Oxford English Dictionary”). En consecuencia, la *integración psicobiológica* puede considerarse como la constitución de un todo (o sistema) por la relación de partes (o componentes) de origen psicológico y biológico. Cabe distinguir dos tipos de integración dependiendo de la clase de relaciones que se establezca entre dichos componentes del sistema (Balagué, Hristovski, Vainoras, Vázquez, y Aragonés, 2014): (1) *integración lineal*, y (2) *integración dinámica y no lineal* (ver apartado 1.1.2. para detalles).

Por su parte, el significado del término “*fatiga*” carece de pleno consenso en el seno de la comunidad científica. A pesar de que existe controversia por lo que respecta a la importancia de los factores periféricos y centrales, el hecho de que tradicionalmente se haya sostenido que el límite de la producción voluntaria de fuerza reside en la propia célula muscular, ha extendido el empleo del término “*fatiga muscular*”, entendido como una reducción inducida por el ejercicio de la fuerza muscular voluntaria máxima (Gandevia, 2001). Más recientemente, el debate existente entre los investigadores respecto a la causa, lugar o mecanismo específico responsable de la fatiga muscular ha hecho ver la necesidad de sustituir este término por *fatiga inducida por el ejercicio* (McKenna y Hargreaves, 2008).

Por lo que respecta a una mejor comprensión del fenómeno del *fallo* (i.e., *cancelación* o *terminación* del esfuerzo) es necesario diferenciar entre lo que habitualmente se denomina “*fallo de la tarea*” (Gandevia, 2001) y el recientemente incorporado concepto de “*fallo espontáneo inducido por la fatiga*” (*FEIF*) (Hristovski y Balagué, 2010). El primero se establece por convención y coincide con la incapacidad de satisfacer los criterios de esfuerzo previamente establecidos. El FEIF, sin embargo, se define como un evento macroscópico, comportamental, que puede ser detectado a nivel cinemático como un cambio de movimiento brusco hacia niveles de gasto energético inferiores. Cuando, a consecuencia de la fatiga, no es posible satisfacer los criterios establecidos por convención, aún es posible continuar con el ejercicio a elevada intensidad hasta que se produce el FEIF.

1.1.2. Tipos de integración

Debido a que la teoría de sistemas dinámicos no lineales (TSDN) tiene su origen en las matemáticas y en la física, utiliza conceptos y principios que no siempre resultan familiares a los investigadores de las ciencias de la actividad física y el deporte. La explicación de dichos conceptos aplicados al estudio del movimiento humano ha sido abordada con anterioridad (e.g., Balagué y Torrents, 2011; Torrents, 2005), no constituyendo *per se* un objetivo de la presente tesis doctoral. Sin embargo, una revisión sucinta de los tipos de integración característicos de los sistemas lineales y no lineales ayudará a comprender mejor los modelos vigentes para el estudio de la fatiga y el fallo inducidos por el ejercicio y sus limitaciones (ver apartado 1.2.). Además, mostrará la necesidad de proponer un nuevo modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio (ver apartado 1.3.) en el contexto del cual se sitúan los tres artículos publicados que conforman la presente tesis.

La *integración lineal*, característica de los sistemas lineales, es proporcional y aditiva, es decir, la respuesta del sistema a un cambio en alguna de las variables independientes siempre es proporcional al cambio o cambios que se produjeron y, además, es necesario un cambio discontinuo (i.e., cualitativo) en dicha variable independiente para generar un cambio discontinuo en la variable de respuesta. Este tipo de integración es propia de los artilugios técnicos ordinarios (e.g., motor de un coche), en los que el rendimiento depende del funcionamiento interno de sus componentes, que se hallan cableados de forma fija o invariable, siendo raramente interdependientes. Sus propiedades emergentes son muy débiles (e.g., encendido-apagado del motor) y los “outputs” se pueden deducir de las propiedades causales y disposición de dichos componentes (Balagué et al., 2014).

Por el contrario, la *integración dinámica y no lineal*, característica de los sistemas no lineales, no es proporcional ni aditiva, es decir, un pequeño cambio en una variable independiente, denominada *parámetro de control*, puede producir un cambio discontinuo en la variable de respuesta, denominada *variable colectiva* o *parámetro de orden*. Las relaciones entre sus componentes varían con el tiempo, presentan interdependencia y propiedades emergentes (Balagué et al., 2014). La relación que se establece entre el parámetro de orden y sus procesos componentes se basa en el “*enslaving principle*” (Haken, 2000), el cual postula que cerca de determinados umbrales conocidos como *puntos críticos* (ver apartado 1.3. para detalles) una o pocas variables subordinan a todas las demás. En consecuencia, conociendo el comportamiento de esas pocas variables se obtiene información de las restantes. Los parámetros de orden, que especifican el comportamiento ordenado (i.e., *coherente*, colectivo o *sinérgico*) de los componentes del sistema, no se forman o estructuran previamente, sino que emergen espontáneamente bajo la influencia de los parámetros de

control (i.e., representaciones matemáticas de los distintos tipos de constreñimientos bajo los cuales el sistema se encuentra inmerso: del organismo, del medio y de la tarea; Newell, 1986). Esta capacidad de los sistemas no lineales de evolucionar hacia formas de organización en ausencia de información que imponga el orden, emergiendo espontáneamente coordinaciones eficientes entre sus componentes sin precisar de programas u órdenes externas o internas, se denomina *autoorganización* y queda perfectamente explicada por el “enslaving principle”. Lo mismo sucede con determinadas propiedades del sistema durante el proceso de integración funcional como: (1) la *estabilidad e inestabilidad* (i.e., resistencia a la perturbación de modo que, para una misma magnitud de esta última, cuanto más rápido vuelve el sistema a sus estado previo, mayor estabilidad muestra), y (2) la *metaestabilidad* (i.e., alternancia espontánea entre diversos estados de un sistema caracterizados por ser débilmente estables). El principal proceso en el que se basa la estabilidad o inestabilidad es la competición entre los *bucles de retroalimentación positivos* y los *bucles de retroalimentación negativos* en que se ven envueltos los componentes microscópicos del sistema. Así, la emergencia espontánea de una nueva integración funcional cerca del punto crítico está asociada con una retroalimentación positiva que resulta vencedora temporal de esta competición: la nueva fase de organización aumenta cada vez más debido a la avalancha cooperativa durante la cual el nuevo *estado macroscópico* recluta más y más componentes microscópicos, forzándolos a comportarse de un determinado modo, es decir, subordinándolos. Paralelamente, estos componentes microscópicos, comportándose como el estado macroscópico les ordena, aumentan todavía más la integración macroscópica, dando pie a un fenómeno de “*causalidad circular*” (Hristovski et al., 2012). Junto a la emergencia de la integración macroscópica se produce una reducción sustancial de las dimensiones del sistema. Sin embargo, cerca del final de este proceso

los componentes microscópicos subordinados empiezan a estabilizar la integración macroscópica a través de la retroalimentación negativa, resistiendo los cambios del estado macroscópico mediante la amortiguación de cualquier pequeña perturbación. Por consiguiente, el evento macroscópico que es la integración dinámica y no lineal no precisa de un proceso programado por una parte del sistema (e.g., cerebro o programador) característico de una integración lineal. Vale la pena precisar que el término “no lineal” empleado en esta tesis no se refiere a un ajuste no lineal (e.g., exponencial o logarítmico) de una curva teórica a una serie de datos, sino a un cambio cualitativo en dicha serie (Kelso, 1995).

Para desvelar el tipo de integración que posee un sistema es necesario comprobar si muestra o no señales de no linealidad, lo cual implica testar el comportamiento del sistema sobre amplios intervalos mientras van variando determinados parámetros de control (ver apartado 1.3. para detalles).

1.2. Modelos vigentes y sus limitaciones para el estudio de la fatiga y el fallo inducidos por el ejercicio

1.2.1. Modelos reduccionistas

Desde la fisiología del ejercicio, y mediante un paradigma eminentemente reduccionista, durante la última centuria se ha intentado hallar la etiología y los mecanismos subyacentes a la fatiga inducida por el ejercicio. El foco de investigación se ha centrado sobre todo en el músculo y su metabolismo, así como en el sistema nervioso central, como lugares específicos responsables (McKenna y Hargreaves, 2008). En este sentido, esta perspectiva ha orientado su esfuerzo a la mera descripción de procesos relacionados con el fenómeno de la fatiga inducida por el ejercicio, asumiendo una

relativa independencia de los mismos en lugar de explicarlos de forma unificada. Los principios de dinámica no lineal, que permiten estudiar cómo se forma y adapta la respuesta fisiológica, pueden ayudar a comprender las diversas manifestaciones de fatiga que se observan en diferentes contextos y tipos de esfuerzo (Balagué, Torrents, Hristovski, Davids, y Araújo, 2013; Hristovski, Venskaityte, Vainoras, Balagué, y Vázquez, 2010).

Aunque la aproximación reduccionista a la fatiga inducida por el ejercicio ha generado gran riqueza de conocimientos descriptivos sobre las adaptaciones a diferentes modalidades de ejercicio, no ha conseguido identificar un único factor responsable de la terminación del mismo (Gandevia, 2001). Tratando de dar respuesta a esta problemática, recientemente han surgido dos modelos psicobiológicos con un perfil de integración lineal, que ponen un énfasis especial en el rol del cerebro como limitador de la tolerancia al ejercicio. Por un lado, el modelo del gobernador central (MGC) (St Clair Gibson y Noakes, 2004) y, por otro, el modelo psicobiológico de tolerancia al ejercicio (Marcora, 2008; Marcora, Bosio, y de Morree, 2008; Marcora, Staiano, y Manning, 2009).

1.2.2. Modelos integradores lineales

1.2.2.1. Modelo del gobernador central

El MGC (St Clair Gibson y Noakes, 2004) postula que la percepción de esfuerzo (PE) es la representación sensorial (i.e., proyección al cerebro consciente) de cálculos neurales subconscientes llevados a cabo en una región del cerebro denominada “gobernador central” (GC), la cual integra señales sensoriales internas e información del entorno para producir un intensidad de esfuerzo aceptable que aún permitirá mantener la homeostasis a un nivel de PE que el individuo encuentre aceptable. El GC modula la

intensidad del ejercicio determinando el número de unidades motoras activadas. Un incremento de la PE como consecuencia de un ejercicio agotador reduce progresivamente el deseo consciente de no hacer caso de este mecanismo de control. El hecho de ignorar dicho mecanismo al, por ejemplo, recibir ánimos por parte de los espectadores, llevaría al reclutamiento de más unidades motoras, manteniendo la intensidad y, en consecuencia, amenazando la homeostasis (Noakes, St Clair Gibson, y Lambert, 2005). El MGC podría considerarse como un híbrido conceptual porque, aunque presenta una visión integrada del sistema neuromuscular, tiene dos claras limitaciones para ser considerado un modelo complejo de fatiga tal y como sus autores proclaman. La primera hace referencia a que postula la existencia de un GC que realiza la función de integración, es decir, recibe información periférica, hace cálculos, toma decisiones y envía órdenes vía eferente (nótese la similitud con el tipo de integración lineal descrito en el apartado 1.1.2.). ¿Quién programa entonces al programador? Una regresión infinita parece obvia. La segunda limitación hace referencia al supuesto encapsulamiento o carácter inmutable del GC cuando el organismo está sometido a los efectos de la fatiga.

1.2.2.2. Modelo psicobiológico de tolerancia al ejercicio

El modelo psicobiológico de tolerancia al ejercicio (Marcora, 2008; Marcora et al., 2008; Marcora et al., 2009), basado en la teoría de la intensidad motivacional (Wright, 1996), cuestiona el rol clásico asignado a la PE por lo que respecta a la terminación del ejercicio, afirmando que la PE se genera centralmente por la transmisión de señales nerviosas, denominadas descargas corolarias, desde el área motora al área sensorial del córtex cerebral (Marcora, 2009). Las descargas corolarias están mediadas por un incremento de las órdenes motoras centrales necesario para llevar a cabo el ejercicio con

músculos esqueléticos progresivamente más debilitados (Marcora et al., 2008). En particular, este modelo postula que la terminación del ejercicio ocurre cuando el esfuerzo requerido es igual al máximo que el sujeto está dispuesto a realizar o cuando la continuación del ejercicio se percibe como imposible (Marcora, 2008). Cabe objetar que el hecho de que la terminación del ejercicio sea consciente no implica necesariamente que sea fruto de una decisión consciente. A la luz de lo expuesto en el apartado 1.1.2., se podría considerar que este modelo presenta características propias de una integración psicobiológica de tipo lineal.

1.3. Modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio

Según lo descrito en el apartado 1.2., para los modelos reduccionistas, los cuales han pretendido hallar una causa, lugar o mecanismo específico responsable de la fatiga inducida por el ejercicio, y para los modelos de integración lineal como el MGC (St Clair Gibson y Noakes, 2004) y el psicobiológico de tolerancia a la fatiga (Marcora, 2008; Marcora et al., 2008; Marcora et al., 2009), puede resultar difícil explicar los cambios cualitativos que ocurren durante el ejercicio (e.g., el fallo inducido por la fatiga) y los procesos que subyacen, a no ser que se recurra a explicaciones *ad hoc*. Por el contrario, esos cambios cualitativos son una predicción genérica de las teorías formales de sistemas autoorganizados (e.g., Haken, 1983) y su hallazgo avala la hipótesis de que el FEIF es un evento dinámico autoorganizado. Pese a ello, no se pretende aquí desechar ni los modelos reduccionistas ni los modelos integradores lineales, sino limitarlos adecuadamente.

El tipo de integración psicobiológica (lineal, o dinámica y no lineal; ver apartado 1.1.2. para detalles) puede determinarse a partir de la búsqueda de la *criticalidad* (i.e., fenómenos macroscópicos críticos que emergen cuando el sistema está cerca de determinados umbrales denominados puntos críticos) que exhiben los sistemas no lineales. En el caso de que dichos fenómenos críticos sean hallados (e.g., fluctuaciones con valor funcional, relación no proporcional entre la duración del esfuerzo y los cambios cualitativos del parámetro de orden), tendremos evidencias de una integración psicobiológica dinámica y no lineal y los modelos de integración lineal presentarán claras limitaciones para explicarlos. La estrategia para encontrar estos fenómenos supone la aplicación de un procedimiento de escalado de algún *parámetro de control no específico* (i.e., no especifica el comportamiento del sistema, sino que ejerce control sobre el mismo conduciéndolo a través de sus estados disponibles) sobre un amplio intervalo de valores mientras se observa el comportamiento del parámetro de orden (Kelso, 1984, 1995), cuyos valores más probables se denominan *atractores* y son estados estables porque atraen el comportamiento del sistema hacia un modo de funcionamiento estable debido a las fuerzas de atracción producidas entre sus componentes. Los parámetros de orden son esenciales para la caracterización del comportamiento del sistema, tanto en su rango de operación no lineal, como en el aproximadamente lineal (Kelso, 1995). El comportamiento crítico incluye diferentes señales (Kelso, 1995), entre las cuales: (1) cambio discontinuo del parámetro de orden con respecto a una pequeña variación del parámetro de control no específico (i.e., *bi- o multiestabilidad*), y (2) *aumento de las fluctuaciones* del parámetro de orden (i.e., oscilaciones irregulares alrededor del atractor) debido a una creciente inestabilidad al acercarse a la discontinuidad.

El análisis de las series temporales del parámetro de orden permite la detección de la estructura dinámica temporal de la variable investigada y puede ayudar a desvelar los tipos de interdependencia presentes en el comportamiento del sistema. Así, las relaciones entre la potencia espectral y la frecuencia de oscilaciones (o el número inverso de observación), pueden revelar información sobre la existencia o no de parentesco de las fluctuaciones de la variable.

De todo lo dicho se deriva que, en el esfuerzo fatigante, una predicción y explicación satisfactoria de las señales de no linealidad características de un tipo de integración psicobiológica dinámica y no lineal requiere la construcción de un nuevo modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio.

1.4. Justificación, presentación de los artículos y objetivos de la tesis

Las limitaciones expuestas previamente en el apartado 1.2. por lo que respecta a la capacidad explicativa de los modelos vigentes para el estudio de la fatiga y la tolerancia al ejercicio justifican la elaboración de la presente tesis doctoral en el contexto de construcción de un nuevo modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio que permita superar dichas limitaciones (ver apartado 1.3. para detalles). El objetivo general fue revelar el tipo de integración psicobiológica inducida por el ejercicio mediante la búsqueda y el estudio de señales o fenómenos de no linealidad predichas por dicho modelo (e.g., *cambios discontinuos, aumento de las fluctuaciones al acercarse a las discontinuidades, metaestabilidad*) en diversos parámetros de orden cinemáticos: ángulo del codo y cadencia de pedaleo (para

desentrañar el rol de la intención en el *artículo I*), y psicológicos: foco de atención (*artículo II*), y PE (*artículo III*).

A continuación se procederá a presentar brevemente cada uno de estos artículos, detallando sus objetivos respectivos.

1.4.1. Rol de la intención en la fatiga inducida por el ejercicio. Aproximación no-lineal

La intención desempeña un rol reconocido en la terminación o fallo del ejercicio inducido por la fatiga, pero se desconoce su interacción con factores de origen fisiológico. El modelo de causalidad lineal, que se aplica en general a las relaciones mente-cuerpo, no explica algunos de los fenómenos característicos relacionados con el fallo en tareas definidas por la intención motriz. El objetivo de este artículo de posicionamiento fue reconocer el papel de la intención en la terminación del ejercicio desde una perspectiva no lineal y revelar el tipo de integración psicobiológica que se produce durante el esfuerzo fatigante de carácter tanto estático como dinámico.

1.4.2. Nonlinear model of attention focus during accumulated effort

Hay evidencias científicas de que se produce un cambio de un foco de atención disociativo a uno asociativo en función del aumento de intensidad de la carga de trabajo (Ekkekakis, 2003, 2005; Rejeski, 1985; Tenenbaum, 2001). Los modelos no lineales predicen la formación espontánea de una dinámica metaestable (i.e., alternancia espontánea entre los focos de atención) bajo una cierta constelación de constreñimientos matemáticamente representados por el parámetro de control (ver apartado 1.1.2.), pero no así los modelos lineales. El objetivo de este artículo fue testar en un ejercicio de

carrera en cinta a intensidad constante hasta el fallo un modelo dinámico y no lineal del foco de atención al investigar la emergencia de pensamientos asociativos (PA) y su metaestabilidad mientras se imponen pensamientos disociativos (PD).

1.4.3. Fluctuating dynamics of perceived exertion in constant-power exercise

Estudios previos han mostrado una relación lineal entre la PE, medida mediante las escalas de “rating of perceived exertion” (RPE) de Borg (1998), y la duración del esfuerzo (ver Noble y Robertson, 1996 para una revisión). No obstante, aunque en la literatura científica no se han descrito explícitamente reducciones en la RPE, percibir un esfuerzo constante como más ligero o más pesado a lo largo de la prueba es una experiencia práctica común. Igualmente, hay evidencias científicas del fenómeno del *segundo aliento* (Scharf, Bark, Heimer, Cohen, y Macklem, 1984), consistente en una atenuación de los síntomas de fatiga tras 3-10 min de esfuerzo. Junto con la frecuencia de muestreo, las escalas de medida usadas normalmente y las estrategias de muestreo impuesto a intervalos regulares podrían contribuir a dicha relación lineal entre la RPE y el tiempo de esfuerzo. La mayoría de estudios previos consideran las fluctuaciones como el resultado de artefactos causados por la recolección de datos, el producto de errores, o ruido aleatorio inherente a los sistemas biológicos (Tucker et al., 2006). Por el contrario, las aproximaciones dinámicas y no lineales asignan al ruido aleatorio un rol funcional, siendo el resultado de la interacción y adaptación cambiantes del sistema a su entorno (Van Orden, Kloos, y Wallot, 2011). Así, es necesario distinguir el tipo de fluctuaciones y reconocer si son solo el resultado de artefactos o comparten un valor funcional. El objetivo de este artículo fue revelar y estudiar la dinámica fluctuante de la PE durante un ejercicio a intensidad constante realizado bajo diferentes condiciones de duración, intensidad, y terminación.

CAPÍTULO 2: Artículo I



Revista de Psicología del Deporte
2011. Vol. 20, núm. 2, pp. 505-521
ISSN: 1132-239X

Universitat de les Illes Balears
Universitat Autònoma de Barcelona

Rol de la intenció en la terminació del ejercicio inducida por la fatiga. Aproximación no-lineal¹

Natàlia Balagué, Robert Hristovski* y Daniel Aragonés**

A NON-LINEAR APPROACH TO THE ROLE OF INTENTION IN FATIGUING EXERCISE

KEY WORDS: Intention, Fatigue, Failure, Non-linear dynamics, Psycho-physiological integration.

ABSTRACT: Intention has a well-recognised role in the termination point of fatigue-induced exercise; however its interaction with physiological factors is unknown. The linear causal model applied to mind-body relationships does not explain several characteristic phenomena related to the termination point in tasks defined by motor intention. This paper aims to investigate the role of intention in terminating exercise and reveal the non-linear psychobiological integration that occurs during fatiguing efforts. On the basis of the experimental results, we conclude that the mechanism responsible for termination is the dissolution of the intentional attractor that is produced by the growing instability that fatigue produces in the neuromuscular axis. These findings point to the existence of a non-linear, dynamic psychobiological integration in exercise-induced fatigue.

Correspondencia: Natàlia Balagué. INEFC Barcelona. Avda. de l'Estadi s/n. 08038 Barcelona.
E-mail: nbalague@gencat.cat

¹ Este artículo se ha realizado con el soporte de la Secretaria General de l'Esport y del Departament d'Innovació Universitats i Empresa.

* Faculty of Physical Education, University of St. Cyril and Methodius, Skopje, Macedonia.

** INEFC Barcelona, España.

— Fecha de recepción: 16 de Enero de 2010. Fecha de aceptación: 7 de Febrero de 2011.





La intención se encuentra presente en cualquier actividad humana y juega un papel esencial en el ejercicio físico que se mantiene hasta el agotamiento total, ya que se relaciona con el propósito u objetivo del participante. Clásicamente, se ha entendido como la capacidad de causar un determinado comportamiento, pero su rol de causal plantea dudas y deja algunas cuestiones sin resolver. En primer lugar, qué es lo que causa la propia intención (de dónde y cómo emerge). Una regresión lógica nos llevaría, o bien a alguna causa mágica o intención última, dispuesta por algún tipo de súper programa, o a la existencia de algún dispositivo capaz de seleccionar y decidir sobre los propósitos. En segundo lugar, es cuestionable que podamos realmente aislar y explicar la intención al margen de otros factores de tipo cognitivo o fisiológico que actúan durante el ejercicio —en especial, aquel que es llevado hasta el fallo (Bechtel, 2009).

En este artículo definimos la intención como la direccionalidad hacia un estado coordinativo motriz (p.e. mantener una flexión de codo de 90° o un pedaleo a 70 revoluciones por minuto) y sostenemos que no es sólo un estado mental sino también es físico, en la línea de la teoría de la emergencia (Beckermann, 1992; Ellis, 2000; Thompson y Varela, 2001). Las intenciones motrices son conscientes porque son accesibles a la consciencia y podemos informar sobre ellas. Son vistas como propiedades emergentes de procesos dinámicos (no sólo desde el punto de vista epistemológico sino también ontológico) y no precisan de representaciones mentales pre-formadas (ver Edelman, 1998). En este sentido son tanto estados físicos como mentales y se pueden definir como atractores, es decir estados estables del sistema motriz. En particular, cuando las

definimos cinemáticamente son valores que nos informan macroscópicamente del comportamiento coherente de la dinámica de los componentes neuromusculares (desde los corticales hasta las unidades motoras), presentando cambios cualitativos cuando emergen nuevos tipos de coordinación.

El objetivo de este trabajo es reconocer el papel de la intención en la terminación del ejercicio desde una perspectiva no-lineal, y revelar el tipo de integración psicobiológica que se produce durante el esfuerzo fatigante. Se mostrará cómo determinados resultados poco claros o controvertidos, conseguidos por estudios que aplican aproximaciones reduccionistas y lineales, adquieren un nuevo significado con la modelización dinámica no-lineal. A través de la aplicación de conceptos y herramientas propios de la teoría de sistemas dinámicos (TSD), que serán detallados para familiarizar a la persona lectora con la metodología no lineal, se discutirán resultados experimentales que apuntan hacia una relación de causalidad circular de la intención con otros componentes neuromusculares en el fallo inducido por la fatiga.

Modelos vigentes para explicar la fatiga y el fallo inducidos por el ejercicio

El fallo de la tarea inducido por la fatiga se ha relacionado clásicamente con factores de origen muscular (Gandevia, 2001). Sin embargo, las controversias existentes entre los investigadores respecto a la causa, lugar o mecanismo específico responsable de dicha fatiga han substituido el término de “fatiga muscular” por el de fatiga inducida por el ejercicio (Maluf y Enoka, 2005). Los modelos reduccionistas lineales aún no han resuelto satisfactoriamente la dicotomía entre fatiga central y periférica (Noakes, St. Clair Gibson





y Lambert, 2005), del mismo modo que las teorías de la ciencia cognitiva convencional no han podido resolver la dicotomía mente-cuerpo (Bechtel, 2009). La apuesta por las relaciones del tipo causa-efecto ha llevado a un barullo de mecanismos conflictivos en la relación de las funciones cognitivas y fisiológicas (o también mente-cuerpo), que carecen de delimitaciones claras y competencias bien definidas (Van Orden, Kloos y Wallot, 2009).

Una de las soluciones que se han ofrecido recientemente desde una perspectiva holística para integrar los factores de orden psicológico y fisiológico durante el ejercicio realizado hasta la terminación es ubicar en el cerebro un dispositivo integrador inmutable responsable de regular el esfuerzo y mantener la homeostasis –Modelo del Gobernador Central (MGC) (Lambert, St. Clair Gibson y Noakes, 2005). El MGC supone que a través del diálogo interno, que tomaría la información almacenada y procesada en el denominado “gobernador central”, los sujetos serían conscientes de la sensación de fatiga y autorregularían la intensidad de esfuerzo (St. Clair Gibson et al., 2003; St. Clair Gibson y Foster, 2007). En este contexto la intención pasa a tener una función teleológica en el fallo inducido por la fatiga, relacionada con los cambios fisiológicos existentes en los sistemas periféricos.

A pesar de su indudable contribución a la investigación sobre la fatiga y la terminación del ejercicio, el MGC, que ya ha sido cuestionado por otros autores (Weir, Beck, Cramer y Housh, 2006), presenta dos claras limitaciones para ser considerado “modelo de fatiga de los sistemas complejos” como sus autores le proclaman. La primera hace referencia al supuesto carácter inmutable del programador central con la fatiga. La segunda con la necesidad de dicho

programador en un sistema auto-organizado. ¿Quién programa entonces al programador? Una regresión infinita parece obvia.

Modelos lineales versus no lineales en la fatiga y el fallo

A pesar de que sus defensores le llaman “modelo de fatiga de los sistemas complejos”, el MGC se puede considerar como un híbrido conceptual porque, por un lado, presenta una visión integrada del sistema neuromuscular, pero, por otro, postula la existencia de un programador central que trabaja como una unidad integrada (recibe información periférica, hace cálculos, toma decisiones y envía órdenes vía eferente). El tipo de complejidad que presenta un modelo de este tipo se considera dominada por los componentes (Van Orden, Holden y Turvey, 2003) y es característica de artilugios técnicos ordinarios (como por ejemplo los aparatos de televisión, los coches, etc.), en los que el rendimiento del sistema depende del funcionamiento interno de sus componentes, que se encuentran encapsulados y cableados entre sí, y que interactúan pero no son interdependientes.

Los sistemas biológicos (realmente complejos) presentan, a diferencia de los artilugios técnicos, dinámicas dominadas por las interacciones y, en especial, capacidades de autoorganización y propiedades emergentes. Esto significa que no necesitan de ningún tipo de programador superior o gobernador central que ejerza una función controladora. En este tipo de sistemas los componentes centrales estarían sujetos a cambios, de la misma manera que lo están los componentes periféricos. Los dispositivos de control encapsulados a que nos hemos referido anteriormente permanecerían inmutables con los cambios del entorno (tanto externo como





Balagué, N., Hristovski, R. y Aragonés, D.

Rol de la intención en la terminación del ejercicio...

interno); es decir, actuarían como “motores impasibles”. Dichos dispositivos, son típicos de los sistemas que exhiben una emergencia débil (como la que se lleva a cabo en los artilugios técnicos), pero no de aquellos que, como en el caso de los sistemas complejos adaptativos, presentan fuertes propiedades emergentes y comportamiento no-lineal. Este tipo de comportamiento surge no sólo de la interacción entre los componentes del sistema, sino también de su interdependencia y su “acoplamiento flexible” (Van Orden, Kloos y Wallot, 2009).

Limitaciones de los modelos lineales para explicar el fallo espontáneo

Resulta útil destacar algunos aspectos de la distinción entre los enfoques lineales y no lineales de la complejidad psico-fisiológica y mostrar las diferencias entre su capacidad explicativa. Para ello nos centraremos brevemente sobre las características de la respuesta que se lleva a cabo durante la integración lineal y no lineal, respectivamente, en sistemas complejos.

Los sistemas lineales multivariantes son proporcionales y aditivos; es decir, la respuesta del sistema a un cambio en alguna de las variables independientes siempre es proporcional a ese cambio y a la suma de todos los cambios que se produjeron. Además, es necesario un cambio discontinuo, cualitativo en las variables independientes para generar cambios discontinuos en la respuesta del sistema.

Por el contrario, en los sistemas complejos no lineales un pequeño cambio en los parámetros puede producir un cambio discontinuo en la variable de respuesta. Así, testando el comportamiento del sistema sobre amplios intervalos mientras van variando sus parámetros podemos tener una mejor idea del tipo de integración presente en el mismo.

Para comprender mejor el fenómeno de la terminación de esfuerzo es necesario diferenciar entre lo que habitualmente se denomina fallo de la tarea y el recientemente incorporado concepto de “fallo espontáneo inducido por la fatiga” (FEIF) (Hristovski y Balagué, 2010). Tomemos como ejemplo un ejercicio cuasi-estático consistente en sostener una barra olímpica con una flexión de codo de 90°. El fallo de la tarea se establece por convención y coincide con la incapacidad de satisfacer los criterios de esfuerzo previamente establecidos —en este caso sería el mantenimiento del ángulo de 90°. Cuando a consecuencia de la fatiga el ángulo empieza a decrecer, y no puede recuperar los 90°, aún es posible continuar con el ejercicio a elevada intensidad hasta que se produce la terminación espontánea del esfuerzo, caracterizada por la caída brusca del ángulo. El FEIF se define como un evento macroscópico, comportamental, que puede ser detectado a nivel cinemático como un cambio de movimiento brusco hacia niveles de gasto energético inferiores. Esta fase discontinua del ejercicio que se ubica entre el “fallo de la tarea” y el FEIF, y que se caracteriza por la competición de la intención con los demás componentes neuromusculares que interactúan durante el esfuerzo, es de gran importancia para reconocer la naturaleza no lineal del fallo.

Si el ángulo del codo se considera como una variable cinemática que nos informa sobre el estado del sistema (dependiente de variables psico-fisiológicas que cambian continuamente bajo el ejercicio fatigante), un modelo lineal predeciría que el ángulo de codo cambiaría de forma continua hasta la terminación. Es decir, un cambio continuo en las variables independientes generaría un cambio continuo (aunque no necesariamente monótono) en la variable dependiente (en





este caso el ángulo de codo). Como diferentes estudios han podido demostrar (Wilmore, Costill y Kenney, 2008), las variables psicofisiológicas involucradas en el esfuerzo (temperatura interna y muscular, concentración de sustratos metabólicos, concentraciones de ácido láctico, percepción de esfuerzo, etc.) cambian de forma continua y sin embargo, la terminación o fallo es un evento discontinuo (se produce de forma abrupta). Por lo tanto, un modelo lineal es incapaz de capturar dicho evento final repentino.

Si se persiste en la explicación lineal, lo que queda es elucubrar sobre la existencia de un dispositivo especializado que actúe como integrador lineal de aferencias psicofisiológicas y que posea una característica de activación tipo umbral, análoga a la que se produce en la activación de las neuronas del SNC. Una vez que se alcanzase el umbral, el sistema motor quedaría apagado (inhibido), y se produciría el cambio discontinuo característico del fallo (caída repentina del ángulo de codo). Este tipo de modelo enriquecido o híbrido del umbral de activación lineal sería capaz de capturar el cambio continuo del ángulo de codo durante el ejercicio fatigante, así como la terminación discontinua. Sin embargo, la forma de capturar la discontinuidad es a través de adjuntar *ad hoc* un mecanismo del tipo “si-entonces” para ajustar los datos experimentales, lo que realmente no explica el cambio discontinuo propiamente dicho. Por lo tanto, dicho sistema híbrido (postulado también en el MGC) conduce a una brecha de explicación y por ello no sería un modelo adecuado del fallo inducido por la fatiga. En

pocas palabras, la simplicidad formal alcanzada por el ajuste *ad hoc* excluiría la simplicidad explicativa. Sin embargo, es interesante destacar que mientras se aborda la modelización conceptualmente –es decir, verbalmente– no parecen existir graves problemas. De hecho, su gravedad sólo resulta evidente cuando uno se plantea la modelización formal *no-ad hoc*.

Por el contrario, los modelos no lineales no sólo permiten ese comportamiento discontinuo característico del FEIF, sino que requieren que el sistema se comporte de manera similar cerca de los llamados “puntos críticos”.¹ El comportamiento discontinuo es una predicción general de la TSD y el mecanismo que lo permite es la pérdida de estabilidad dinámica (Haken, 1983). Dichos modelos no se detienen en predecir simplemente la posibilidad de perder la estabilidad y la estabilidad diferencial en los estados del sistema, sino que también permiten un conjunto de predicciones genéricas, que son sellos de las importantes propiedades emergentes relacionadas con el comportamiento de los sistemas complejos. Estas predicciones de comportamiento se detallarán a continuación.

Propuesta metodológica para el estudio no-lineal de la integración psicofisiológica en la fatiga y el fallo

Llegados a este punto cabe preguntarnos cómo se produce la integración de la intención con los factores neuromusculares sin un dispositivo integrador específico. Para responder a esta pregunta es necesario establecer los aspectos cualitativos básicos de la interacción entre los componentes

¹ Un punto crítico es un punto del espacio de control (es decir, aquel espacio abarcado por los parámetros de control) para el que se produce una bifurcación o cambio de estado.



centrales y periféricos que trabajan de forma integrada para producir el comportamiento característico de la fatiga y especialmente del FEIF. De alguna manera, lo que debemos hacer es desentrañar la dinámica coordinativa que está presente entre las variables comportamentales macroscópicas durante el ejercicio realizado hasta la extenuación en diferentes escalas temporales. Para ello la TSD ofrece una serie de conceptos y herramientas útiles que se describen a continuación.

La dinámica no-lineal puede abordarse como mínimo desde dos perspectivas. Una es el análisis de los cambios de estado que sufre con el tiempo una variable representativa de la coordinación del sistema, como sería, en el ejemplo propuesto, el ángulo del codo. El análisis de series temporales de los procesos estocásticos, entre otros, permite la detección de la estructura dinámica temporal de la variable investigada y puede ayudar a hacer una suposición mejor sobre el tipo de interdependencias presentes en el comportamiento del sistema. Dentro de este enfoque, las relaciones entre la potencia espectral y la frecuencia de oscilaciones (o el número inverso de observación), pueden revelar información sobre la existencia de parentesco o independencia de las fluctuaciones estocásticas de la variable investigada.

En el ejercicio cuasi-estático de mantenimiento de la flexión del codo a 90° hasta el FEIF se pueden registrar las fluctuaciones en el ángulo con la ayuda de un electrogoniómetro.

Se pueden diferenciar dos grandes familias de fluctuaciones estocásticas: el movimiento

Browniano fraccionado (fBm) y el ruido Gaussiano fraccionado (fGn). El fGn se define como una secuencia de incrementos sucesivos de fracciones de movimiento Browniano (Delignières, Torre y Lemoine, 2005). En otras palabras, el fBm es una versión integrada del fGn y como tal, es un proceso correlacionado. Estos procesos de relaciones bilogarítmicas (expresión a escala logarítmica de los ejes vertical y horizontal) entre la potencia espectral² y la frecuencia presentan una dependencia lineal, con una pendiente β constante. Esta propiedad se denomina de escala invariable porque la dinámica de las fluctuaciones no es dependiente de la escala temporal en que se observa el sistema, y en el dominio temporal o de la frecuencia esto se expresa como una dependencia de ley de potencias³. Los índices espectrales β entre fGn y fBm están relacionados a través de las siguientes expresiones: $\beta_{fGn} = \beta_{fBm} + 2$ (véase Torre y Wagenmakers, 2009) y $-1 < \beta_{fBm} < -3$. Las constantes β indican el tipo de interdependencia entre los estados de la serie. Por ejemplo, $\beta_{fBm} = -2$ se relaciona con incrementos seriados no correlacionados; los valores de: $-2 < \beta_{fBm} < -1$ están relacionados con incrementos anti-correlacionados o anti-persistentes; es decir, un incremento mayor en promedio es seguido por uno más pequeño y viceversa y $-3 < \beta_{fBm} < -2$ indica una dinámica incremental persistente (es decir, un incremento superior en la serie tiende a ser seguido por uno mayor y viceversa).

Las investigaciones llevadas a cabo en un gran número de sistemas y tareas muestran la

² La potencia o densidad espectral de una señal es una función matemática que nos informa de cómo está distribuida la variabilidad del proceso a lo largo del espectro de frecuencias o escalas temporales.

³ Una relación en forma de ley de potencias entre dos escalares x e y es aquella que puede expresarse como sigue: $y = ax^k$ donde a (la constante de proporcionalidad) y k (el exponente de la potencia) son constantes.



presencia de una relación de escala de ley de potencias. En la cognición, se ha encontrado una escala invariable en una amplia gama de tareas que incluyen: la rotación mental de objetos, la decisión léxica, la búsqueda visual, el tiempo de reacción simple, la estimación de rotación angular, estimación temporal, dinámica de recuperación de la memoria, etc. (ver por ejemplo, Gilden, 2001; Van Orden, Holden y Turvey, 2003; Rhodes y Turvey, 2007). En control motor, la relación de escala de ley de potencias se ha encontrado en tareas de producción de fuerza (Gilden, 2001; Vaillancourt y Newell, 2003; Wing, Daffertshofer y Pressing, 2004;) y movimientos rítmicos y coordinativos unimanuales y bimanuales (Chen, Ding y Kelso, 1997; Ding, Chen y Kelso, 2002; Delignières, Lemoine y la Torre, 2004; Torre, Delignières y Lemoine, 2007; Delignières, Torre y Lemoine, 2008).

Una escala invariable de la dinámica del sistema puede significar la existencia de auto-organización en el mismo. Por ejemplo, Van Orden et al. (2003) se plantean a qué clase general de sistemas pertenecen los sistemas cognitivos y explican la cognición como una condición de escala invariable genérica o criticalidad genérica (esta última se refiere a la propiedad del sistema de mantenerse en un estado crítico estable, no asociado con su inestabilidad) y por ser un sistema dominado por la interacción, que funciona en un régimen crítico autogestionado (Van Orden, Holden y Turvey, 2005; Kello, Anderson, Holden y Van Orden, 2008). Ver también otros autores que dan explicaciones lineales a la dinámica de escala invariable (Farrell, Wagenmakers y Ratcliff, 2006; Torre y Wagenmakers, 2009).

El segundo enfoque que, combinado con el anterior, también puede ayudar a determinar el tipo genérico de integración

dinámica de los sistemas estudiados, consiste en la búsqueda de la existencia de criticalidad –es decir, la propiedad del sistema de mantenerse en un estado crítico inestable (caracterizado por el aumento de fluctuaciones, entre otros cambios).

Los fenómenos críticos son efectos que surgen cerca de los llamados puntos críticos o umbrales de los sistemas que son no lineales por naturaleza. La estrategia de encontrar fenómenos críticos supone la aplicación de un procedimiento de escalado de alguna variable sobre un amplio intervalo de valores mientras se observa el comportamiento de la variable representativa, que hipotéticamente especifica los estados del sistema (Kelso, 1984). La primera variable se denomina parámetro de control no específico porque no especifica el comportamiento del sistema (Kelso, 1995) sino que ejerce control sobre el mismo, de tal manera que lo conduce a través de sus estados disponibles. Por ejemplo, el cambio de potencial eléctrico en un sistema neuronal es un parámetro de control no específico del comportamiento neuronal. Dicho cambio no especifica la forma o la amplitud del potencial de acción, ni tampoco si la neurona dispara o se activa. Sólo lleva el sistema neuronal (o de red) hacia el punto crítico; es decir, hacia un umbral en el que la neurona (o red) se auto-organiza en un determinado modo de acción. Dicha auto-organización viene condicionada por las configuraciones inmediatas de otros parámetros de control no específicos, tales como tipos de acoplamiento sináptico, canales iónicos, etc. (para una información más completa consultar Izhikevich, 2000).

La segunda variable, a la que se ha hecho referencia anteriormente, se denomina parámetro de orden –porque especifica el comportamiento ordenado; es decir,





coherente y colectivo de los componentes del sistema. Los valores de esta variable son los que un experimentador trata como esenciales para capturar el comportamiento bajo investigación. El parámetro de orden rige sus componentes que, a su vez, a través de su comportamiento colectivo cooperativo, forman y estabilizan el parámetro de orden (véase Haken, 1983). Los valores más probables del parámetro de orden se denominan atractores, lo que significa que son estados que atraen el comportamiento del sistema debido a las fuerzas de atracción entre sus componentes, y sus estados estables se denominan puntos fijos, que son los atractores más simples. Los parámetros de orden son esenciales para la caracterización del comportamiento del sistema, tanto en su rango de operación no-lineal, como en el aproximadamente lineal (Kelso, 1995).

El sistema, si es no lineal, exhibirá un comportamiento crítico; es decir, presentará un umbral. Este surge cuando por un cambio del parámetro de control no específico, el sistema; es decir, el parámetro de orden, se sitúa en su gama de funcionamiento no lineal. Las predicciones genuinas de las teorías no lineales sobre el comportamiento macroscópico de sistemas no lineales incluyen (Kelso, 1995): cambio discontinuo del parámetro de orden con respecto a una pequeña variación de un parámetro de control no específico (es decir, bi- o multiestabilidad), aumento de las fluctuaciones del parámetro de orden al acercarse a la discontinuidad, "slowing down" o desaceleración de los procesos de relajación, sensibilidad a las perturbaciones externas e internas y aumento del tiempo de cambio entre los modos de operación –histéresis.

El aumento de las fluctuaciones se produce cuando pequeñas variaciones del orden previamente establecido aumentan su interacción creando un efecto cooperativo

que implica progresivamente a mayores partes del sistema (Patashinskii y Pokrovskii, 1979; Nicolis y Prigogine, 1977). Son un sello distintivo de la desestabilización de los acoplamientos existentes entre los componentes, lo que finalmente lleva al sistema a la pérdida de estabilidad y a la creación de un nuevo estado que satisface a los constreñimientos inmediatos. Por ejemplo, en el caso del ejercicio cuasi-isométrico de flexión del codo a 90°, el aumento de las fluctuaciones del ángulo es consecuencia de la desestabilización de la función cooperativa inicial de componentes musculares, espinales y supra espinales (incluyendo los volitivos, motivacionales, etc.). En este sentido, los sistemas no lineales cambian sus estados como consecuencia de la aparición de una inestabilidad dinámica dentro de los procesos cooperativos que formaban el estado colectivo anterior, representado por el parámetro de orden. El nuevo estado (representado por el FEIF) surge porque se disuelven los procesos cooperativos inestables y los componentes se re-organizan simultáneamente en un nuevo estado cooperativo que se rige por los nuevos constreñimientos. Se puede decir que la condición necesaria y suficiente; es decir, la causa para cambiar a un nuevo estado es la pérdida del mecanismo de estabilidad del estado precedente. En este marco formal los nuevos estados no se producen como consecuencia de la alteración de un componente aislado o como resultado de cálculos realizados por algoritmos específicos de la tarea ubicados en alguna parte del cerebro (como se sugiere en el MGC). Tampoco son el resultado de un funcionamiento parecido al de un termostato que se enciende o apaga en función de unos valores predeterminados con el objetivo de preservar la homeostasis (St. Clair Gibson et al., 2005). Esta es una de las diferencias



fundamentales existentes entre los modelos lineales y no-lineales para explicar los cambios de estado que se llevan a cabo en sistemas complejos. El lector podrá encontrar evidencias experimentales relacionadas con el aumento de la variabilidad estocástica de registros EEG o ECG con el desarrollo de la fatiga en diversos estudios (Azjicki, Gofman y Freidin, 1972; Sologub, Kulagina y Flores, 1972; Lippold, 1981; Hunter, Ryan, Ortega y Enoka, 2002; Huang, Hwang, Huang y Young, 2006; Hunter, Critchlow, Shin y Enoka, 2004; Christakos, Papadimitriou y Erimaki, 2005; Rudrof, Poston, Shin, Møller y Enoka, 2005; Boonstra et al., 2008; Lorist, Kernel, Meijman y Zijdwind, 2002).

Las relaciones características de la existencia de una integración dinámica no lineal han sido demostradas en diferentes comportamientos. Entre ellos podemos citar las transiciones entre estados en la coordinación bimanual de movimientos oscilatorios (Kelso, 1984), la coordinación entre extremidades (Kelso, Buchanan y Wallace, 1991), el aprendizaje motor (Zanone y Kelso, 1992), la coordinación multi-articular (Kelso y Jeka, 1992; Jeka, Kelso y Kiemel, 1993), la formación de trayectorias (Buchanan, Kelso y Fuchs, 1996), las transiciones de reacción-anticipación (Engström, Kelso y Holroyd, 1996), las transiciones posturales (Bardy, Oullier, Bootsma y Stoffregen, 2002), las transiciones de coordinación de agente-objetivo y la aparición de nuevas acciones (Hristovski, Davids y Araújo, 2006, 2009), el razonamiento y la aparición de una visión (Stephen, Dixon y Isenhower, 2009) por nombrar algunos. Además, este tipo de relaciones e integración han sido descubiertas en la dinámica del cerebro humano (véase Fuchs, Kelso y Haken, 1992). Estas y muchas otras investigaciones corroboran firmemente la hipótesis de que los sistemas neurobio-

lógicos pertenecen a la clase de sistemas no lineales, aunque lejos del estado crítico puedan comportarse en régimen aproximadamente lineal (posibilitando su modelización como tales) y enmascarar, por lo tanto, su carácter genérico.

La intención en el contexto de la modelización no-lineal de la fatiga y el fallo inducidos por el ejercicio

Siguiendo con el ejemplo del ejercicio cuasi isométrico al que nos hemos referido y en base a la metodología propuesta por la TSD revisaremos el rol de la intención en la consecución del FEIF.

Como se ha dicho, para demostrar el comportamiento no lineal de un sistema es necesario mostrar que una variable representativa de su coordinación presenta cambios de estado y que se producen fenómenos críticos, como el cambio discontinuo de la variable y el aumento de fluctuaciones al acercarse a la discontinuidad.

En la modelización no-lineal del FEIF consideraríamos por un lado el parámetro de orden (el ángulo del codo) que cambia de estado con la fatiga (pasando del ángulo de 90° al de aprox. 0° de forma discontinua). Dicho cambio, que viene precedido por un incremento de las fluctuaciones del ángulo, se genera como consecuencia de las variaciones continuas que ocurren en los parámetros de control, cuya interacción tiende a desestabilizar el estado inicial y competir con el atractor intencional.

Las intenciones, particularmente las que condicionan la tarea, son una clase importante de parámetros específicos de control (Kelso, 1995), que actúan como condiciones límite del comportamiento del sistema (Van Orden y Holden, 2002). Dentro de la TSD los estados intencionales se definen formalmente como atractores intencionales y



pueden expresarse en términos del parámetro de orden. Las intenciones estabilizan modos de comportamiento inestables y desestabilizan los estables (Jantzen, Oullier y Kelso, 2008). Por ejemplo, en la posición de sentado o bien ortostática, el sistema del ángulo del codo puede caracterizarse como bi-estable, con un atractor correspondiente al antebrazo alineado con la gravedad y otro en armonía con la dirección de la fuerza muscular que, debido a restricciones anatómicas, no puede realizarse. Cualquier otro ángulo tiene que ser sostenido por una intención consciente debido a su inestabilidad intrínseca (como es el caso del ángulo de 90°). Por lo tanto, el ángulo del codo, bajo condiciones de fatiga de la contracción, puede ser tratado como un parámetro de orden intencionalmente especificado que refleja la coordinación cooperativa de los procesos del eje neuromuscular que forman la intención motriz. La intención viene especificada por el estado del atractor, porque la intención consciente trata de mantener o cambiar un estado determinado. Las desviaciones de ese estado significan el grado de inestabilidad de los procesos cooperativos que forman la intención (desde los procesos metabólicos musculares, los reflejos espinales, a los bucles subcorticales y corticales –volición, motivación, etc.).

Los parámetros de control no específicos no causan el fallo sino que interactúan con el parámetro de control específico (la intención) para producir uno u otro estado del sistema. Cuando los efectos inhibidores producidos por los diferentes parámetros de control no específicos que actúan a diferentes niveles (muscular, espinal, subcortical, cortical, etc.) compiten eficazmente con la intención producen la pérdida de la estabilidad cooperativa previa (incrementando las fluctuaciones) y provocan finalmente la disolución de dicha intención (FEIF). Tal

como se mostró en los resultados obtenidos por Hristovski y Balagué (2010) en el ejercicio cuasi-isométrico de flexión del codo las fluctuaciones incrementan en diferentes escalas temporales, de manera que la inestabilidad se va reflejando progresivamente en bucles de control más largos y complejos, que corresponden a los que actúan a nivel cortico-espinal, sub-cortical y cortical (ver también Vaillancourt y Newell, 2003), hasta llegar a afectar a todo el sistema neuromuscular por completo, incluida finalmente la intención.

Lo que hace la fatiga es perturbar la potencia espectral hacia valores superiores de forma correlacionada. En la Figura 1 (gráfico superior) se muestran las fluctuaciones estandarizadas del ángulo del codo durante el ejercicio cuasi estático de flexión a 90° hasta el FEIF y en el gráfico inferior se presenta la densidad espectral de dichas fluctuaciones. Como se observa, el espectro es de escala invariable, característico de un proceso auto-organizado, tal como se ha explicado en el apartado 3.3. Este hallazgo no es exclusivo del ejercicio cuasi estático. Balagué, Hristovski y Vazquez (2010) han observado este tipo de espectro de escala invariable en las fluctuaciones que sufre otro parámetro de orden (en este caso la frecuencia de pedaleo –rpm) durante un ejercicio en cicloergómetro con carga constante hasta la extenuación (Figura 2). A pesar de tratarse de ejercicios y parámetros de orden diferentes (en el primer ejemplo se trata del ángulo del codo y en el segundo de la frecuencia de pedaleo) la densidad espectral de sus fluctuaciones respectivas sigue siendo de escala invariable. Esto indica la universalidad del fenómeno y apunta hacia un tipo de integración psicofisiológica de naturaleza dinámica y no-lineal en la fatiga inducida por el ejercicio.

Lo que ocurre en realidad durante el ejercicio fatigante, más que una mera altera-





ción de algún proceso o “sitio” específico aislado, es el desarrollo de una inestabilidad correlacionada en todo el eje neuromuscular, que acaba por provocar también la cancelación de la intención. Por lo tanto, los cambios locales inducidos por la fatiga no se suman de forma independiente sino que lo hacen de forma correlacionada e integrada y su consecuencia es la desestabilización de la integración inicial. El atractor intencional conscientemente impuesto durante el

esfuerzo tampoco puede mantenerse y se desestabiliza con la fatiga hasta que acaba por disolverse de forma espontánea (sin necesidad de ningún mecanismo adicional) para satisfacer las condiciones inmediatas. En este sentido podemos afirmar que la relación de la intención con la fatiga no es de causa-efecto sino que responde más bien a un modelo de causalidad circular que, afectando a todo el eje neuromuscular, provoca finalmente un cambio no lineal, el FEIF. Por

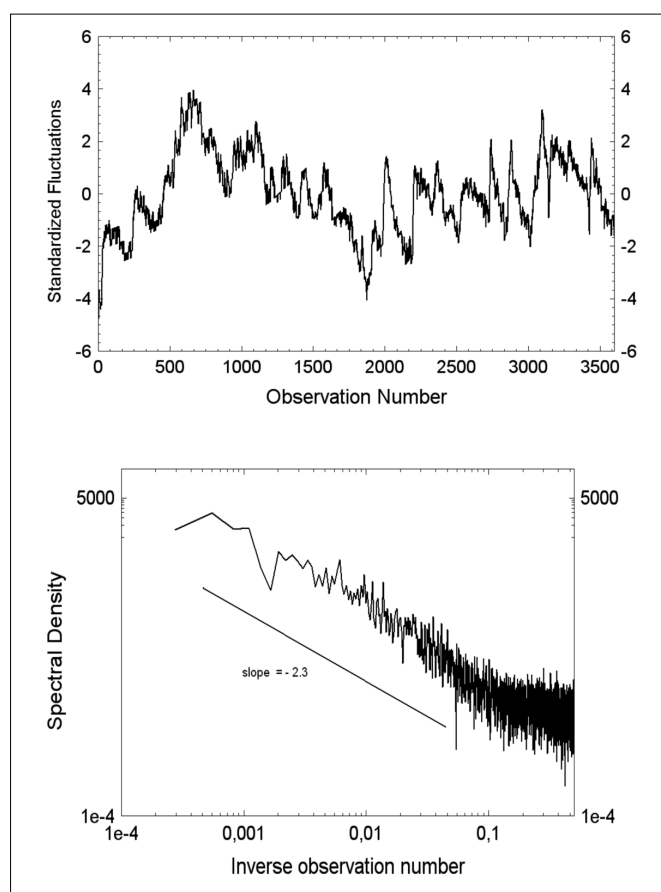


Figura 1. Fluctuaciones estandarizadas del ángulo del codo durante el ejercicio casi-estático (gráfico superior) y su densidad espectral (gráfico inferior), que muestra una pendiente de -2.3 (persistencia).





la universalidad del fenómeno, que se muestra en diferentes tipos de ejercicio y parámetros de orden, el modelo dinámico no

lineal propuesto supone un reto de futuro para la comprensión de los mecanismos de integración psicobiológica en general.

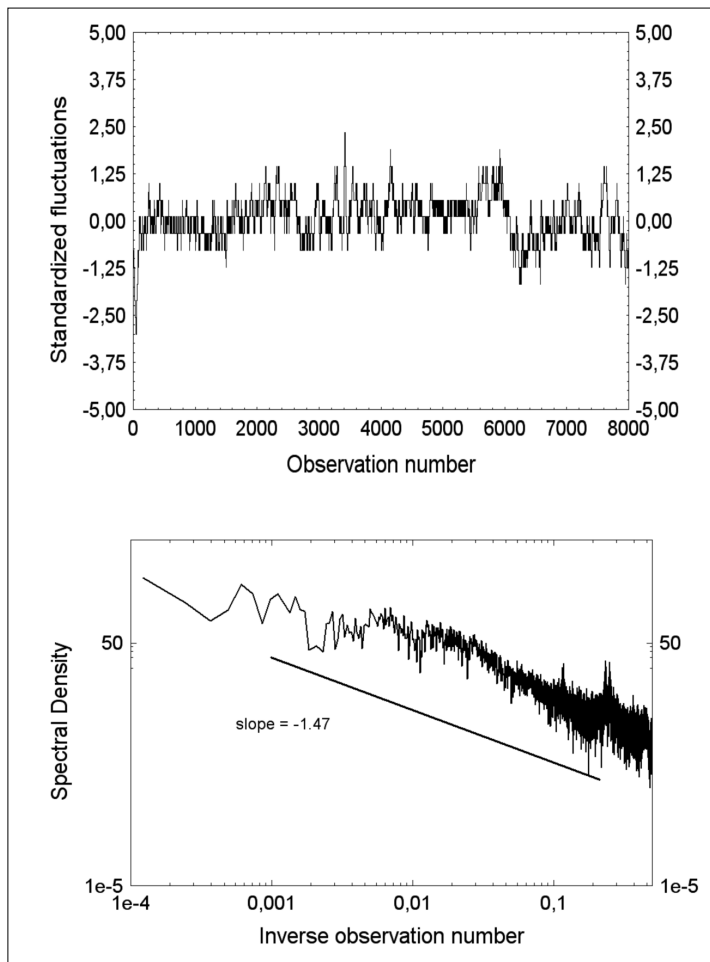


Figura 2. Fluctuaciones estandarizadas de la frecuencia de pedaleo (*rpm*) considerada como parámetro de orden en un ejercicio de *I* constante sobre cicloergómetro (gráfico superior) y su densidad espectral (gráfico inferior), que muestra una pendiente de -1.47 (antipersistencia).





Conclusiones

El rol de la intención en la terminación del ejercicio fatigante se ha explicado clásicamente en base a un modelo de causalidad lineal. Sin embargo, los modelos lineales no permiten capturar algunos de los fenómenos característicos del proceso de fatiga, como la transición discontinua y el incremento de las fluctuaciones característicos del fallo espontáneo (FEIF). Los modelos no lineales macroscópicos predicen de forma natural tales efectos, como se deriva de los resultados obtenidos en diferentes tipos de ejercicio y parámetros de orden. La disolución

espontánea del atractor intencional, consecuencia de la pérdida de estabilidad que se manifiesta en todo el eje neuromuscular con la fatiga, es responsable del FEIF. El rol de la intención es pues constreñir (no causar) la dinámica característica del proceso de fatiga. Al mismo tiempo, la intención es constreñida por el resto de componentes neuromusculares, de manera que finalmente se disuelve. Ello apunta a la existencia de un tipo de integración psicobiológica dinámica y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio y ofrece una nueva mirada para comprender las relaciones mente-cuerpo.

ROL DE LA INTENCION EN LA TERMINACION DEL EJERCICIO INDUCIDA POR LA FATIGA. APROXIMACION NO-LINEAL

PALABRAS CLAVE: Intención, Fatiga, Terminación, Dinámica no lineal, Integración psico-fisiológica.

RESUMEN: La intención tiene un papel reconocido en la terminación del ejercicio inducido por la fatiga pero se desconoce cómo interactúa con otros factores de origen fisiológico. El modelo de causalidad lineal, aplicado a las relaciones mente-cuerpo, no explica algunos de los fenómenos característicos relacionados con la terminación en tareas definidas por la intención motriz. El objetivo de este artículo de posicionamiento es investigar el papel de la intención en la terminación del ejercicio y revelar la integración psicobiológica no lineal que se produce durante el esfuerzo fatigante. En base a resultados experimentales se concluye que el mecanismo responsable de la terminación es la disolución del atractor intencional, provocada por la inestabilidad creciente que se desarrolla en el eje neuromuscular con la fatiga. Ello apunta hacia la existencia de una integración psicobiológica dinámica y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio.

ABORDAGEM NÃO LINEAR AO PAPEL DA INTENÇÃO NO EXERCÍCIO INDUTOR DE FADIGA

PALAVRAS-CHAVE: Intenção, Fadiga, Conclusão, Dinâmica não-linear, Integração psicofisiológica.

RESUMO: A intenção tem um papel reconhecido na conclusão do exercício indutor de fadiga, contudo desconhece-se como interage com outros factores de origem fisiológica. O modelo de causalidade linear, aplicado às relações mente-corpo, não explica alguns dos fenómenos característicos relacionados com a conclusão de tarefas definidas pela intenção motora. O objectivo deste artigo é investigar o papel da intenção na conclusão do exercício e revelar a integração não-linear que se produz durante o esforço fatigante. Com base nos resultados experimentais obtidos conclui-se que o mecanismo responsável pela conclusão é a dissolução do atractor intencional, provocada pela instabilidade crescente que se desenvolve no eixo neuromuscular com a fadiga. Estas conclusões apontam para a existência de uma integração psicobiológica dinâmica e não-linear na fadiga induzida pelo exercício.





Referencias

- Azjickii, K. J., Gofman, J. y Freidin, J. V. (1972). Radio-electro-encephalographic field method for endurance scanning of athletes. En N. V. Zimkin (Ed.), *Physiological properties of and methods for determining endurance in sport* (pp. 159-163). Moskow: Fiskultura i Sport (en Ruso).
- Balagué, N., Hristovski, R. y Vázquez, P. (2010). Which kind of integration exists between the neuromuscular components during exercise-induced fatigue? En F. Korkusuz, H. Eratn y E. Tsolakidis (Eds.), *Proceedings of the 15th Congress of the European College of Sport Sciences* (pp. 283-284). Antalya: ECSS.
- Bardy, G. B., Oullier, O., Bootsma, R. J. y Stoffregen, T. A. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28(3), 499-514.
- Bechtel, W. (2009). Constructing a philosophy of science of cognitive science. *Topics in Cognitive Science*, 1, 548-569.
- Beckermann, A. (1992). Supervenience, emergence and reduction. En A. Beckermann, H. Flohr y J. Kim (Eds.), *Emergence or reduction? Essays on the prospects of nonreductive physicalism* (pp. 94-118). Berlin: Walter de Gruyter.
- Boonstra, T. V., Daffertshofer, A., van Ditzhuijzen, J. C., Van den Heuvel, M. R. C., Hofman, C., Willigenburg, N. W. y Beek, P. J. (2008). Fatigue-related changes in motor unit synchronization of quadriceps muscles within and across legs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 717-731.
- Buchanan, J. J., Kelso, J. A. S. y Fuchs, A. (1996). Coordination dynamics of trajectory formation. *Biological Cybernetics*, 74, 41-54.
- Chen, Y., Ding, M. y Kelso, J. A. S. (1997). Long memory processes ($1/f\beta$) type in human coordination. *Physical Review Letters*, 79, 4501-4504.
- Christakos, C. N., Papadimitriou, N.A. y Erimaki, S. (2005). Parallel neuronal mechanisms underlying physiological force tremor in steady muscle contractions of humans. *Journal of Neurophysiology*, 95, 53-66.
- Delignières, D., Lemoine, L. y Torre, K. (2004). Time intervals production in zapping and oscillatory motion. *Human Movement Science*, 23, 87-103.
- Delignières, D., Torre, K. y Lemoine, L. (2005). Methodological issues in the application of monofractal analysis in psychological and behavioral research. *Nonlinear Dynamics, Psychology and Life Sciences*, 9 (4), 435-461.
- Delignières, D., Torre, K. y Lemoine, L. (2008). Fractal models for event - based and dynamical timers. *Acta Psychologica*, 127, 382-397.
- Ding, M., Chen, Y. y Kelso, J. A. S. (2002). Statistical analysis of timing errors. *Brain and Cognition*, 48, 98-106.
- Edelman, G. (1998). Building a picture of the brain. *Daedalus*, 127, 68-89.
- Engström, D. A., Kelso, J. A. S. y Holroyd, T. (1996). Reaction-anticipation transitions in human perception-action patterns. *Human Movement Science*, 15, 809-832.
- Farrell, S., Wagenmakers, E.-J. y Ratcliff, R. (2006). $1/f$ noise in human cognition: Is it ubiquitous, and what does it mean? *Psychonomic Bulletin & Review*, 13, 737-741.
- Fuchs, A., Kelso, J. A. S. y Haken, H. (1992). Phase transitions in the human brain. Spatial mode dynamics. *International Journal of Bifurcations and Chaos*, 2, 451-482.





- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81, 1725–1789.
- Gilden, D. L. (2001). Cognitive emissions of $1/f$ noise. *Psychological Review*, 108, 33-56.
- Haken, H. (1983). *Synergetics, an introduction*. Springer Series on Synergetics, Vol.1, 3rd Ed., Berlin: Springer.
- Hristovski, R. y Balagué, N. (2010). Fatigue-induced spontaneous termination point - Nonequilibrium phase transitions and critical behavior in quasi-isometric exertion. *Human Movement Science*, 29, 483-493.
- Hristovski, R., Davids, K. y Araújo, D. (2006). Affordance-controlled bifurcations of action patterns in martial arts. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 10(4), 409-444.
- Hristovski, R., Davids, K. y Araújo, D. (2009). Information for regulating action in sport: Metastability and emergence of tactical solutions under ecological constraints. En D. Araújo, H. Ripoll y M. Raab (Eds.), *Perspectives on cognition and action in sport* (43-57). Nueva York: Nova Science Publishers.
- Huang, C. T., Hwang, I. S., Huang, C. C. y Young, M. S. (2006). Exertion dependent alternations in force fluctuation and limb acceleration during sustained fatiguing contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 97, 362-371.
- Hunter, S. K., Critchlow, A., Shin, I. S. y Enoka, R. M. (2004). Fatigability of the elbow flexor muscles for a sustained submaximal contraction is similar in men and women matched for strength. *Journal of Applied Physiology*, 96, 195-202.
- Hunter, S. K., Ryan, D. L., Ortega, J. D. y Enoka, R. M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of Neurophysiology*, 88, 3087-3096.
- Izhikevich, E. M. (2000). Neural excitability, spiking and bursting. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, 10(6), 1171-1266.
- Jantzen, K. J., Oullier, O. y Kelso, J. A. S. (2008). Neuroimaging coordination dynamics in the sport sciences. *Methods*, 45, 325-335.
- Jeka, J. J., Kelso, J. A. S. y Kiemel, T. (1993) Spontaneous transitions and symmetry: Pattern dynamics in human four-limb coordination, *Human Movement Science*, 12, 627–651.
- Kello, C. T., Anderson, G. G., Holden, J. G. y Van Orden, G. C. (2008). The pervasiveness of $1/f$ β scaling in speech reflects the metastable basis of cognition. *Cognitive Science*, 32(7), 1217-1231.
- Kelso, J. A. S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology; Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 15, 1000-1004.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns. The self-organization of brain and behavior*. Cambridge: MIT Press.
- Kelso, J. A. S., Buchanan, J. J. y Wallace, S. (1991). Order parameters for the neural organization of single, multijoint limb movement patterns. *Experimental Brain Research*, 85, 432-444.
- Kelso, J. A. S. y Jeka, J. J. (1992). Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18(3), 645-668.
- Lambert, E. V., St. Clair Gibson, A. y Noakes, T. D. (2005). Complex systems model of fatigue: Integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 52-62.
- Lippold, O. (1981). The tremor in fatigue. En R. W. Porter (Ed.), *Human muscle fatigue* (pp. 234-248). London: Pitman Medical.





- Lorist, M. M., Kernel, D., Meijman, T. F. y Zijdwind, I. (2002). Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *Journal of Physiology*, *545*, 313-319.
- Maluf, K. S. y Enoka, R. M. (2005). Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *Journal of Applied Physiology*, *99*, 389-396.
- Nicolis, G. y Prigogine, I. (1977). *Self-organization in nonequilibrium systems. From dissipative structures to order through fluctuations*. Nueva York: John Wiley & Sons.
- Noakes, T. D., St Clair Gibson, A. y Lambert, E. V. (2005). From catastrophe to complexity: A novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, *39*, 120-124.
- Patashinskii, A. Z. y Pokrovskii, V. L. (1979). *Fluctuation theory of phase transitions*. Oxford: Pergamon.
- Rhodes, T. y Turvey, M. T. (2007). Human memory retrieval as Levy foraging. *Physica A*, *385*, 255-260.
- Rudrof, T., Poston, B., Shin, I.-S., Møller, J. B. y Enoka, R. M. (2005). Net excitation of the motor unit pool varies with load type during fatiguing contractions. *Muscle Nerve*, *31*, 78-87.
- Sologub, E. B., Kulagina, N. J. y Flores, A. P. (1972). Properties of functional structures in cortical areas of athletes enabling endurance performance. En N.V. Zimkin (Ed.), *Physiological properties of and methods for determining endurance in sport* (pp. 147-158). Moscow: Fiskultura i Sport (en Ruso).
- Stephen, D. G., Dixon, J. A. y Isenhower, R. W. (2009). Dynamics of representational change: Entropy, action, and cognition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *35*, 1811-1822.
- St. Clair Gibson, A., Baden, D. A., Lambert, M. I., Lambert, E. V., Harley, Y. X. R., Hampson, D., Russell, V. A. y Noakes, T. D. (2003). The conscious perception of the sensation of fatigue. *Sports Medicine*, *33*(3), 167-176.
- St. Clair Gibson, A., Goedecke, J. H., Harley, Y. X., Myers, L. J., Lambert, M. I., Noakes, T. D. y Lambert, E. V. (2005). Metabolic setpoint control mechanisms in different physiological systems at rest and during exercise. *Journal of Theoretical Biology*, *236*, 60-72.
- St. Clair Gibson, A. y Foster, C. (2007). The role of self-talk in the awareness of physiological state and physical performance. *Sports Medicine*, *37*(12), 1029-44.
- Thompson, E. y Varela, F. J. (2001). Radical embodiment: Neural dynamics and consciousness. *Trends in Cognitive Sciences*, *5*(10), 418-425.
- Torre, K. y Wagenmakers, E. J. (2009). Theories and models for $1/f\beta$ noise in human movement science. *Human Movement Science*, *28*, 297-318.
- Torre, K., Delignières, D. y Lemoine, L. (2007). $1/f\beta$ fluctuations in bimanual coordination: an additional challenge for modeling. *Experimental Brain Research*, *183*, 225-234.
- Vaillancourt, D. E. y Newell, K. M. (2003). Aging and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology*, *94*, 903-912.
- Van Orden, G. C. y Holden, J. G. (2002). Intentional contents and self-control. *Ecological Psychology*, *14*, 87-109.
- Van Orden, G. C., Holden, J. G. y Turvey, M. T. (2003). Self-organization of cognitive performance. *Journal of Experimental Psychology: General*, *132*, 331-350.
- Van Orden, G. C., Holden, J. G. y Turvey, M. (2005). Human cognition and $1/f$ scaling. *Journal of Experimental Psychology: General*, *134*, 117-123.

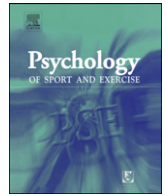




- Van Orden, G. C., Kloos, H. y Wallot, S. (2009). Living in the pink: Intentionality, well-being and complexity. En C. A. Hooker (Ed.), *Philosophy of complex systems. Handbook of the philosophy of science* (Vol. 10, pp. 639-682). Amsterdam: Elsevier.
- Weir, J. P., Beck, T. W., Cramer, J. T. y Housh, T. J. (2006). Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model. *British Journal of Sports Medicine*, 40, 573-586.
- Wilmore, J. H., Costill, D. L. y Kenney, L. W. (2008). *Physiology of sport and exercise* (4rth Ed.). UK: Human Kinetics.
- Wing, A., Daffertshofer, A. y Pressing, J. (2004). Multiple time scales in serial production of force: A tutorial on power spectral analysis of motor variability. *Human Movement Science*, 23, 569-590.
- Zanone, P. G. y Kelso, J. A. S. (1992). Evolution of behavioral attractors with learning: Nonequilibrium phase transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18(2), 403-421.



CAPÍTULO 3: Artículo II



Nonlinear model of attention focus during accumulated effort

Natàlia Balagué^{a,*}, Robert Hristovski^b, Daniel Aragonés^a, Gershon Tenenbaum^c

^aINEFC Univ. Barcelona, Avda. de l'Estadi, 12-22, 08038 Barcelona, Spain

^bUniv. St. Cyril and Methodius, Skopje, Macedonia

^cFlorida State University, USA

ARTICLE INFO

Article history:

Received 4 September 2011

Received in revised form

25 February 2012

Accepted 27 February 2012

Available online 4 April 2012

Keywords:

Attention focus

Accumulated effort

Spontaneous emergence

Metastability

Nonlinear dynamics

ABSTRACT

Objectives: The emergent nature and dynamics of Task-Related Thoughts (TRT) during accumulated physical effort was used to test a model of attention focus based on the application of nonlinear dynamic systems theory (NDST).

Design: A one-group two-trials quasi experimental design was employed.

Methods: Eleven physically active participants ran twice on a treadmill at an intensity of 80% of their HR_{max} until voluntary exhaustion. During the first run their intrinsic dynamics of attention focus was established. Accordingly, during the second run they were asked to intentionally maintain Task-Unrelated Thoughts (TUT), and reporting back about spontaneous switches from TUT to TRT, and vice versa.

Results: Results revealed that the intentionally imposed TUT was stable at the beginning of the test, switched spontaneously to TRT with accumulated effort, competing with TUT and showing metastability, until a final TRT state prevails.

Conclusions: The observed phenomena points to a nonlinear dynamic self-regulation of attention focus during accumulated effort.

© 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Two main broad categories of attention focus, dissociative and associative (Morgan & Pollock, 1977) have been distinguished and employed by researchers as cognitive coping strategies during effort expenditure (Blanchard, Rodgers, & Gauvin, 2004; Couture, Tihanyi, & St-Aubin, 2003; Heffner, 2006; LaCaille, Masters, & Heath, 2004; Masters & Ogles, 1998; Razon et al., 2010; Stanley, Pargman, & Tenenbaum, 2007). Association is briefly defined as turning focus inward and towards bodily sensations, while dissociation is focusing outward and away from body sensations (Scott, Scott, Bedic, & Dowd, 1999). While most authors conceptualise attention focus as a solely volitional, goal-directed activity (Blanchard et al., 2004; Couture et al., 2003; LaCaille et al., 2004; Stanley et al., 2007), others relate to it as a self-regulatory mechanism (Crews, Lochbaum, & Karoly, 2001; St Clair Gibson & Foster, 2007).

Sound experimental evidence indicates a shift from dissociative to associative mode of attention as a function of increase in workload intensity level (Ekkekakis, 2003, 2005; Rejeski, 1985; Tenenbaum, 2001). Specifically, Tenenbaum and Connolly (2008) asserted that during low or moderate workload attention can be

flexible and voluntary change between modes. However, when the exercise demands increase, attention is forced to shift internally and becomes narrow and associative. Performers report having task-unrelated thoughts (TUT) or task-related thoughts (TRT)¹ depending on their expectations, performance level, type of exercise, its intensity or fatigue level (Baden, Warwick-Evans, & Lakomy, 2004; Gammage, Hardy, & Hall, 2001; Hutchinson & Tenenbaum, 2007; Schomer & Connolly, 2002; Stevinson & Biddle, 1998).

Two types of explanations (linear and nonlinear, respectively) account for the change in attention focus. The linear approach refers to the existence of a brain programming unit that is responsible for the integrative function, relating subconscious and conscious mind processes with peripheral systems for physiological self-regulation, i.e., body and pace monitoring. This would be the case of the so-called *central governor model* (Lambert, St Clair Gibson, & Noakes, 2005; Noakes, St Clair Gibson, & Lambert, 2005; St Clair Gibson & Noakes, 2004). The central governor directs either the attention focus, the change in pace, or the exercise termination through a kind of set point (St. Clair Gibson et al., 2005). The efficiency of this unit is thought to be unconstrained,

* Corresponding author. Tel.: +34 93 425 54 45; fax: +34 93 426 36 17.

E-mail addresses: nataliabalague@gmail.com, nbalague@gencat.cat (N. Balagué), danielaragones2003@hotmail.com (D. Aragonés), gtenenbaum@fsu.edu (G. Tenenbaum).

¹ Though several terms have been used in the literature, in this paper we refer simply to thoughts; specifically, dissociative or task-unrelated thoughts (TUT) and associative or task-related thoughts (TRT).

in the sense that at any given time it is able to control any aspect of cognitive or motor functioning. Accordingly one might expect that an initially imposed cognitive strategy can be successfully sustained through to the end of the exercise or switch *voluntarily* to some definite mode at a specific fatigue point. The linear models do not typically predict a spontaneous (i.e., involuntary) formation and alternating switching dynamics between attention focuses. Also, it does not explain the reason that after a certain fatigue threshold the mental switch to the TUT state is unattainable.

By contrast, the nonlinear approach, i.e., a dynamic self-regulatory model hypothesis, assumes that cognitive function has emergent properties, and is based on dynamical principles (Van Orden, Holden, & Turvey, 2003). Accordingly, there is no need of a brain programming unit. Attention focus during exertion is subjected to peripheral and/or central influences, which may destabilise it, and lead to a spontaneous (i.e., non-deliberate) loss of adherence to some initially imposed cognitive strategy. This is a typical consequence of the nonlinear interactions among the components in the complex dynamical systems, which result in spontaneous formation and spontaneous switches between states (i.e., multistability and metastability). In short, while computer (i.e., linear) metaphor models do not predict any type of spontaneous alternating or switching dynamics between the types of attention focus, nonlinear models typically predict the spontaneous formation of metastable dynamics under certain constellations of dynamic constraints.

Nonlinear dynamical system perspective on thought processes during exercise

Dynamical ideas are beginning to have a major impact on neuroscience, neuropsychology and neurophysiology, showing that the brain is an example of a distributed environment without a centralised (structurally and functionally hierarchical) control within (Fingelkurts & Fingelkurts, 2004; Thompson & Swanson, 2010). Using this framework several authors have studied the emergence of cognitive functions in relation to the phenomena of coordination dynamics that occur in informational- or physically-coupled dynamical systems (Kello, Anderson, Holden, & Van Orden, 2008; Kello, Beltz, Holden, & Van Orden, 2007; Kelso, 1995).

A main finding of the dynamical approach to research on thought processes is that the spontaneous thought flow is characterised by a tendency to shift, or change, spontaneously its course, maintaining a metastable regime (e.g., Friston, 1997). Although each specialised brain area performs a unique role (e.g., expressing its own form of information), it is also constrained by interacting with other areas to which it is functionally connected. The tendency of brain networks to have more than one role is the principal mechanism that brings about metastability. This means that the individual parts of the brain show a tendency to function autonomously, while at the same time exhibiting tendencies towards coordinated activity (Fingelkurts & Fingelkurts, 2004; Izhikevich, Gally, & Edelman, 2004). The metastability principle, and the multivariability of brain functioning are therefore intertwined and proceed concurrently on multiple levels: metabolic, single neurons, neural networks, and among brain areas (Fingelkurts & Fingelkurts, 2004; Fingelkurts, Kivisaari, Pekkonen, Ilmoniemi, & Kahkonen, 2004; Freeman & Holmes, 2005; Friston, 1997) showing a rich form of intermittency, with recurrent transient-like dynamics. Obviously, metastability might be a generic mechanism underlying the flexibility of thoughts, such as in task-switching or memory retrieval (Rhodes & Turvey, 2007).

It has been convincingly shown (see Kelso, 1995 for a detailed review) that the change in the stability profile is due to the change of certain parameters, which are external to the states under study.

These parameters are called non-specific control parameters. They are non-specific because they do not explicitly prescribe the state of the system, but rather simply constrain its behaviour. The accumulated effort may be such non-specific control parameter. An example of the constraining influence of such non-specific control parameter on the stability of states is depicted in Fig. 1.

The minima of the landscape are the stable states, while the depths of the minima signify their stability. The presence of noise in the system makes the states fluctuate. Depending on the relationship between the stability of states and the amount of noise present in the system, the latter switches from one state to another. When more than one state is available, and the system switches among them, the system is said to be in a metastable regime. What we expect from these generic qualitative predictions of nonlinear dynamical systems theory (NDST) is to find stable, metastable, and unstable thought states as a consequence of changes in a non-specific control parameter; specifically, effort tolerance via accumulated workload. In NDST a measure of a state's stability is the dwell or residence time, which refers to the time a system spends in a certain state before it switches to another one. In the stable regime the dwell time of the system in one of the two states is relatively long (see Fig. 1A and C). In the metastable regime the dwell time in a particular state is reduced due to the increased instability of both states (see Fig. 1B). An associated measure of these dwell times is the probability of finding the system in a given state, i.e., a longer dwell time corresponds to a greater probability of finding the system in a particular state and vice versa (Lundqvist, Rehn, Djurfeldt, & Lansner, 2006; Prada-Gracia, Gómez-Gardeñes, Echenique, & Falo, 2009). The continuous dwell time of the system assesses the depth, (i.e., stability) of the potential well. If the system dwells continuously in some state for a longer time then its stability is larger and vice versa. As previously proposed by the effort-attention model (Tenenbaum, 2001), in the stable state represented in Fig. 1A the system can switch voluntarily between states because of the available degrees of freedom. Contrarily, in the state represented by Fig. 1C the system is unable to switch voluntarily between states because the accumulated workload produces a reduction in the degrees of freedom collapsing to internal focus. The spontaneous tendency of the system to dwell in some state, constrained by some non-specific control parameter value and without an imposed voluntary effort, defines its intrinsic dynamics. Depending on its stability, the voluntary intervention can be more or less successful (Kelso, 1995). This voluntary influence may form another stable state, e.g., TUT, and attract the system (i.e., attention focus) although the system's spontaneous intrinsic dynamics is in some other state (e.g., TRT). In this way, the intrinsic dynamics of the system starts to compete with the intentionally imposed state. Depending on the strength of the specific voluntarily imposed attractive state this competition may last for some time. The strength of these constraints may depend on the non-specific control parameter, such as the accumulated effort. It may weaken sufficiently the voluntary constraint and as a result destabilise the imposed state so that the system spontaneously transit to the intrinsically more stable state (i.e., TRT).

This is the scenario we envision in this research while expanding the scope, nature, and underlying mechanisms of attention focus during exercise. A comprehensive understanding of the effects of cognitive strategies on perception of effort and performance, and a clarification of the controversies related to the effectiveness of interventions designed to alter them might derive from it.

The aim of this study is to test a nonlinear dynamic model of attention focus investigating the emergence and metastability of

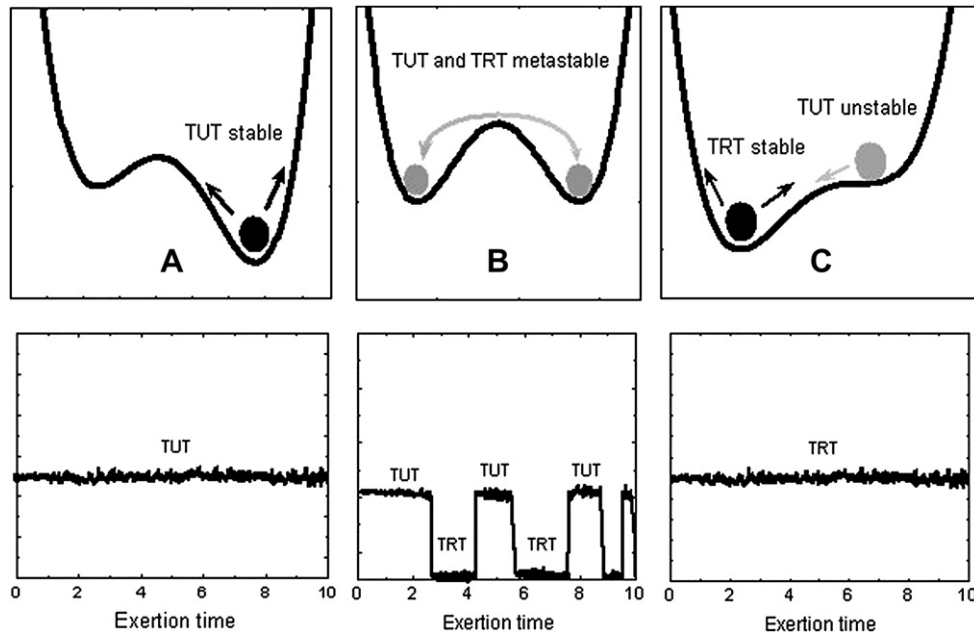


Fig. 1. Stability and expected time profiles of TUT and TRT states during exertion. For different values of non-specific control parameters such as the exertion time, TUT and TRT states change their stability, as represented by the depth of the potential well in which they reside. A: The TUT state is stable, residing in the minimum of the potential function. Although the noise makes the system fluctuate (the arrows pointing from the ball) it stays inside the well for a very long time. B: TUT and TRT states are metastable and they switch intermittently as a result of the fluctuations, since the potential barrier between the states is equal and there is no preferred state. C: The TRT state becomes stable and the TUT state unstable, switching spontaneously into the TRT state and remaining there.

TRT while intentionally imposing TUT during a constant treadmill exercise performed until voluntary exhaustion. Specifically NDST assumptions postulates that (1) at the outset stability of TUT state will dominate, (2) metastability of TUT and TRT will follow the first state, and (3) stability of TRT state will dominate the last effort phase.

Method

Participants

Participants were eleven Caucasian voluntary physical education students (6 males and 5 females, 20–24 years of age) previously familiarised with the motor and cognitive task of the experiment, and with the required self-monitoring and self-reporting abilities. The experiment was approved by the ethical committee of the Institut Nacional d'Educació Física (Univ. of Barcelona), and carried out according to the ethical guidelines laid down in the Helsinki Declaration by the World Medical Association. Participants read the study's description and risks and signed an informed consent prior to taking part in the study.

Interventions and procedure

After a familiarisation process participants ran twice in a period of 2 weeks following the same motor task but under two different instructions of thought engagements. The first (cognitive task 1) aimed at establishing their intrinsic dynamics of attention focus. The second (cognitive task 2) was designed after taking into account the results obtained in the first. All procedures (described below) were completed within 3 weeks.

Familiarisation

One week before performing the tests participants were provided verbal descriptions and examples on the distinction between TUT and TRT according the Schomer's classification (1986). Thoughts

classified as associative included feelings and affect, body monitoring, command and instruction, and pace monitoring, while dissociative thoughts included environmental feedback, reflective activity, personal problem solving, school-related, course information, and talk or conversational chatter. Examples of associative thoughts included, "stay steady...breathe," and "focus on my split," while examples of dissociative thoughts included "looking at the environment," and "thinking about my homework for tonight" (Tenenbaum & Connolly, 2008). After exhibiting competence in distinguishing TUT and TRT they practised once the motor task with the continuous online self-monitoring, and self-reporting paradigm (see cognitive task 1). One trial of practice was sufficient for all participants to feel confident with its use prior to the run. The simulated test consisted of running at the prescribed velocity until they reported correctly the emergence of one TUT or TRT.

Motor task

The motor task consisted of running on a treadmill at a constant pace until voluntary exhaustion (e.g., when the participants could not keep the prescribed velocity). The exercise intensity corresponded to the value of 80% of each participant's maximum heart rate (HR_{max}) obtained by using a Polar RS 400 in an adapted Conconi treadmill test performed one week before the experiment. After a warming up consisting of 5 min running at a free velocity the treadmill speed was increased by .5 km/h every 200 m until the participant could no longer keep running. The 80% intensity workload was applied to maintain the duration of the running task between 12 and 20 min to ensure sufficient amount of data, and avoid undesirable effects of boredom or fatigue. Security belts were used for safety purposes.

Cognitive task 1

To detect the intrinsic dynamics of attention focus during the running task participants were asked to self-monitor and self-report thoughts using a continuous online paradigm (Giambra, 1989, 1995). Accordingly, the spontaneously emerging TUT and/or

TRT during the run were signalled. Previously-agreed, visible and distinguishable finger signs (thumb down for TRT and thumb up for TUT) were preferred over pressing buttons because participants reported additional workload posed by the later.

Cognitive task 2

Cognitive task 2 consisted of consciously imposing from the outset any kind of TUT which comes to mind (to minimize the cognitive effort), and maintaining it intentionally throughout the test. Starting with the imposed TUT participants were instructed to sign with the thumb down when a TRT emerged, and sign with the thumb up when the imposed TUT was recovered. The signalling instructions given to participants were accompanied by a visual demonstration. Only a quick change in hand rotation was required to minimize the biomechanical constraints, which would arise by reaching a full 180° rotation. Hence, signs were only performed when changes occurred. When no signs were indicated participants were considered to be in the previously reporting attention state.

At the end of the test, participants were interviewed about the content of their TUT and TRT to confirm appropriate distinction, and to gather additional qualitative information. Specifically, participants responded to the question: “Could you please express chronologically the content of your TUT and TRT during the run?” The tests and the interviews were video recorded to check for possible errors in the data collection.

Data analysis

Time series for each participant comprising the TUT and TRT dwell times (time spent in each of the states: TUT or TRT) were established. The series were first normalized with respect to their exhaustion time t_{\max} . $T = t/t_{\max}$ and then divided into 10 non-overlapping windows. The dwell times were then calculated for each interval. The probability of the participants to maintain in a TUT state was calculated by dividing the dwell times for the TUT state by the total time within each window. The null hypothesis of the mean TUT probability of each exertion time window being constant was tested by one factor Repeated Measures (RM) ANOVA. The assumption of sphericity was tested by using Mauchly's Test of Sphericity, and subsequently Greenhouse–Geisser correction was applied in case where sphericity was violated. Effect sizes (Cohen's d) were computed to demonstrate means' differences where effects reached accepted significance level. Within-subject contrasts Trend Analysis were performed to fit the data. The change in the duration of different regimes, i.e., stable TUT, alternating TUT–TRT and stable TRT periods was tested using one factor within RM ANOVA for 3 periods (beginning, middle, and end) followed by Trend Analysis. The beginning period was defined by TUT being the only state of the system. The middle period was defined as an interval between the first switch from TUT to the TRT state and the last switch from the TUT to the TRT state. The end interval was defined as the period of TRT being the only state of the system until the exhaustion point. Alpha level was set at $p = .05$.

Results

During the first test no participant reported having any spontaneous TUT, being the TRT the only dominant state in their intrinsic dynamics when performing the motor task. In the second task (see Fig. 2) an alternating TUT–TRT regime emerged in all participants.

Fig. 3 shows the probability changes in estimates of TUT states. The Mauchly's test revealed a significant violation of the sphericity assumption, $\chi^2 = 112.5, p < .005$. RM ANOVA resulted in main effect for time (EPOC) on TUT state probability, $GG = .28, F(2.521, 90) = 30.6, p = .002, \eta^2 = .75$. Cohen's d values were: .83, 4.52, and

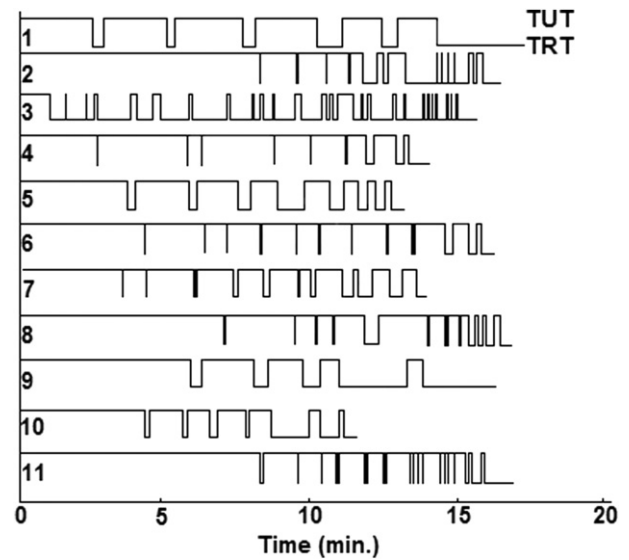


Fig. 2. Individual time series of TUT–TRT dynamics (see also Fig. 1). Starting with TUT state, the switches between TUT and TRT can be observed. Eventually TRT state becomes the one that precedes the exhaustion point. Numbers on the left signify participants.

2.74 for means between the 1st and 5th, 1st and 10th, and 5th and 10th time window, respectively. On average, TRT states emerged and became more probable as fatigue accumulated. A Trend Analysis revealed a significant linear descending trend of TUT probabilities with respect to EPOC, $F(1, 10) = 63.3; p < .001; \eta^2 = .86$.

In fact, the absolute likelihood (represented by the dwell times) of finding the system in TUT or TRT states signified the degree of attractiveness of the states (the depth of the potential wells, see Fig. 1), and their relative likelihood, i.e., $P_{\text{TRT}} = 1 - P_{\text{TUT}}$ assessed their relative attractiveness. Having this in mind one can see from Fig. 2 that different participants had very idiosyncratic dynamics. For example participant 1 had a strong tendency to dwell longer time in TUT or TRT states, while participants 2, 3 and 4, especially close to the end of phase 2, quickly switched between these states. According to our postulation it means that participant 1 had deeper wells of attraction, both for TUT and TRT, so that a longer time was needed for a sufficient perturbation to switch it to the alternative well. In contrast, close to the effort cessation of participants 2, 3, and 4 the absolute attractiveness of both TUT and TRT states was relatively small, and less time was needed for a sufficient perturbation to arise and switch to the alternative state. The main tendency of the TUT becoming less attractive is evident (see Figs. 2 and 3).

Time to exhaustion for cognitive task 1 was 911 ± 123.4 s. and for cognitive task 2 (under the intentionally imposed TUT) 920 ± 150.3 s. As observed in Fig. 2, where a sample of individuals' time series is presented, three periods may be discerned. The first regime (beginning of the test) consisted of stable maintenance of the voluntarily imposed TUT mind set for a period of 289.9 ± 148.8 s (see Fig. 4). The second regime started with the emergence of a sudden shift to a TRT mind state (e.g., monitoring the body in accord to the effort sensations), and continued by alternating between TUT to TRT and vice versa. From this point and on, it became harder to recover the TUT with the time delay increasing progressively. This state of mind is illustrated by the increasingly shorter TUT dwell times, and increasingly longer TRT dwell times (see also the analysis below and Fig. 4).

The duration of this regime lasted on average 568 ± 112.2 s, making this phase the longest of the three phases. The third phase was characterised by TRT as the only possible state to attain before final

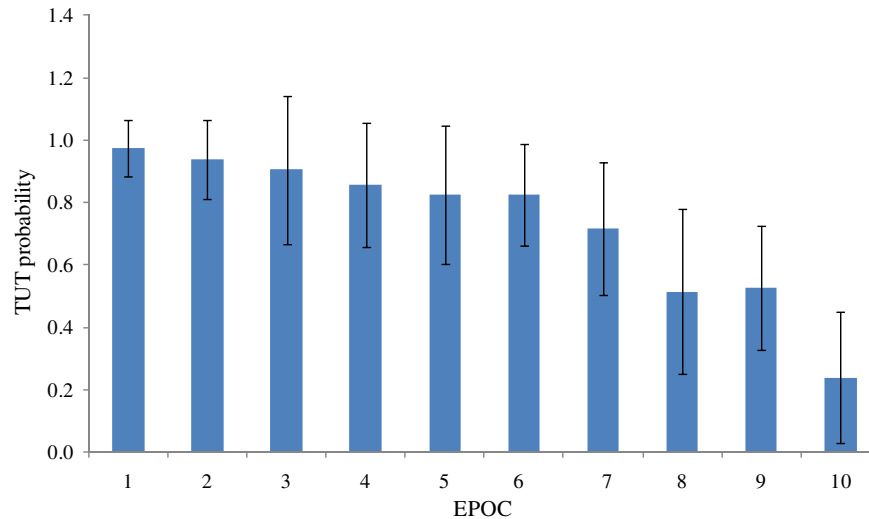


Fig. 3. Differences in time window probabilities of finding the mental state of the participants in the TUT state during the dynamic exercise performed until termination. In the first half of the exercise the TUT state prevails, although TRT states also emerge. Close to the end, TUT and TRT compete and contribute almost equally to the mental state dynamics. This is a state of fully-developed metastable dynamics. At the end, TRT prevails.

exhaustion occurred. The duration of this regime was 60.2 ± 57.4 s (see Figs. 2 and 4). Thus, mind states were deterministically sucked into this state after unavoidably passing through the metastable state, i.e., the second phase characterised by competition between the intentionally imposed TUT and spontaneous emerging TRT states. The Mauchly's test showed a significant violation of the sphericity assumption, $\chi^2 = 10.5$; $p < .001$. The RM ANOVA revealed significant time period effect, $GG = .59$, $F(1.184, 20) = 46.55$, $p < .001$, $\eta^2 = .53$. Cohen's d values were large: 2.11, 2.04 and 5.7 for the means' differences between the 1st and 2nd, 1st and 3rd, and 2nd and 3rd period, respectively. A within-subjects Trend Analysis revealed a significant quadratic trend, $F(1, 10) = 61.68$, $p < .001$, $\eta^2 = .86$. This trend indicates that participant's thoughts under the high intensity task constraints dwelled most of the time in the second, metastable phase, switching between the intrinsically more attractive TRT state and the intentionally imposed TUT state. They dwelled significantly less in the first, i.e., stable TUT and in the third, i.e., stable TRT phase.

Discussion

The results generally support the previous findings that (1) exercise-induced changes affect cognition (Brisswalter, Collardeau, & Arcelin, 2002; Tomporowski, 2003), (2) TRT (e.g., associative attentional focus) become more frequent as fatigue sensations increase (Gammage et al., 2001; Schomer & Connolly, 2002), and

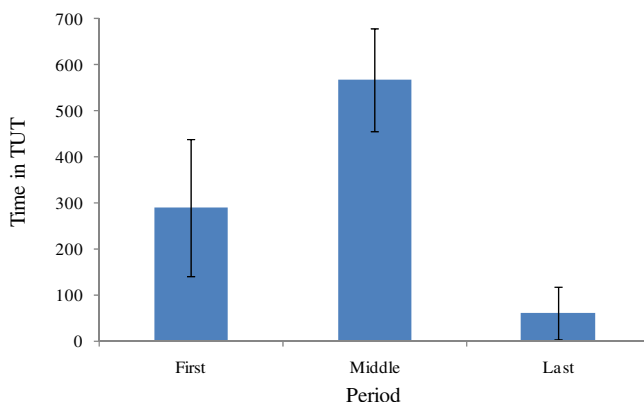


Fig. 4. Period durations of the 3 phases of TUT–TRT dynamics.

(3) attentional focus shifts from flexible to associative-stable mode as a function of intensified workload level (Tenenbaum, 2001; Tenenbaum & Connolly, 2008). However, this study provides an explanation for these changes using a model derived from nonlinear dynamics.

In agreement with the NDST's postulation (see Fig. 1) the current findings identify 3 different qualitative states of mind coinciding in time with the 3 phases specified in Fig. 4. The early period of effort was defined by the stability of the intentionally imposed TUT (phase 1). However, as the exertion time proceeded, and fatigue accumulated, the TRT state *emerged spontaneously*, i.e., involuntarily leading globally to *metastable dynamics* characterised by intermittent switching between TUT and TRT (phase 2). During this period, the voluntary constraints were still strong and enabled the switching to the TUT state; the former recovered through conscious interventions imposed on the system. At the point of termination, and shortly before that event, the TRT state became the *only* attractive state as a direct consequence of the loss of stability of the alternative TUT state (phase 3). The voluntary influences were weakened to the degree that TUT state was no longer possible to attain. None of the participants in this study could maintain the content of their initial TUT during the entire exercise bout, as it was reported in the post-test interview. As fatigue set in, the first intentional TUT destabilized, and had to be changed frequently (e.g., "jumping" from one thought to another), especially during the last part of the trial towards less attention-demanding thoughts, such as the lab's equipment. The content of the emergent TRT was also changing as voluntary exhaustion approached through sending body sensations calling for task termination. Further research must examine the effects of accumulated effort, and the consequent reduction of attention-related degrees of freedom, on the thoughts contents during the process described herein.

The current findings expand previous results, which attribute the mode of attention to the workload intensity level (Gammage et al., 2001; Schomer & Connolly, 2002; Tenenbaum, 2001; Tenenbaum & Connolly, 2008) where accumulated effort may act as a control parameter of the stability profile of the two types of thoughts/coping strategies (TUT and TRT). Previous reports of increased TRT during higher intensity exercises, and with higher degree of fatigue, might simply be a consequence of the greater dynamic stability of attention focus within that context. Additional evidence that the brain cannot impose deliberately all kinds of thoughts with equal

efficiency throughout the trial is also presented. Note that if adherence to attention focus was entirely arbitrary over the interval of exercise (i.e., subject to deliberate control), then the explanation as to why TRT dominates the state of mind when fatigue increases would require more involved ad hoc explanations.

During the exercise regimen the imposed TUT competes unsuccessfully with the emerging TRT, probably as a consequence of the central and peripheral changes occurring while fatigue accumulates. The thought state is nonlinearly constrained by many factors (e.g., peripheral sensations, motivation, intention, etc.). This means that the changes in the thinking states (e.g., first TRT emergence and final TUT lost of stability) do not occur at a pre-determined point, but may occur at different moments during the accumulated effort. Specifically, different constellations of constraints might produce system's stabilization or destabilisation. This can explain some of the controversies found in the available literature about attention focus and the effectiveness of cognitive strategies during exercise (Lind, Welch, & Ekkekakis, 2009). Other changing constraints during accumulated effort, such as perceived exertion, increased body discomfort, and pain and fatigue, should be investigated separately in the future as controllers of the attention focus stability.

The hallmarks of the nonlinear dynamic integration of thought processes found in this study: spontaneous formation of TRT, instability of TUT, metastability of TUT and TRT, transition, and change of state (i.e., stabilization of TRT), strongly corroborate the hypothesis of the dynamic self-regulation model of attention focus. The dynamical model predicts that thoughts switch *spontaneously*, and emerge as a dynamical product of the changing psychophysiological environment. It is important to note that no separate super-ordinate decision device is needed to effect the transition between thought states. The intention and attention focus spontaneously self-organise into a different, more stable solution, i.e., the TRT state of mind. These results fit neatly with the kinematic data obtained during quasi-isometric exercise performed until the fatigue-induced spontaneous termination point. Hristovski and Balagué (2010) showed that as the termination point approached, a global instability occurred over the whole neuromuscular axis, presumably involving the attention and motivational control loops. This instability of the exertion state, as reflected by increasing elbow-angle fluctuations on a number of time scales, finally switched the neuromuscular system into rest, i.e., the global minimum energetic state.

This study's finding is in line with recent neurophysiological evidence using neuroimaging techniques and functional MRI (fMRI). Fox et al. (2005) revealed the anti-correlated and competing behaviour of two widely distributed functional networks within the central nervous system underlying task-focused attention and task-independent thought emergence. The authors emphasize the emergent nature of such anti-correlated dynamics, and contend that this kind of behaviour is a general principle of brain dynamics across various spatial and temporal scales (see Fox et al., 2005 for details). In all, these findings pose a challenge on future research of the psycho-physiological integration during exercise, and might have important implications on the cognitive interventions used to improve performance. Dynamical concepts, such as stability, metastability, and loss of stability, may prove to be important in resolving the extant controversies concerning such interventions, and help finding adequate strategies aimed at improving performance on attention-attracting tasks.

The linear self-regulation models, viewing the brain and its internal subsystems as encapsulated control modules whose performance efficiency is unaffected by changes in the periphery, cannot be sustained here. While the mind may change the states of the periphery (e.g., pacing, etc.), the periphery also seems to

constrain the intentions and stability properties of the mind as previously shown by Balagué, Hristovski, and Aragonés (2011). Hence, the idea of a circular causality, which infers not only *interaction* but also *interdependence*, rather than a simple linear top-down cause-effect relationship between the mind and the peripheral systems, seems more plausible, and provides a further evidence of nonlinearity. In this regard, intentions, as exemplified by initially imposed TUT, may change their stability, or probability of realisation, as a function of periphery states (see for theoretical insights on the subject Ekkekakis, 2009). Recent results also show a strong negative influence of the periphery on cognitive functions during well-developed motor fatigue (Lorist, Kernell, Meijman, & Zijdwind, 2002). Some other important hallmarks of nonlinearity, as the qualitative change between thought states for small changes in the control parameter (e.g., exertion time or accumulated effort) have been found in this research and should be specifically addressed in future investigations.

Some practical consequences for the use of cognitive strategies during exercise can be derived from the current findings. While TUT can be an efficient and useful cognitive strategy during low or moderate intensities as pointed out by Schücker, Hagemann, Strauss, and Völker (2009), when workload accumulates, and in particular close to the termination point, the TRT can be easier to use, and thus more effective to apply. At this stage of exercise adhering to TUT state, which becomes predominantly unstable, requires increased cognitive effort, because doing so would compete with the dynamically more stable TRT state. This would therefore add to the overall psychological and physiological fatigue. By contrast, when adhering to the increasingly attractive TRT, any cooperative inner thought related to coping with the bodily discomfort, such as "I can deal with this pain" can be easier to maintain, and probably would have more efficacy. Trying to self-monitor and regulate the pace, or the breathing, in the last stages of the effort would be probably also unattainable. More research must address the effects of the different TRT strategies when exhaustion is approaching. Other areas of attention research in sports, like the breadth of attention and inattention blindness (see Kasof, 1997; Memmert, 2007; Memmert & Furley, 2007; Pesce, Capranica, Tessitore, & Figura, 2003), can also benefit from the nonlinear model. The nonlinear attention narrowing effect produced by the workload accumulation might impair other cognitive operations necessary for appropriate function.

The limitations associated with methodologies using self-report in general have been recognised in the scientific literature on emergent thinking (Christoff, Ream, & Gabrieli, 2004; Kam et al., 2011; Smallwood, Riby, Heim, & Davies, 2006; Smallwood & Schooler, 2006, 2009). However, taken together, the observed phenomena of spontaneous emergence of TRT and metastable dynamics of attention focus, while intentionally imposing TUT point strongly to the nonlinear model of attention focus during constant exercise performed until voluntary exhaustion.

Acknowledgments

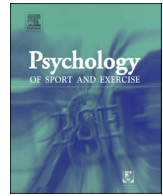
This study has been supported by the Secretaria General de l'Esport i el Departament d'Innovació Universitats i Empresa. We would like to thank TECNO SPORT for the technical support.

References

- Baden, D. A., Warwick-Evans, L., & Lacombe, J. (2004). Am I nearly there? The effect of anticipated running distance on perceived exertion and attentional focus. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 26, 215–231.
- Balagué, N., Hristovski, R., & Aragonés, D. (2011). Rol de la intención en la terminación del ejercicio inducida por la fatiga. Aproximación no lineal [Role of

- intention in the fatigue-induced exercise termination. Nonlinear approach]. *Revista de Psicología del Deporte*, 2, 505–521.
- Blanchard, C. M., Rodgers, W. M., & Gauvin, L. (2004). The influence of exercise duration and cognitions during running on feeling states in an indoor running track environment. *Psychology of Sport and Exercise*, 5, 119–133.
- Brisswalter, J., Collardeau, M., & Arcelin, R. (2002). Effects of acute physical exercise characteristics on cognitive performance. *Sports Medicine*, 32, 555–566.
- Christoff, K., Ream, J. M., & Gabrieli, J. D. E. (2004). Neural basis of spontaneous thought process. *Cortex*, 40, 623–630.
- Couture, R. T., Tihanyi, J., & St-Aubin, M. (2003). Can performance in a distance swim be improved by increasing a preferred cognitive thinking strategy? *The Sport Journal*, 6, 1–6.
- Crews, D. J., Lochbaum, M. R., & Karoly, P. (2001). Self-regulation: concepts, methods and strategies in sport and exercise. In R. N. Singer, H. A. Hausenblas, & C. M. Janelle (Eds.), *Handbook of sport psychology* (pp. 566–581). New York, NY: Wiley.
- Ekkekakis, P. (2003). Pleasure and displeasure from the body: perspectives from exercise. *Cognition and Emotion*, 17, 213–239.
- Ekkekakis, P. (2005). The study of affective responses to acute exercise. The dual-mode model. In R. Stelter, & K. K. Roessler (Eds.), *New approaches to sport and exercise psychology* (pp. 119–146). Oxford, UK: Meyer & Meyer Sport.
- Ekkekakis, P. (2009). The Dual-Mode Theory of affective responses to exercise in metatheoretical context: II. Bodyless heads, ethereal cognitive schemata and other improbable dualistic creatures, exercising. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 2, 139–160.
- Fingelkurts, A. A., & Fingelkurts, A. A. (2004). Making complexity simpler: multi-variability and metastability in the brain. *The International Journal of Neuroscience*, 114, 843–862.
- Fingelkurts, A. A., Kivisaari, R., Pekkonen, E., Ilmoniemi, R. J., & Kahkonen, S. (2004). Local and remote functional connectivity of neocortex under the inhibition influence. *Neuroimage*, 3, 1390–1406.
- Fox, M. D., Snyder, A. Z., Vincent, J. L., Corbetta, M., Van Essen, D. C., & Raichle, M. E. (2005). The human brain is intrinsically organized into dynamic, anticorrelated functional networks. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 27, 9673–9678.
- Freeman, W. J., & Holmes, M. D. (2005). Metastability, instability and state transition in neocortex. *Neural Networks*, 18, 497–504.
- Friston, K. J. (1997). Transients, metastability, and neuronal dynamics. *Neuroimage*, 5, 164–171.
- Gammage, K. L., Hardy, J., & Hall, C. R. (2001). A description of self-talk during exercise. *Psychology of Sport and Exercise*, 2, 233–247.
- Giambra, L. M. (1989). Task-unrelated thought frequency as a function of age: a laboratory study. *Psychology and Aging*, 4, 136–143.
- Giambra, L. M. (1995). A laboratory method for investigating influences on switching attention to task-unrelated imagery and thought. *Consciousness and Cognition*, 4, 1–21.
- Heffner, J. L. (2006). The effect of competitive motivation on the attentional focus of distance runners. *Dissertation Abstracts International: Section B, the Sciences and Engineering*, 67, 544.
- Hristovski, R., & Balagué, N. (2010). Fatigue-induced spontaneous termination point – nonequilibrium phase transitions and critical behavior in quasi-isometric exertion. *Human Movement Science*, 29, 483–493.
- Hutchinson, J. C., & Tenenbaum, G. (2007). Attention focus during physical effort: the mediating role of task intensity. *Psychology of Sport and Exercise*, 8, 233–245.
- Izhikevich, E., Gally, J. A., & Edelman, G. (2004). Spike-timing dynamics of neuronal groups. *Cerebral Cortex*, 14, 933–944.
- Kam, J. W. Y., Dao, E., Farley, J., Fitzpatrick, K., Smallwood, J., Schooler, J. W., et al. (2011). Slow fluctuations in attentional control of sensory cortex. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 23, 460–470.
- Kasof, J. (1997). Creativity and breadth of attention. *Creativity Research Journal*, 10, 303–315.
- Kello, C. T., Anderson, G. G., Holden, J. G., & Van Orden, G. C. (2008). The pervasiveness of 1/f scaling in speech reflects the metastable basis of cognition. *Cognitive Science: A Multidisciplinary Journal*, 32, 1217–1231.
- Kello, C. T., Beltz, B. Z., Holden, J. G., & Van Orden, G. C. (2007). The emergent coordination of cognitive function. *Journal of Experimental Psychology: General*, 136, 551–568.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns. The self-organisation of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT Press.
- LaCaille, R. A., Masters, K. S., & Heath, E. M. (2004). Effects of cognitive strategy and exercise setting on running performance, perceived exertion, affect, and satisfaction. *Psychology of Sport and Exercise*, 5, 461–476.
- Lambert, E. V., St Clair Gibson, A., & Noakes, T. D. (2005). Complex systems model of fatigue: integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 52–62.
- Lind, E., Welch, A. S., & Ekkekakis, P. (2009). Do “mind over muscle” strategies work? *Sports Medicine*, 39, 743–764.
- Lorist, M. M., Kernel, D., Meijman, T. F., & Zijdwind, I. (2002). Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *Journal of Physiology*, 545, 313–319.
- Lundqvist, M., Rehn, M., Djurfeldt, M., & Lansner, A. (2006). Attractor dynamics in a modular network model of neocortex. *Network: Computation in Neural Systems*, 17, 253–276.
- Masters, K. S., & Ogles, B. M. (1998). Associative and dissociative cognitive strategies in exercise and running: twenty years later what do we know? *The Sport Psychologist*, 12, 253–270.
- Memmert, D. (2007). Can creativity be improved by an attention-broadening training program? – an exploratory study focusing on team sports. *Creativity Research Journal*, 19, 281–292.
- Memmert, D., & Furlley, P. (2007). “I spy with my little eye!” – breadth of attention, inattention blindness, and tactical decision making in team sports. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 29, 365–381.
- Morgan, W. P., & Pollock, M. L. (1977). Psychologic characterization of the elite distance runner. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 301, 382–403.
- Noakes, T. D., St Clair Gibson, A., & Lambert, E. V. (2005). From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 120–124.
- Pesce, C., Capranica, L., Tessitore, A., & Figura, F. (2003). Focusing of visual attention under submaximal physical load. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 1, 275–292.
- Prada-Gracia, D., Gómez-Gardeñes, J., Echenique, P., & Falo, F. (2009). Exploring the free energy landscape: from dynamics to networks and back. *PLoS Computational Biology*, 5(6). doi:10.1371/journal.pcbi.1000415.
- Razon, S., Basevitch, I., Filho, E., Land, W., Thompson, B., Biermann, M., et al. (2010). Associative and dissociative imagery effects on perceived exertion and task duration. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 5, 1–25.
- Rejeski, W. J. (1985). Perceived exertion: an active or passive process. *Journal of Sport Psychology*, 7, 371–378.
- Rhodes, T., & Turvey, T. M. (2007). Human memory retrieval as Lévy foraging. *Physica A*, 385, 255–260.
- Schücker, L., Hagemann, N., Strauss, B., & Völker, K. (2009). The effect of attentional focus on running economy. *Journal of Sports Sciences*, 27, 1241–1248.
- Schomer, H. H. (1986). Mental strategies and the perception of effort of marathon runners. *International Journal of Sport Psychology*, 17, 41–59.
- Schomer, H. H., & Connolly, M. J. (2002). Cognitive strategies used by marathon runners in each quartile of a training run. *South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation*, 24, 87–99.
- Scott, L. M., Scott, D., Bedic, S. P., & Dowd, J. (1999). The effect of associative and dissociative strategies on rowing ergometer performance. *The Sport Psychologist*, 13, 57–68.
- Smallwood, J., Riby, L., Heim, D., & Davies, J. B. (2006). Encoding during the attentional lapse: accuracy of encoding during the semantic sustained attention to response task. *Consciousness and Cognition*, 15, 218–231.
- Smallwood, J., & Schooler, J. W. (2006). The restless mind. *Psychological Bulletin*, 132, 946–958.
- Smallwood, J., & Schooler, J. W. (2009). Mind-wandering. In T. Bayne, A. Cleermans, & P. Wilken (Eds.), *The oxford companion to consciousness* (pp. 443–445). Oxford: Oxford University Press.
- St Clair Gibson, A., & Foster, C. (2007). The role of self-talk in the awareness of physiological state and physical performance. *Sports Medicine*, 37, 1029–1044.
- St Clair Gibson, A., Goedecke, J. H., Harley, Y. X., Myers, L. J., Lambert, M. I., Noakes, T. D., et al. (2005). Metabolic setpoint control mechanisms in different physiological systems at rest and during exercise. *Journal of Theoretical Biology*, 236, 60–72.
- St Clair Gibson, A., & Noakes, T. D. (2004). Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 797–806.
- Stanley, C., Pargman, D., & Tenenbaum, G. (2007). The effect of attentional coping strategies on perceived exertion in a cycling task. *Journal of Applied Sport Psychology*, 19, 352–363.
- Stevinson, C. D., & Biddle, S. J. H. (1998). Cognitive orientations in marathon running and “hitting the wall”. *British Journal of Sports Medicine*, 32, 229–235.
- Tenenbaum, G. (2001). A social-cognitive perspective of perceived exertion and exertion tolerance. In R. N. Singer, H. Hausenblas, & C. Janelle (Eds.), *Handbook of sport psychology* (pp. 810–820). New York, NY: Wiley.
- Tenenbaum, G., & Connolly, C. T. (2008). Attention allocation under varied workload and effort perception in rowers. *Psychology of Sport and Exercise*, 9, 704–717.
- Thompson, R. H., & Swanson, L. W. (2010). Hypothesis-driven structural connectivity analysis supports network over hierarchical model of brain architecture. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107, 15235–15239.
- Tomporowski, P. D. (2003). *The psychology of skill: A life-span approach*. Westport, Conn.: Praeger.
- Van Orden, G. C., Holden, J. G., & Turvey, M. T. (2003). Self-organization of cognitive performance. *Journal of Experimental Psychology: General*, 132, 331–350.

CAPÍTULO 4: Artículo III



Fluctuating dynamics of perceived exertion in constant-power exercise



Daniel Aragonés^a, Natàlia Balagué^a, Robert Hristovski^{b,*}, Rafel Pol^a,
Gershon Tenenbaum^c

^aINEFC Barcelona University, Spain

^bUniv. St. Cyril and Methodius, Skopje, Macedonia

^cFlorida State University, USA

ARTICLE INFO

Article history:

Received 14 November 2012

Received in revised form

18 May 2013

Accepted 21 May 2013

Available online 31 May 2013

Keywords:

Perceived effort

Fluctuation dynamics

Constant-power cycling

Volitional exhaustion

ABSTRACT

Objectives: To reveal and study the fluctuating dynamics of perceived exertion (PE) during constant-power exercise performed under different conditions (duration, intensity, and termination).

Design: A pilot and two subsequent experimental studies were performed. The studies consisted of manipulating workload and measuring fluctuating perceived exertion dynamics throughout the cycling task.

Methods: In a pilot study Borg's rating of perceived exertion (RPE) was measured every 15 s in 2 groups of 9 participants each (using RPE 6–20 and CR10 scales, respectively) cycling at heavy intensity until volitional exhaustion. The percentage of participants alternating increased and decreased RPE values (fluctuating dynamics) was calculated. In 2 subsequent experiments PE changes (increase/decrease perceptions) were reported when occurring in 2 groups of 13 participants cycling at a moderate intensity for 30 and 60 min, respectively (Experiment 1), and in another group of 12 participants cycling at heavy intensity until volitional exhaustion (Experiment 2). The individual time series of “increase”/“decrease” reports were divided into 5 non-overlapping temporal windows, and the percentages of “PE increase” were calculated for each window.

Results: In the pilot study 66.6% (RPE 6–20 group) and 33.3% (CR10 group) of the participants showed an RPE fluctuating dynamics during the exercise. However, all participants showed a clear PE fluctuating dynamics during the moderate and heavy intensity exercises performed in Experiment 1 and Experiment 2, respectively. Nevertheless, a transition towards a PE non-fluctuating dynamics (dominated by “PE increase” reports) was noticed in Experiment 2 while approaching volitional exhaustion.

Conclusions: PE seems to have a dominant fluctuating dynamics during constant-power cycling performed under different conditions (duration, intensity, and termination) that changes towards a non-fluctuating dynamics when approaching the volitional exhaustion point.

© 2013 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Perceived exertion (PE), the subjective feeling of heaviness and strain, which stems from physical effort, is measured by specific rating methods, such as the Borg's rating of perceived exertion (RPE) scale (Borg, 1998). RPE is considered to be related to psychological factors and physiological variables although does not seem to be tightly correlated with any single peripheral variable (Baden, McLean, Tucker, Noakes, & St Clair Gibson, 2005; Hampson, St Clair Gibson, Lambert, & Noakes, 2001; Marcora, 2008). A perceptual based intensity regulation approach (i.e., work

rate based on RPE rather than any physiological variable) has been increasingly supported over the last decades as a valid methodology unaffected by exercise duration (e.g., Dunbar et al., 1992; Kang, Chaloupka, Biren, Mastrangelo, & Hoffman, 2009; Kang, Hoffman, Walker, Chaloupka, & Utter, 2003).

A recent psychobiological model of exercise tolerance questions the classical role assigned to PE, and states that PE is centrally generated by forwarding neural signals, termed *corollary discharges*, from motor to sensory areas of the cerebral cortex (Marcora, 2009). The corollary discharges are mediated by the increased central motor command required for exercising with progressively weaker locomotor muscles (Marcora, Bosio, & de Morree, 2008). In particular, the model postulates that task disengagement (i.e., exhaustion) occurs when the effort required by the constant-power test is equal to the

* Corresponding author.

E-mail addresses: danielaragones2003@hotmail.com (D. Aragonés), nbalague@gencat.cat (N. Balagué), robert_hristovski@yahoo.com (R. Hristovski), polrafel@gmail.com (R. Pol), gtenenbaum@admin.fsu.edu (G. Tenenbaum).

maximum effort the subject is willing to exert to complete the exercise task, or when the subject believes him or herself to have exerted true maximal effort and continuation of exercise is perceived as unattainable (Marcora, 2008). On the other hand, the advocates of the central governor model (St Clair Gibson & Noakes, 2004) assert that PE is generated by processing of various *afferent signals* related to internal homeostasis and the environment.

Previous studies have shown a linear relation between RPE and time on task (see Noble & Robertson, 1996 for review). However, Thomas, Stone, Thompson, St Clair Gibson, and Ansley (2012) have reported non-monotonic changes of RPE in even-paced cycling efforts. They describe these changes as periods of flat RPE interjected with sharp increases, with no reduction of RPE. Although RPE reductions are not explicitly described in the literature, perceiving a constant effort as lighter or heavier along the exercise trial is a common practical experience. So far such an experience lacks scientific rationale, and for this reason it seems necessary to test it *in situ*.

The only scientific evidence of fatigue symptom attenuation as a function of time on task is the so called *second wind phenomenon* (Scharf, Bark, Heimer, Cohen, & Macklem, 1984). As first described by Pearson, Rimer, and Mommaerts (1961), it denotes a marked improvement in the tolerance of aerobic exercise after about 3–10 min; manifested by attenuation of fatigue and physiological symptoms as breathlessness or tachycardia. Those authors identified two varieties of second wind: one that could be induced by the infusion of carbohydrate or lipid fuels and one that occurred spontaneously. The spontaneous second wind phenomenon has been described by McArdle patients as the ability to resume exercising if they take a brief rest at the first appearance of undue fatigue (Di Mauro, 2007), and can be attributed to a limitation in muscle oxidative phosphorylation that is most severe in the first 6–8 min of exercise, and to a substantial increase in muscle oxidative capacity that occurs as exercise is prolonged (Haller & Vissing, 2002).

Continuously registered physiological variables (e.g., heart rate, respiratory rate) show a fluctuating profile (i.e., alternating increase and decrease of values) at rest or during effort over a time scale of seconds (Bassingthwaighte, Liebovitch, & West, 1994, p. 4); a phenomenon which may be neglected under lower measurement frequencies. Tucker et al. (2006) suggested that the measurement frequency may account for the observed linear relation between some physiological variables and time on task. In general, authors studying either incremental or constant-power exercises have recorded RPE at a 1-min time interval, but not as frequent as 15 s interval. The effects of measurement frequencies on RPE values have been studied during submaximal running exercise (Corbett, Vance, Lomax, & Barwood, 2009). The increase in measurement frequencies (1 min versus 10 min intervals) resulted in higher RPE values. According to the authors, rating PE requires an associative focus and, thus, their results were probably due to an increase in exertive sensation-associative attention (i.e., attentional focus during the RPE 1 min condition may have become occupied by a greater proportion of associative exertional cues from exercise). Comparing RPE mean values under both conditions, the authors also found a higher standard deviation in the 1 min reporting exercise. Nonetheless, they did not study the change dynamics of the individual time series. Similarly to physiological variables, psychological variables such as mental rotation, lexical decision, and visual search (Gilden, 2001); simple reaction time and word-naming (Van Orden, Holden, & Turvey, 2003); synchronization to a metronome (Chen, Ding, & Kelso, 1997); implicit associations (Correll, 2008); or bi-daily reports of self-esteem (Delignières, Fortes, & Ninot, 2004) also fluctuate when continuously registered.

Together with measurement frequency, the commonly used measurement scales and the regularly imposed rating strategies might also contribute to the observed linear relation between RPE

and time on task reported in the literature. Borg's RPE scales constrain participants to report over a concrete range of numerical values (i.e., 6–20, or 0–10) where the intervals among grades have a specific magnitude (i.e., 1 point). In fact, Borg welcomes participants to use decimals on the CR10 scale (Borg, 1998), but these are very seldom used and not reported in the literature. Moreover, rating strategies which require participants to report the RPE whenever they feel that exertion sensation increases are infrequent (e.g., Nakamura et al., 2008).

If physiological and psychological variables present fluctuations when registered at a high enough resolution it seems plausible to assume that RPE also fluctuates when the measurement frequency is increased. Nevertheless revealing RPE fluctuating dynamics (i.e., alternation of increased/decreased RPE values) during constant-power exercise probably requires an adaptation of the extant methodologies to test RPE.

When studying psychophysical judgments tasks there are two possible approaches: (a) judgments are made in absolute terms, or (b) judgments are made in relative terms (Lockhead, 2004). From the absolute approach, assumed by most authors, sequence effects are viewed as a problem related to physical scaling (e.g., the more frequent the psychophysical measurement, the more likely is this confounding effect to occur). Conversely, from the relative approach sequence effects are considered as a logical result; that is, each judgment depends on the previous ones because it is relative to the context in which stimuli are presented, and there is no internal (i.e., absolute) scale of sensation; in consequence, judgments in many psychophysical tasks are not better than ordinal (Laming, 1997; Stewart & Brown, 2004). According to the second assumption, it is probably preferable to use an ordinal instead of a cardinal rating scale (as the Borg's RPE scale). While cardinal scales express magnitudes, ordinal scales consist of categories ordered by a relation such as "< or >". Any two measurement values can be compared in terms of the order relation (Göb, McCollin, & Ramalhoto, 2007; Stevens, 1946).

While using Borg's RPE scales the fluctuating dynamics is defined by alternating higher and lower scale values. The number range of RPE 6–20 scale is a bit larger than that of the CR10, although the last scale allows the use of decimals. It is however unknown which of these scales is more sensitive to capture and study the RPE fluctuating dynamics. On the other hand, although the Borg CR100 scale (cM) has a wider numerical range, and thus easier graded with the advantage of assigning associations to a percentage scale (Borg & Kaijser, 2006), it is seldom used in the reported scientific literature. When using PE changes ("increase"/"decrease") without expressing their magnitude the fluctuating dynamics can be defined as the alternation of "PE increase" and "PE decrease".

Most previous studies consider fluctuations as the result of artefacts caused by data collection, a product of errors, or a random "noise" inherent within the biological systems (Tucker et al., 2006). Nevertheless, nonlinear approaches assign to the random "noise" a functional role, being the result of the changing interaction and adaptation of the working system to its environment (Van Orden, Kloos, & Wallot, 2011). Thus, it is necessary to distinguish the type of fluctuations and recognize whether these result only from data collection artifacts or share a functional value. Fluctuating dynamics showing functional role have been detected in some psychological (e.g., volition states, thought processes) (Balagué, Hristovski, Aragonés, & Tenenbaum, 2012; Hristovski, Venskaityte, Vainoras, Balagué, & Vázquez, 2010) and kinematic variables (Hristovski & Balagué, 2010) during constant-power exercises performed until volitional exhaustion.

The current study aims at providing scientific evidence of the commonly experienced changes of PE (heavier/lighter) while performing a constant-power exercise, and may shed new light on the nature and role assigned to PE. We hypothesized that PE has a

fluctuating dynamics during constant-power exercise, and studied it in a pilot study and two experiments. In the pilot study we hypothesized that measuring RPE values via RPE 6-20 and CR10 scales every 15 s during heavy cycling load until volitional exhaustion will reveal RPE fluctuating dynamics. In Experiment 1 and 2 we hypothesized that measuring PE changes (“increase”/“decrease”) without expressing their magnitude, and reported when noticed, will capture the PE fluctuating dynamics more accurately than reporting RPE values. In the two experiments we also hypothesized that PE fluctuating dynamics will be revealed throughout moderate (30 and 60 min durations) and heavy intensity cycling performed until volitional exhaustion.

Pilot study

Method

Participants

Eighteen Caucasian physical education students (11 males and seven females; $M = 21.84$ years old, $SD = 3.55$) undergoing regular aerobic exercise (cycling included) participated voluntarily in the study. They were randomly assigned to two different groups ($n = 9$), which corresponded to the specific scale used in the study: group CR10 (reported on the CR10 scale); and group RPE 6-20 (reported on the RPE 6-20 scale). Independent group assignment was applied in order to avoid training adaptation inherent in repeated measures designs (Céline et al., 2011; Green, Pritchett, McLester, Crews, & Tucker, 2007).

Task familiarization

Although all participants were familiar with using the Borg scales, one week prior to conducting the physical task the specific scale instructions and rating scales (CR10 or RPE 6-20; Borg, 1998) were handed out and verbally explained together with the reporting procedure required for the pilot study and experiments 1 and 2 (see the respective procedure sections for details). Following this phase they performed a simulated test consisting of a progressive warm-up (25 W/min) and 5 min constant-power cycling (200W males and 150W females) to practice the self-monitoring and reporting strategy required for this pilot study, and for each one of the following experiments.

Procedure

Participants in all groups (pilot study and experiments) read the study's description and risks, and signed an informed consent prior to taking part in it. All experimental procedures were approved by the local research ethics committee and were carried out according to the ethical guidelines laid down in the Helsinki Declaration (WMA, 2008).

The cycling task was performed on a cycle ergometer (Sport Excalibur 925900), and consisted of two consecutive parts: a progressive incremental warm-up and a constant-power exercise performed until volitional exhaustion. The cadence was always kept at 70 rpm. The warm-up started at a load of 30 W, and the workload increased by 30 W/min until the participants reported (verbally) that their RPE reached “5” (heavy) on the CR10 scale or “15” (heavy) on the RPE 6-20 scale. At this moment the second part commenced (constant-power exercise), terminating when participants could no longer maintain the established pedaling cadence for more than 15 s. Once the test began, participants performed the cycling task without being exposed to any verbal or other communication. All trials were video recorded to verify the obtained data and check for possible errors in their collection. Heart rate was continuously monitored (Polar RS 400) to assure that participants reached at least 165 beats/min at the point of

voluntary exhaustion. A higher value was not chosen because HR max values are lower in trained individuals and, according to Howley, Bassett, and Welch (1995), these are also lower in cycle ergometer than in treadmill.

Participants were provided with the corresponding Borg's scale instructions and rating scales (Borg, 1998). During the constant-power cycling the two groups of participants (CR10 and RPE 6-20) reported their RPE every 15 s using their specific scale fixed in front of them. Specifically, tear-out cards containing those scales (Borg, 1998) were placed in the center of the handlebar and were adjusted to each participant's eye-level. CR10 group was welcomed to use decimals when needed (Borg, 1998).

Results

On average, participants required $M = 375.00$ s, $SD = 146.75$ (CR10) and $M = 370.50$ s, $SD = 114.46$ (RPE 6-20) to reach an RPE of “5” or “15”, respectively, during the warm-up. During the constant-power cycling participants pedaled at an average workload corresponding to $M = 213.75$ W, $SD = 72.49$ (CR10) and $M = 213.00$ W, $SD = 60.74$ (RPE 6-20); the average time to voluntary exhaustion was $M = 615.00$ s, $SD = 342.18$ (CR10) and $M = 622.50$ s, $SD = 280.85$ (RPE 6-20). The heart rate reached at the point of voluntary exhaustion was $M = 177.88$ bpm, $SD = 9.93$ (CR10) and $M = 174.44$ bpm, $SD = 11.21$ (RPE 6-20). The percentage of participants presenting RPE fluctuating dynamics during the constant-power cycling was 33.33% (CR10 group) and 66.66% (RPE 6-20).

Discussion

The findings revealed that 33.33% and 66.66% of the participants alternated higher and lower RPE scale values during the constant effort using a measurement frequency of 15 s. The differences obtained using both scales can be explained by their different range (i.e., 11 points in the CR10 and 15 points in the RPE 6-20). Although participants in the CR10 group reported decimals most of them did not show RPE fluctuations. Previous research results have not reported decreases in RPE values while using a maximum measurement frequency of 1 min (e.g., Marcora, Staiano, & Manning, 2009). The imposed regular and verbal rating of the Borg scales together with the scarce use of decimals (CR10 scale) and the inability to rate less than 1 point (RPE 6-20), could have limited this percentage estimate. Consequently, in the following experiments we planned to propose the participants self-monitoring and reporting only PE changes (“increase” or “decrease”), without expressing their magnitude (including light changes) when noticed (Göb et al., 2007; Stevens, 1946). Moreover, finger signs, which were found to be more adequate than verbal reporting when fatigue accumulated (Balagué et al., 2012), were selected to report PE changes.

Experiment 1 (closed-loop exercise)

Method

Participants

Using G*Power method (Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007) for repeated measures (RM) design with moderate effect size ($d = .5$), $\alpha = .05$, power $(1 - \beta) = .95$, 5 windows (measures), r among measures of .50, non-centrality $\lambda = 22.5$, critical $F(4, 32) = 2.66$, the corresponding sample size required was 20 participants, 10 in each group. Thus, for possible drop out, 26 Caucasian physical education students (14 males and 12 females; $M = 21.22$ years old, $SD = 2.04$) undergoing regular aerobic exercise (cycling included) took part voluntarily in this study. They were randomly assigned either to the 30 min or 60 min constant-power cycling groups.

Procedure

The cycling task (Sport Excalibur 925900) consisted of a progressive incremental warm-up (30 W/min) until participants reported (verbally) RPE = “13” (“somewhat heavy” or “moderate”) on the RPE 6–20 scale followed by a constant-power cycling lasting either 30 min (30 min group) or 60 min (60 min group). The cadence was always kept at 70 rpm.

Participants were provided with the Borg’s RPE 6–20 scale instructions and Borg’s RPE 6–20 scale (Borg, 1998) was fixed in front of them during the warm-up. For the constant-power exercise they were provided with the following instructions: “After completing your warm-up, we ask you to report any change in your perception of exertion (without expressing the magnitude) once they occur by using finger signs: right thumb up for any increased PE (meaning “increase”), and left thumb up for any decreased PE (meaning “decrease”). Any question?”

Data analysis

The PE (“increase”/“decrease”) reports while performing the constant-power exercises were plotted for each participant. Each time series was divided into five non-overlapping temporal windows (time to voluntary exhaustion of that participant/5) to obtain percentages of PE increases in those windows (i.e., (number of “increase” in each time window) (100)/number of total reports or PE changes in that time window). Although we selected the percentage of PE increases, the PE decreases could be selected as well (percentage of PE decreases = 100 – percentage of PE increases). When percentages of PE increases are 0% or 100% PE has a non-fluctuating dynamics, but when these differ, PE has a fluctuating dynamics. A median was obtained in each window from all participants’ percentages. The null hypothesis of a constant median (with no significant differences) over time was tested through non-parametric repeated-measures Friedman ANOVA.

Results

On average, participants required $M = 258.84$ s, $SD = 83.47$ (30 min group) and $M = 276.92$ s, $SD = 94.59$ (60 min group) to reach an RPE of “13”. This average intensity corresponded to $M = 154.61$ W, $SD = 43.89$ (30 min group) and $M = 161.53$ W, $SD = 48.27$ (60 min group).

All participants showed a dominant PE fluctuating dynamics during the entire exercise bout over both times. Fig. 1 and Fig. 2

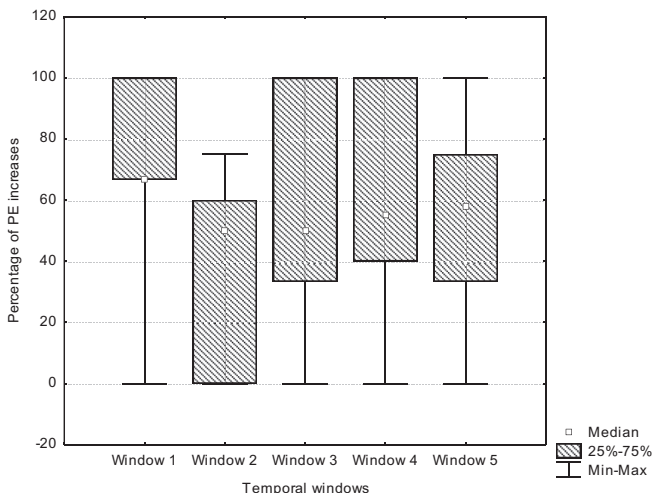


Fig. 1. Median percentages of PE increases in 5 exercise windows (30 min cycling).

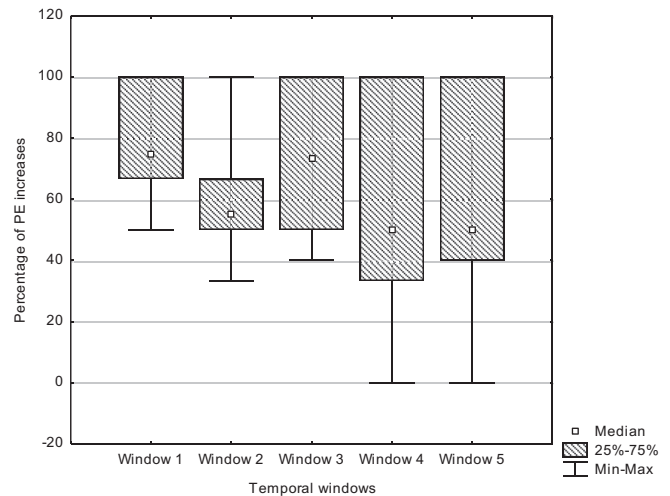


Fig. 2. Median percentages of PE increases in 5 exercise windows (60 min cycling).

illustrate the median percentages of PE increases in five exercise windows in the 30 min and the 60 min conditions, respectively. The Friedman ANOVA ($N = 13$, $df = 4$) showed no significant differences in PE “increase” percentages among the five exertion time windows: $\chi^2(13, 4) = 4.90$, $p = .29$ (30 min group), and $\chi^2(13, 4) = 6.72$, $p = .15$ (60 min group).

As can be observed in Figs. 1 and 2, the median percentage of PE increases did not change significantly during the whole trial in both exercises. Thus, the dominant PE fluctuating dynamics found in all participants during moderate constant-power cycling did not change despite the increasing time.

Experiment 2 (open loop exercise)

Method

Participants

Using G*Power method (Faul et al., 2007) with moderate effect size ($d = .5$), $\alpha = .05$, power ($1 - \beta$) = .95, 5 windows (measures), r among measures of .50, non-centrality $\lambda = 22.5$, critical $F(4, 32) = 2.66$ for one-group RM design, the corresponding sample size required was nine participants. Thus, for possible drop out, 12 Caucasian physical education students (eight males and four females; $M = 21.41$ years old, $SD = 3.55$) undergoing regular aerobic exercise (cycling included) took part voluntarily in this study.

Procedure

Participants performed the same cycling task used in the pilot study, i.e., warm-up until RPE = “15” (heavy) on the RPE 6–20 scale, and constant power from this point of time.

From the time participants reported RPE = “15” the constant-power phase of the cycling task started, and they began self-monitoring and reporting only PE changes (“increase”/“decrease”) without expressing their magnitude (including light changes), when occurring. The previously-agreed finger signs (right thumb up for “increase” and left thumb up for “decrease”) were used (see procedure of Experiment 1 for details).

Data analysis

The PE changes (“increase”/“decrease”) while performing the constant-power exercise were plotted for each participant to obtain time-dependent relations in the data series (i.e., dynamic characteristics). Each time series was divided into five equal non-

overlapping temporal windows (time to voluntary exhaustion of that participant/5) to obtain percentages of PE increases in those windows (see data analysis of Experiment 1 for details). A median was obtained in each window from the participants' percentages. The null hypothesis of a constant median over time was tested by means of non-parametric repeated-measures Friedman ANOVA. Wilcoxon matched pairs test analysis was also performed to assess statistically significant differences between each couple of windows. Effect sizes were calculated as *PSdep* measures (Grissom & Kim, 2012).

Results

On average, participants required $M = 362.58$ s, $SD = 139.13$ to reach an RPE of "15". During the constant-power cycling participants pedaled at an average workload corresponding to $M = 202.50$ W, $SD = 69.03$; the average time to voluntary exhaustion was $M = 516.58$ s, $SD = 226.45$. The heart rate reached at the point of voluntary exhaustion was $M = 177.77$ bpm, $SD = 10.77$. As was the case in Experiment 1, all participants showed dominant PE fluctuating dynamics through the trial (see Fig. 3 as an example). "Decrease" sign reports alternated with "increase" sign reports. Nevertheless, close to the voluntary exhaustion point all participants showed a dominant non-fluctuating dynamics (continuous "increase" was reported).

The PE fluctuating dynamics is manifested in the median percentage of PE increases in the five exercise windows (see Fig. 4). The repeated-measures Friedman ANOVA ($N = 12$, $df = 4$) revealed a significant effect, $\chi^2(12, 4) = 25.29$, $p = .0004$, of exertion time on PE "increase" percentages. The median percentage begins at 66.6% (first window), then is reduced to 60% in the second window, and finally shows a tendency to increase progressively until reaching a 100% in the fifth window. The Wilcoxon matched pairs test analysis showed a statistically significant difference between the fifth and the other four windows ($p < .01$). Accordingly, two main effort phases were distinguished. The first (from window 1–4) was characterized by a predominant fluctuating dynamics, and the second (window 5), by a predominantly non-fluctuating dynamics. *PSdep* values were: .33, .75, and .83 for within group percentage differences between the third and first, fifth and first, and fifth and third time window, respectively.

Discussion

Results of the pilot study revealed that 66.6% (RPE 6-20) and 33.3% (CR10) of the participants showed consecutive increased/decreased RPE values during heavy constant-power cycling when reporting at a measurement frequency of 15 s. Moreover, a dominant fluctuating dynamics was found in all participants while recording PE changes ("increase"/"decrease") without expressing their magnitude, when noticed under different exercise conditions.

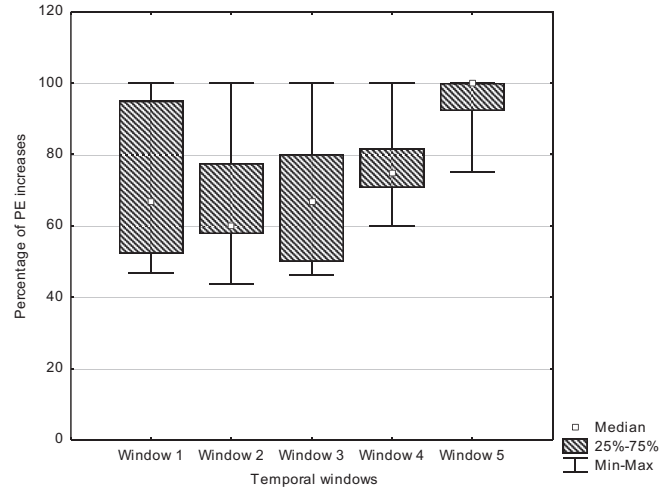


Fig. 4. Median percentages of PE increases in 5 exercise windows (until volitional exhaustion).

Participants were tested while cycling at a moderate intensity during a fixed time frame of either 30 or 60 min (Experiment 1), and while cycling at heavy intensity until volitional exhaustion (Experiment 2). It is important to note that in these experiments, in contrast to the pilot study, participants were not required to report their PE regularly, but only when noticing a change in their exertive state. The PE fluctuating dynamics continued during the entire trial in the 30 min and 60 min conditions, and almost during the entire exercise performed until volitional exhaustion. In the last time phase, a change from a dominant fluctuating dynamics to a dominant non-fluctuating dynamics, characterized by reporting continuously PE increases, was evident upon reaching exercise termination.

Flat RPE interjected with sharp increases in even-paced cycling efforts was noted when using a measurement frequency of about 3 min (i.e., reporting every 2-km intervals) (Thomas et al., 2012). St Clair Gibson et al. (2006) suggested also non-monotonic changes of RPE in self-paced running efforts; however, in this type of exercise the non-monotonic changes could result from the oscillations in the power output reported by some authors (Tucker et al., 2006). Other findings support the hypothesis that RPE may have a fluctuating dynamics. Physiological variables like heart rate or respiratory rate that correlate highly with RPE show fluctuations when measured continuously (Goldberger et al., 2002). The "second wind" phenomenon (Scharf et al., 1984) may also account for RPE fluctuations. However, the subjective common practical experience of perceiving a constant workload as lighter or heavier during continuous exercise is a phenomenon which deserves more attention in future studies.

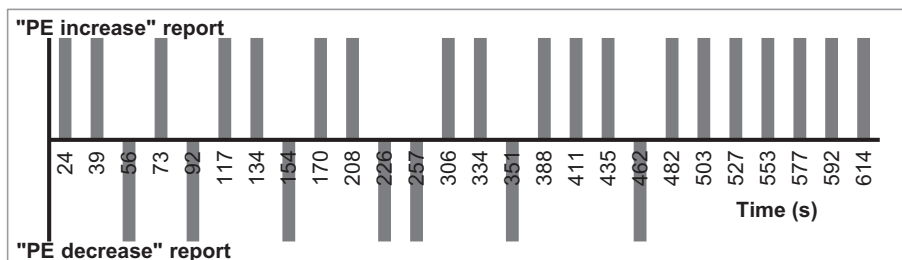


Fig. 3. Example of an individual time series in Experiment 2. Notice that "PE increase" and "PE decrease" reports do not have magnitude.

Our results suggest that the low measurement frequency may account for the observed linear increase of RPE during constant physical effort reported in the literature. Recent experimental results revealed that only 11.11% of the participants reporting RPE every 1 min on the CR10 scale were characterized by fluctuating dynamics (unpublished data). Using the CR10 and RPE 6–20 scales in the current pilot study (reporting every 15 s), fluctuating RPE dynamics increased to 33.3% and 66.6%, respectively. The higher number of points in the RPE 6–20 scale seemed to enhance the number of participants presenting RPE fluctuating dynamics.

To go a step beyond the results obtained in the pilot study, a simplification of the self-monitoring and reporting task was proposed. Specifically, reporting only PE changes (“increase”/“decrease”) without expressing their magnitude instead of Borg’s scale values was selected along with using finger signs instead of verbal reporting, and reporting when changes occur instead of at regular imposed time. With this strategy, the PE fluctuating dynamics was revealed in all participants while exercising under different conditions of duration, intensity and exercise termination.

Reporting PE changes without expressing their magnitude seems to be an easier way to report differences in effort perception (especially when changes are light) than using Borg’s RPE scale values. These cardinal scales constrain participants to report over a concrete range of numerical values having a specific magnitude (e.g., 1 point). In fact, despite Borg welcomes participants to use decimals on the CR10 scale (Borg, 1998) they are very seldom used in the literature.

Together with the low measurement frequency, the usual regularly imposed rating strategy might also contribute to the lack of RPE fluctuations found in the literature. Even if participants may perceive a change during the time interval between ratings they cannot report it. It is in general the test administrator who induces the associative focus of the participant while asking them to report their RPE. In contrast, if participants are requested to inform about PE changes when occurring in real time, they are pushed to keep a continuous associative focus which might be helping for reporting light changes. However, this method of measuring PE might affect the assessment of other variables of interest such as attention focus.

Tucker et al. (2006) claimed that because of infrequent sampling rates, most previous studies obtained linear changes in power output during exercise bouts or suggested that changes in physiological variables that are nonlinear are artefacts caused by data collection errors. In general, authors finding a linear relationship between RPE and time on task in a constant-power cycling exercise, have employed Borg’s RPE 6–20 scale, and asked participants to use verbal reports at a relatively low resolution (5, 10 or 20 min) (e.g., Baldwin et al., 2003; Garcin, Vautier, Vandewalle, Wolff, & Monod, 1998; Nethery, 2002), and only few recorded RPE every 2 min (e.g., Crewe, Tucker, & Noakes, 2008). Higher measuring frequencies (30 s) have been used while testing different dimensions of RPE during cycling, obtaining a fluctuating dynamics (Hutchinson & Tenenbaum, 2006).

Nevertheless, RPE fluctuations do not necessarily contradict the broadly linear increase of RPE over time during exercise, or confirm the nonlinear behavior of the system under scrutiny. They can simply indicate meaningless errors of measurement. It is worth noting that the term “nonlinear” used in this paper does not refer to a non-linear fitting (e.g., exponential or logarithmic) of a theoretical curve to the data, but rather to a qualitative change in the data series (Kelso, 1995). This qualitative change has been found while studying exercise performed until volitional exhaustion (Experiment 2). In this exercise the predominant PE fluctuating dynamics changed to a non-fluctuating dynamics when approaching the termination point. This finding points towards a nonlinear behavior of PE that should be further investigated. This is particularly

relevant with respect to interpretations of PE fluctuations as un-systematic noise or data collection artefacts. The final shift to non-fluctuating PE dynamics casts doubt upon these interpretations, since within this framework, it is hard to explain why the un-systematic noise or data collection artefacts almost totally vanish close to exercise termination. In this sense, a nonlinear transition seems to be a more parsimonious explanation.

Our results suggest that exercise termination is not only related to an RPE value, but also with a nonlinear change of the PE behavior. The initial fluctuating dynamics seemed to keep the systems stability allowing the exercise continuation. In contrast, the change to a dominant non-fluctuating dynamics might produce the opposite effect, i.e., the systems instability, which is connected with a nonlinear understanding of the exercise termination (Hristovski & Balagué, 2010). Specifically, when PE fluctuates the system stabilizes and destabilizes under the changing constraints. This means that new synergies (not only motor synergies but psychobiological synergies) are continuously created to enable the task’s continuation. The stabilization of every new synergy increases the efficiency of the system under the new constraints, and might decrease the PE; the destabilization results in producing the opposite effect. In this way the perception of easiness and heaviness oscillates along the constant effort as it happened during the initial fluctuating dynamics of Experiment 2. However, in the second phase, i.e., at the point of termination and shortly before that event, only continuous increases in the PE were registered. The monotonic increases mean that the system is unable to form a synergy that would stabilize the PE. As workload accumulates the psychobiological degrees of freedom that ease the fluctuating dynamics freeze progressively, and the system becomes more rigid collapsing to the increased PE state. Similar fluctuating dynamics and nonlinear changes close to volitional exhaustion have been found when testing other psychobiological variables such as volition states and thought processes during constant-power exercise (Balagué et al., 2012; Hristovski et al., 2010; Tenenbaum, 2001; Tenenbaum & Connolly, 2008). Research findings revealed how the desire to cease and motivation to continue alternate during the effort until a final coherent state prevails (Hristovski et al., 2010).

If increasingly more central motor commands are generated during the exercise (Marcora et al., 2008), then how can one account for the decrease in PE? The nonlinear dynamic approach points towards an emergent nature of PE, being the product of a complex outcome probably resulting from the interactions among attention focus, intention-motivation to adhere the task and overcome its associated discomfort, and the corollary discharges forwarded from motor to sensory areas of the cerebral cortex. Further research must examine the relationship between volition states, thoughts, and PE when fatigue accumulates.

Some tentative examples of practical consequences for testing and endurance training can be derived from this study. The PE fluctuation dynamics can help in recognizing the stability or instability of the performing task. Instead of training endurance merely on the basis of metabolic criteria, it may be useful to detect the critical volumes of exercise or effort phases as those identified (*non-invasively*) in this study. The PE dynamics might help to distinguish the stable effort phases (having PE fluctuating dynamics) and non-stable phases (having non-fluctuating PE changes, or continuous increases). In particular, it may be helpful to extend the fluctuating phase where reductions in the PE are still possible. When the PE dynamics becomes non-fluctuating, the task approaches the voluntary exhaustion phase. Nevertheless, more studies are necessary before the current preliminary results can be used in practice. In conclusion, PE seems to have a dominant fluctuating dynamics during constant-power cycling performed under different conditions (duration, intensity, and termination) that

changes towards a non-fluctuating dynamics when approaching the volitional exhaustion.

Acknowledgments

This study has been supported by the Secretaria General de l'Esport i el Departament d'Innovació Universitats i Empresa. We would like to thank TECNO SPORT for the technical support.

References

- Baden, D. A., McLean, T. L., Tucker, R., Noakes, T. D., & St Clair Gibson, A. (2005). Effect of anticipation during unknown or unexpected exercise duration on rating of perceived exertion, affect, and physiological function. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 742–746. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2004.016980>.
- Balagué, N., Hristovski, R., Aragonés, D., & Tenenbaum, G. (2012). Nonlinear model of attention focus during accumulated effort. *Psychology of Sport and Exercise*, 13, 591–597. <http://dx.doi.org/10.1016/j.psychsport.2012.02.013>.
- Baldwin, J., Snow, R. J., Gibala, M. J., Garnham, A., Howarth, K., & Febbraio, M. A. (2003). Glycogen availability does not affect the TCA cycle or TAN pools during prolonged, fatiguing exercise. *Journal of Applied Physiology*, 94, 2181–2187. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00866.2002>.
- Bassingthwaite, J. B., Liebovitch, L. S., & West, B. J. (1994). *Fractal physiology*. New York: Oxford University Press.
- Borg, G. A. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Borg, E., & Kaijser, L. (2006). A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 16, 57–69. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00448.x>.
- Céline, C. G., Monnier-Benoit, P., Gros Lambert, A., Tordi, N., Perrey, S., & Rouillon, J. D. (2011). The perceived exertion to regulate a training program in young women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 220–224. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181aff3a6>.
- Chen, Y., Ding, M., & Kelso, J. A. S. (1997). Long memory processes (1/f α type) in human coordination. *Physical Review Letters*, 79, 4501–4504. <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRevLett.79.4501>.
- Corbett, J., Vance, S., Lomax, M., & Barwood, M. J. (2009). Measurement frequency influences the rating of perceived exertion during submaximal treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 311–313. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-1041-6>.
- Correll, J. (2008). 1/f noise and effort on implicit measures of racial bias. *Journal of Personality and Social Psychology*, 94, 48–59. <http://dx.doi.org/10.1037/0022-3514.94.1.48>.
- Crewe, H., Tucker, R., & Noakes, T. D. (2008). The rate of increase in rating of perceived exertion predicts the duration of exercise to fatigue at a fixed power output in different environmental conditions. *European Journal of Applied Physiology*, 103, 569–577. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-008-0741-7>.
- Delignières, D., Fortes, M., & Ninot, G. (2004). The fractal dynamics of self-esteem and physical self. *Nonlinear Dynamics in Psychology and Life Science*, 8, 479–510.
- Di Mauro, S. (2007). Muscle glycogenesis: an overview. *Acta Myologica*, 26, 35–41.
- Dunbar, C. C., Robertson, R. J., Baun, R., Blandin, M. F., Metz, K. F., Burdett, R., et al. (1992). The validity of regulating exercise intensity by ratings of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 94–99.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39, 175–191. <http://dx.doi.org/10.3758/bf03193146>.
- Garcin, M., Vautier, J. F., Vandewalle, H., Wolff, M., & Monod, H. (1998). Ratings of perceived exertion (RPE) during cycling exercises at constant power output. *Ergonomics*, 41, 1500–1509. <http://dx.doi.org/10.1080/001401398186234>.
- Gilden, D. L. (2001). Cognitive emissions of 1/f noise. *Psychological Review*, 108, 33–56. <http://dx.doi.org/10.1037/0033-295X.108.1.33>.
- Göb, R., McCollin, C., & Ramalhoto, F. (2007). Ordinal methodology in the analysis of Likert scales. *Quality & Quantity*, 41, 601–626. <http://dx.doi.org/10.1007/s11135-007-9089-z>.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 99(Suppl. 1), 2466–2472. <http://dx.doi.org/10.1073/pnas.012579499>.
- Green, J. M., Pritchett, R. C., McLester, J. R., Crews, T. R., & Tucker, D. C. (2007). Influence of aerobic fitness on ratings of perceived exertion during graded and extended duration cycling. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47, 33–39. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/202676002?accountid=15293>.
- Grissom, R. J., & Kim, J. J. (2012). *Effect sizes for research: Univariate and multivariate applications* (2nd ed.). New York, NY, US: Routledge/Taylor & Francis Group.
- Haller, R. G., & Vissing, J. (2002). Spontaneous “second wind” and glucose-induced second “second wind” in McArdle disease: oxidative mechanisms. *Archives of Neurology*, 59, 1395–1402.
- Hampson, D. B., St Clair Gibson, A., Lambert, M. I., & Noakes, T. D. (2001). The influence of sensory cues on the perception of exertion during exercise and central regulation of exercise performance. *Sports Medicine*, 31, 935–952. Retrieved from http://journals.ohiolink.edu/ejc/article.cgi?issn=01121642&issue=v31i0013&article=935_tioscoacroep.
- Howley, E. T., Bassett, D. R., & Welch, H. G. (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 1292–1301.
- Hristovski, R., & Balagué, N. (2010). Fatigue-induced spontaneous termination point – nonequilibrium phase transitions and critical behavior in quasi-isometric exertion. *Human Movement Science*, 29, 483–493. <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.004>.
- Hristovski, R., Venskaityte, E., Vainoras, A., Balagué, N., & Vázquez, P. (2010). Constraints-controlled metastable dynamics of exercise-induced psychobiological adaptation. *Medicina*, 46, 447–453.
- Hutchinson, J. C., & Tenenbaum, G. (2006). Perceived effort — can it be considered gestalt? *Psychology of Sport and Exercise*, 7, 463–476. <http://dx.doi.org/10.1016/j.psychsport.2006.01.007>.
- Kang, J., Chaloupka, E. C., Biren, G. B., Mastrangelo, M. A., & Hoffman, J. R. (2009). Regulating intensity using perceived exertion: effect of exercise duration. *European Journal of Applied Physiology*, 105, 445–451. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-008-0922-4>.
- Kang, J., Hoffman, J. R., Walker, H., Chaloupka, E. C., & Utter, A. C. (2003). Regulating intensity using perceived exertion during extended exercise periods. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 475–482. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-003-0811-9>.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Laming, D. R. J. (1997). *The measurement of sensation*. London: Oxford University Press.
- Lockhead, G. R. (2004). Absolute judgments are relative: a reinterpretation of some psychophysical ideas. *Review of General Psychology*, 8, 265–272. <http://dx.doi.org/10.1037/1089-2680.8.4.265>.
- Marcora, S. M. (2008). Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? *European Journal of Applied Physiology*, 104, 929–931. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-008-0818-3>.
- Marcora, S. M. (2009). Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. *Journal of Applied Physiology*, 106, 2060–2062. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.90378.2008>.
- Marcora, S. M., Bosio, A., & de Morree, H. M. (2008). Locomotor muscle fatigue increases cardiorespiratory responses and reduces performance during intense cycling exercise independently from metabolic stress. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 294, R874–R883. <http://dx.doi.org/10.1152/ajpregu.00678.2007>.
- Marcora, S. M., Staiano, W., & Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 106, 857–864. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.91324.2008>.
- Nakamura, F. Y., Okuno, N. M., Perandini, L. A., S Caldeira, L. F., Simões, H. G., Cardoso, J. R., et al. (2008). Critical power can be estimated from nonexhaustive tests based on rating of perceived exertion responses. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 937–943. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a41fa>.
- Nethery, V. M. (2002). Competition between internal and external sources of information during exercise: influence on RPE and the impact of the exercise load. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42, 172–178. Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/202683164?accountid=15293>.
- Noble, B. J., & Robertson, R. J. (1996). *Perceived exertion*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Pearson, C. M., Rimer, D. G., & Mommaerts, W. F. (1961). A metabolic myopathy due to absence of muscle phosphorylase. *The American Journal of Medicine*, 30, 502–517. [http://dx.doi.org/10.1016/0002-9343\(61\)90075-4](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9343(61)90075-4).
- Scharf, S. M., Bark, H., Heimer, D., Cohen, A., & Macklem, P. T. (1984). “Second wind” during inspiratory loading. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16, 87–91.
- St Clair Gibson, A., Lambert, E. V., Rauch, L. H., Tucker, R., Baden, D. A., Foster, C., et al. (2006). The role of information processing between the brain and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. *Sports Medicine*, 36, 705–722. Retrieved from http://journals.ohiolink.edu/ejc/article.cgi?issn=01121642&issue=v36i0008&article=705_troipbipapoe.
- St Clair Gibson, A., & Noakes, T. D. (2004). Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 797–806. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2003.009852>.
- Stevens, S. S. (1946). On the theory of scales of measurements. *Science*, 103, 677–680. <http://dx.doi.org/10.1126/science.103.2684.677>.
- Stewart, N., & Brown, G. D. A. (2004). Sequence effects in categorizing tones varying in frequency. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 30, 416–430. <http://dx.doi.org/10.1037/0278-7393.30.2.416>.
- Tenenbaum, G. (2001). A social-cognitive perspective of perceived exertion and exertion tolerance. In R. N. Singer, H. A. Hausenblas, & C. Janelle (Eds.), *Handbook of sport psychology* (pp. 810–820). New York, NY: Wiley.
- Tenenbaum, G., & Connolly, C. T. (2008). Attention allocation under varied workload and effort perception in rowers. *Psychology of Sport and Exercise*, 9, 704–717. <http://dx.doi.org/10.1016/j.psychsport.2007.09.002>.
- Thomas, K., Stone, M. R., Thompson, K. G., St Clair Gibson, A., & Ansley, L. (2012). The effect of self- even- and variable-pacing strategies on the physiological and perceptual response to cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 3069–3078. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-2281-9>.

- Tucker, R., Bester, A., Lambert, E. V., Noakes, T. D., Vaughan, C. L., & St Clair Gibson, A. (2006). Non-random fluctuations in power output during self-paced exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 40, 912–917. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2006.026435>.
- Van Orden, G. C., Holden, J. G., & Turvey, M. T. (2003). Self-organization of cognitive performance. *Journal of Experimental Psychology: General*, 132, 331–350. <http://dx.doi.org/10.1037/0096-3445.132.3.331>.
- Van Orden, G. C., Kloos, H., & Wallot, S. (2011). Living in the pink: intentionality, wellness, and complexity. In C. A. Hooker (Ed.), *Philosophy of complex systems. Handbook of the philosophy of science* (pp. 639–682). Amsterdam: Elsevier.
- WMA. (2008). *World medical association declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects*. Retrieved from: <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/17c.pdf>.

CAPÍTULO 5: Resultados y discusión

La investigación del tipo de integración psicobiológica en la fatiga inducida por el ejercicio se ha llevado a cabo a partir de la búsqueda y el estudio de determinadas señales o fenómenos característicos de los sistemas no lineales (e.g., *cambios discontinuos, aumento de las fluctuaciones al acercarse a las discontinuidades, metaestabilidad*) en diversas acciones y parámetros de orden (ver **Tabla 1**).

Tabla 1

Señales o fenómenos de no linealidad hallados al estudiar diversas acciones y parámetros de orden cinemáticos y psicológicos

Acción o proceso	Parámetro de control	Parámetro de orden	Señales de no linealidad
1. Flexión de codo cuasiisométrica a 90°	Acumulación de fatiga (tiempo de esfuerzo)	Ángulo del codo (grados)	Aumento de las fluctuaciones cerca del FEIF De 90° a 0° (alineación con la gravedad)
2. Pedaleo a 70 rpm	Acumulación de fatiga (tiempo de esfuerzo)	Cadencia de pedaleo (rpm)	Aumento de las fluctuaciones cerca del FEIF De 70 rpm a cerca de 0 rpm
3. Carrera con foco disociativo impuesto	Acumulación de fatiga (tiempo de esfuerzo)	Foco de atención	Metaestabilidad De un foco de atención disociativo impuesto a uno asociativo
4. Pedaleo a 70 rpm	Acumulación de fatiga (tiempo de esfuerzo)	PE	De dinámica predominantemente fluctuante a no fluctuante (solo incrementos)

Nota. Los parámetros de orden (3ª columna), capturando las acciones o procesos (1ª columna) y estando sometidos a los cambios en los parámetros de control (2ª columna), son las variables representativas de las señales o fenómenos no lineales del comportamiento (4ª columna). FEIF = fallo espontáneo inducido por la fatiga; PE = percepción de esfuerzo.

A continuación se describirá el comportamiento observado (incluidas las señales de no linealidad) de cada uno de los parámetros de orden cinemáticos (ángulo del codo y cadencia de pedaleo, para desentrañar el rol de la intención en el *artículo I*) y

psicológicos (foco de atención en el *artículo II*, y PE en el *artículo III*) a medida que se acumula la fatiga. Asimismo, se proveerá una explicación para tal comportamiento de acuerdo con un nuevo modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio.

5.1. Intención

Por lo que respecta al rol de la intención en la terminación del ejercicio inducida por la fatiga (*artículo I*), parámetros de orden tales como el ángulo del codo (ver **Figura 1**; Hristovski y Balagué, 2010 para detalles) y la cadencia de pedaleo (ver Balagué et al., 2014; Balagué, Hristovski, y Vázquez, 2010 para detalles) cambian de estado con la fatiga, pasando de forma *discontinua* de un ángulo intencionalmente impuesto de 90° a uno de aproximadamente 0° o de una cadencia de 70 rpm a una cercana a las 0 rpm, respectivamente.



Figura 1. Ejercicio de flexión de codo cuasiisométrica a 90° sosteniendo una barra olímpica al 80% de 1 repetición máxima (RM) hasta el FEIF.

Este cambio discontinuo, que viene precedido por un *aumento de las fluctuaciones* del ángulo del codo o de la cadencia de pedaleo, se genera como consecuencia de las variaciones continuas que se producen en los parámetros de control (i.e., tiempo de esfuerzo), cuya interacción tiende a desestabilizar el estado inicial y competir con el atractor intencional. El ángulo del codo o la cadencia de pedaleo, bajo condiciones de fatiga de la contracción, pueden ser tratados como parámetros de orden intencionalmente especificados que reflejan la coordinación cooperativa de los procesos del eje neuromuscular que forman la intención motriz. La intención viene especificada por el estado del atractor, porque la intención consciente trata de mantener o cambiar un estado determinado. Las desviaciones de ese estado significan el grado de inestabilidad de los procesos cooperativos que forman la intención (desde los procesos metabólicos musculares, los reflejos espinales, a los bucles subcorticales y corticales –volición, motivación, etc.–). Los parámetros de control no específicos no causan el fallo, sino que interactúan con el parámetro de control específico (i.e., la intención) para producir uno u otro estado del sistema. Cuando los efectos inhibidores producidos por los diferentes

parámetros de control no específicos actúan a diferentes niveles (e.g., muscular, espinal, subcortical, cortical) compiten eficazmente con la intención, producen la pérdida de la estabilidad cooperativa previa (incrementando las fluctuaciones) y provocan finalmente la disolución de dicha intención (FEIF). A nivel comportamental, esta dinámica de la variabilidad del parámetro de orden se puede explicar por la competición dinámica inducida por la fatiga entre dos procesos globales a nivel neuromuscular: una inhibición cooperativa protectora creciente y una excitación también creciente que trata de mantener el objetivo de la tarea. Mientras que en la fase inicial del ejercicio estos procesos compiten en escalas temporales pequeñas, generando pequeñas fluctuaciones del parámetro de orden, a medida que el ejercicio continúa empiezan a competir en escalas temporales más grandes (i.e., segundos), lo cual conlleva un aumento de las fluctuaciones. Tanto en el ejercicio cuasiisométrico de flexión del codo como en el de pedaleo a 70 rpm en cicloergómetro a una intensidad constante correspondiente al 80% de su potencia máxima hasta el fallo, el incremento de las fluctuaciones en diferentes escalas temporales muestra que la inestabilidad se va manifestando progresivamente en bucles de control más largos y complejos, los cuales actúan en los diferentes niveles del sistema neuromuscular (Vaillancourt y Newell, 2003) hasta llegar a afectarlo por completo, incluida finalmente la intención. Lo que la fatiga hace es perturbar la potencia espectral hacia valores superiores de forma correlacionada. El espectro es de escala invariable, característico de un proceso autoorganizado, lo cual sugiere que no hay un sitio específico y una escala temporal de su dinámica que domine la variabilidad de la frecuencia, es decir, el sistema parece no estar dominado por los componentes, sino por las interacciones entre procesos. Por lo tanto, los cambios locales inducidos por la fatiga no se suman de forma independiente sino que lo hacen de forma correlacionada e integrada y su consecuencia es la desestabilización de la integración inicial. El atractor

intencional conscientemente impuesto se acaba disolviendo de forma espontánea con la acumulación de la fatiga sin necesidad de ningún mecanismo adicional. Así pues, la relación de la intención con la fatiga no es de causa-efecto sino que responde más bien a un modelo de causalidad circular que, afectando a todo el eje neuromuscular, provoca finalmente un cambio no lineal, el FEIF.

Este mismo fenómeno de disolución espontánea del atractor intencional se manifiesta también en el *artículo II*. Al comienzo del test, los PD, intencionalmente impuestos, resultan ser estables. Con la acumulación del esfuerzo los PA emergen espontáneamente, estableciéndose competencia entre ambos y metaestabilidad. Al final solo prevalecen los PA (i.e., se produce una disolución espontánea de los PD intencionalmente impuestos) debido a que la intención y el foco de atención se autoorganizan adoptando esta solución más estable.

5.2. Foco de atención

Los resultados del primer test del *artículo II*, diseñado para establecer la dinámica intrínseca de los participantes (i.e., sin imponer ningún tipo de pensamiento) en un ejercicio de carrera en cinta al 80% de la frecuencia cardíaca máxima hasta el fallo, muestran que los PA fueron el único estado dominante (i.e., ningún participante tuvo PD espontáneamente). Sin embargo, los resultados del segundo test, empleando la misma tarea motora y durante el cual se impuso cualquier tipo de PD que viniera a la mente, permiten discernir tres fases diferentes en la dinámica del foco de atención en función de la acumulación de la fatiga (ver **Figura 2**).

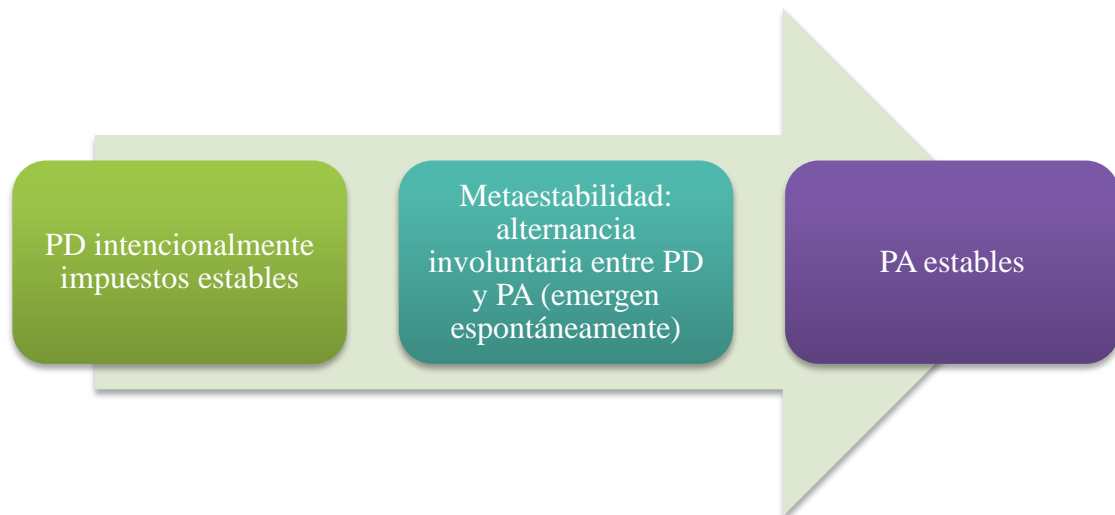


Figura 2. Fases en la dinámica del foco de atención con la acumulación de la fatiga en un ejercicio de carrera en cinta al 80% de la frecuencia cardíaca máxima hasta el fallo con PD intencionalmente impuestos.

Los fenómenos de *emergencia espontánea* de PA, y de *dinámica metaestable* entre los PD intencionalmente impuestos y los PA, son característicos de una integración psicobiológica dinámica y no lineal por lo que respecta al foco de atención y, en este sentido, confirman las predicciones de un modelo dinámico y no lineal del foco de atención testado en el *artículo II* (ver **Figura 3**; *artículo II* para detalles). Los modelos lineales, por el contrario, no predicen tales fenómenos y, en todo caso, no tienen otra manera de explicar semejantes resultados que mediante la introducción de explicaciones *ad hoc* que permitan sostener que el foco de atención está sujeto a un control voluntario.

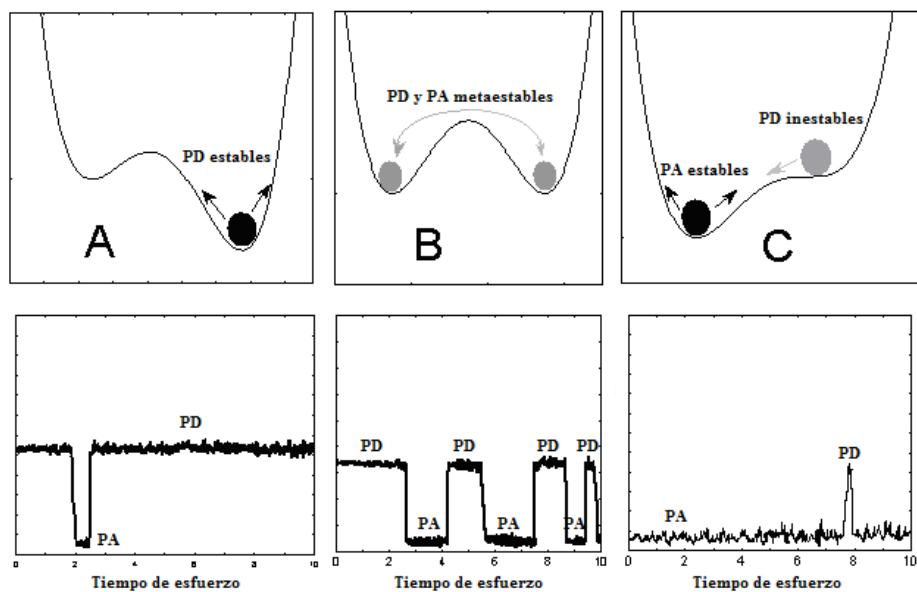


Figura 3. Modelo dinámico y no lineal del foco de atención. Estabilidad y perfiles temporales esperados de los estados PD y PA durante un esfuerzo con PD intencionalmente impuestos.

El cerebro no puede imponer deliberadamente cualquier tipo de pensamiento con la misma eficiencia a lo largo de un ejercicio en cinta a intensidad constante porque los pensamientos emergen espontáneamente y son el producto dinámico de un entorno psicobiológico cambiante. Así, el foco de atención queda constreñido no linealmente por una constelación de diferentes constreñimientos tanto centrales como periféricos. La intención y el foco de atención se autoorganizan espontáneamente dando lugar a un nuevo estado más estable (i.e., los PA). Como se ha visto en el apartado anterior, estos resultados son del todo congruentes con los expuestos en el *artículo I*, en el sentido de que cuando la terminación del ejercicio está cercana, se produce una inestabilidad del atractor intencional, ocasionándose, finalmente, una disolución espontánea del mismo. No es necesaria, pues, la existencia de un GC como el propuesto por el MGC (St Clair Gibson y Noakes, 2004) que realice la función integrativa con el propósito de regular el ritmo, la terminación del ejercicio o el foco de atención. En esta misma línea, Fox et al. (2005) revelaron un comportamiento anticorrelacionado y competitivo entre dos redes funcionales ampliamente distribuidas en el sistema nervioso central por lo que respecta

al foco de atención y a la emergencia de PA. Estos autores remarcan la naturaleza emergente de tal dinámica anticorrelacionada y sostienen que este tipo de comportamiento es un principio general de la dinámica cerebral que se da en diversas escalas espaciales y temporales.

5.3. Percepción de esfuerzo

La PE fue el parámetro de orden escogido en el *artículo III*. Los resultados del estudio piloto revelaron que el 33.33% (grupo CR10 de Borg) y el 66.66% (grupo RPE 6-20 de Borg) de los participantes mostraron una alternancia continua de incrementos y disminuciones en los valores de su RPE durante un ejercicio en cicloergómetro, informando cada 15 s, a una intensidad constante correspondiente a RPE = 15 (i.e., “hard”). Por otra parte, todos los participantes mostraron en los experimentos 1 y 2 (también en cicloergómetro y a intensidad constante) una dinámica predominantemente fluctuante bajo diferentes condiciones de duración, intensidad, y terminación del ejercicio, al informar mediante signos realizados con los dedos de cambios en su PE sin expresar su magnitud (i.e., informando únicamente de “incremento” o “disminución”) y justo en el momento de notarlos. Así, los resultados del Experimento 1 revelaron que a una intensidad constante moderada correspondiente a RPE = 13 (i.e., “somewhat hard”) durante 30 min o 60 min (ver **Figura 4, gráfico superior** como ejemplo tipo), respectivamente, se manifestó una dinámica predominantemente fluctuante durante todo el test. Sin embargo, los resultados del experimento 2 (ver **Figura 4, gráfico inferior** como ejemplo tipo) indicaron que a una intensidad correspondiente a RPE = 15 (i.e., “hard”) hasta el fallo, durante la mayor parte del test se dio una dinámica predominantemente fluctuante, pero poco antes de producirse la terminación del

ejercicio hubo un *cambio a una dinámica predominantemente no fluctuante* (solo incrementos de PE).

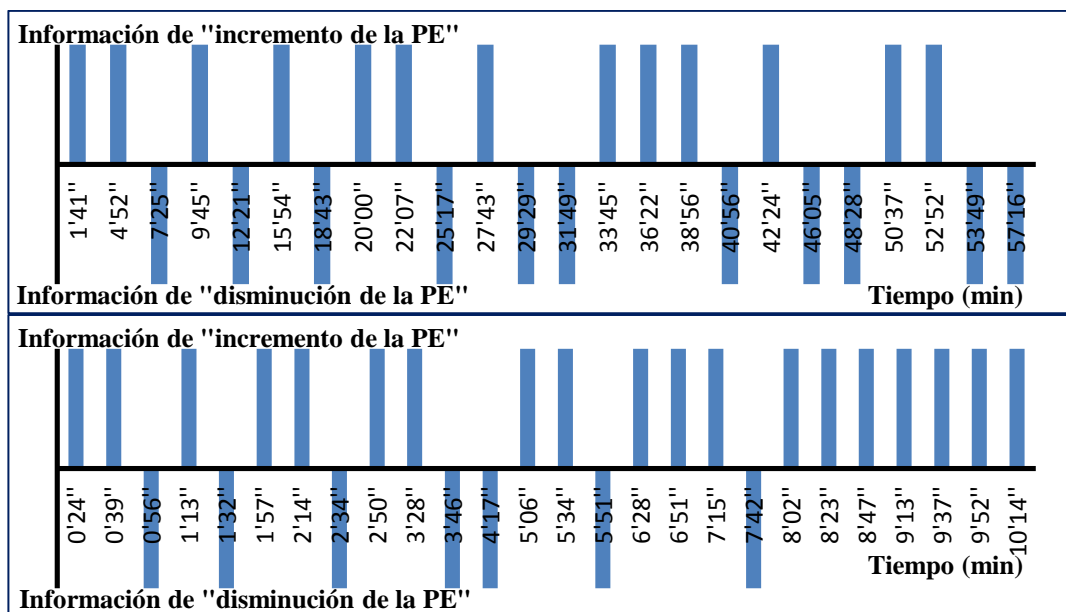


Figura 4. Ejemplo tipo de una serie temporal individual del experimento 1 (gráfico superior) a una intensidad constante correspondiente a RPE = 13 durante 60 min, y ejemplo tipo de una serie temporal individual del experimento 2 (gráfico inferior) a una intensidad constante correspondiente a RPE = 15 hasta el fallo. Nótese que las informaciones “incremento de la PE” y “disminución de la PE” no tienen magnitud.

Junto con una frecuencia baja de muestreo, las escalas de medida usadas normalmente y las estrategias de muestreo impuesto a intervalos regulares podrían contribuir también a la falta de fluctuaciones encontrada en la literatura. En general, es el administrador del test el que induce un foco de atención asociativo en el participante mientras le pide que informe de su RPE. Por el contrario, si se pide a los participantes que informen en tiempo real, se les empuja a tener un foco de atención asociativo continuo que podría ayudarles a reportar cambios pequeños. Las fluctuaciones en la RPE no tienen por qué necesariamente contradecir un incremento generalmente lineal de la RPE respecto a la duración del ejercicio o confirmar un comportamiento no lineal del sistema, ya que podrían responder a errores de medida sin mayor importancia. No obstante, el *cambio cualitativo* encontrado en el experimento 2 cerca de la terminación

del ejercicio apunta a un *comportamiento no lineal* de la PE al resultar difícil explicar por qué el ruido no sistemático o los artefactos producidos en la recolección de los datos se desvanecen casi totalmente en ese mismo momento. Los resultados del *estudio III* sugieren que, cuando la PE fluctúa, el sistema se estabiliza y desestabiliza en función de los constreñimientos cambiantes, es decir, se crean continuamente sinergias psicobiológicas que permiten la continuación de la tarea. Con la estabilización de cada nueva sinergia, la PE disminuye; y con la desestabilización, la PE aumenta. Poco antes del fallo, el *cambio no lineal a una dinámica predominantemente no fluctuante* implica que la PE solo pueda aumentar sin que sea posible establecer nuevas sinergias. Así pues, la terminación del ejercicio no solamente está vinculada a un valor de la RPE, sino también a un *cambio no lineal* del comportamiento de la PE. A medida que se acumula la fatiga, los grados de libertad psicobiológicos (i.e., componentes independientes de un sistema, definidos por el número de parámetros de orden, que pueden interaccionar entre ellos y sus múltiples posibilidades para ordenarse), que facilitan la dinámica fluctuante, se congelan progresivamente y el sistema se vuelve más rígido (i.e., coherente) colapsando a una dinámica de PE solo creciente (i.e., no fluctuante). Si con la acumulación de la fatiga cada vez se generan más órdenes motoras centrales durante el ejercicio (Marcora et al., 2008), ¿cómo explicar el descenso en la PE? La TSDN apunta hacia una naturaleza emergente de la PE, siendo probablemente un producto complejo resultante de las interacciones entre: (1) la intención (estudiada en el *artículo I* y *artículo II*) y (2) la motivación para mantenerse en la tarea y vencer su incomodidad asociada; (3) el foco de atención (estudiado en el *artículo II*); y (4) las descargas corolarias enviadas desde el área motora al área sensorial del córtex cerebral.

5.4. Discusión general

Los cambios temporales en los parámetros de orden informan sobre el estado de las interacciones organismo/tarea/entorno. No obstante, las variables biológicas y psicológicas son clásicamente estudiadas separadamente o a través de una jerarquía de módulos, de manera que la interacción entre ellas y su dependencia de la tarea son ignoradas casi por completo al tratar de separar su efecto del contexto general. La acumulación de la fatiga viene acompañada por cambios continuos tanto en los constreñimientos periféricos (e.g., acumulación de ácido láctico, cambios en las concentraciones de los sustratos musculares), como en los constreñimientos centrales (e.g., incremento de la PE, cambio del foco de atención). En línea con Hristovski et al. (2010), la fatiga inducida por el ejercicio representa, desde un punto de vista no lineal, un proceso de autoorganización caracterizado por una creciente desestabilización de las configuraciones psicobiológicas previas y su continua reconfiguración bajo los constreñimientos inmediatos del organismo, de la tarea y del entorno. Al entender el FEIF como el resultado de un fenómeno de bifurcación o transición de fase (i.e., cambio cualitativo producido por una inestabilidad), se debe manifestar en forma de cambio abrupto en la actividad hacia niveles de gasto energético inferiores o el reposo (Hristovski y Balagué, 2010) y, aunque sea consciente, se produce espontáneamente sin que haya una decisión al respecto tomada de forma consciente. Que esta y otras señales de no linealidad sean observables tanto en ejercicios estáticos como dinámicos (ver **Tabla 1**), indica la universalidad del fenómeno y apunta hacia un tipo de integración psicobiológica de naturaleza dinámica y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio. Así pues, este nuevo modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal supera las limitaciones expuestas previamente por lo que respecta a la capacidad explicativa de los modelos vigentes para el estudio de la fatiga y la tolerancia al ejercicio (ver apartado

1.2.), los cuales se basan en un tipo de integración lineal que es proporcional (dosis-efecto) y estática (i.e., con relaciones fijas o invariables entre los componentes) (ver apartado 1.1.2.). Este modelo no necesita buscar la etiología y mecanismos subyacentes a la fatiga inducida por el ejercicio en lugares específicos como el músculo o el sistema nervioso central, tal como se ha venido haciendo desde modelos reduccionistas (McKenna y Hargreaves, 2008), ni recurre a la existencia de un programador central como el propuesto por el MGC (St Clair Gibson y Noakes, 2004), el cual se ve inafectado por la fatiga y realiza la función integradora (i.e., recibe información periférica, hace cálculos, toma decisiones y envía órdenes vía eferente). Tampoco necesita centrar el debate en términos de si el “músculo está por encima de la mente” o “la mente está por encima del músculo” (Marcora y Staiano, 2010).

A partir de los resultados obtenidos en la presente tesis al estudiar los diversos parámetros de orden, es posible distinguir tres fases de integración psicobiológica durante un ejercicio de intensidad constante hasta el fallo (ver **Tabla 2**), lo cual sugiere que, efectivamente, se trata de una integración dinámica y no lineal:

- Fase I (al comienzo del ejercicio): la integración psicobiológica es estable al producirse tan solo pequeñas fluctuaciones en las variables cinemáticas, acompañadas de la habilidad para mantener los PD intencionalmente impuestos y de una dinámica predominantemente fluctuante de la PE.
- Fase II: estabilidad relativa aunque con emergencia espontánea de los PA (primer signo de desestabilización debido a la acumulación de la fatiga), lo cual ocasiona una dinámica metaestable entre los PD y los PA.
- Fase III (cerca del fallo): la integración es más inestable. Se produce un aumento de las fluctuaciones en las variables cinemáticas, lo cual responde a la formación de una competición entre un proceso de inhibición y otro de excitación, que

correlacionados a lo largo de todo el eje neuromuscular, son cada vez más coherentes. Paralelamente, los PD se desestabilizan, los PA se estabilizan y la PE pasa a tener una dinámica predominantemente no fluctuante con solo incrementos.

Tabla 2

Fases de la integración psicobiológica dinámica y no lineal durante un ejercicio de intensidad constante hasta el fallo a medida que se acumula la fatiga

Parámetro de orden	Fase I (estable)	Fase II (estable)	Fase III (inestable)
Ángulo del codo (grados)	Fluctuaciones pequeñas	Fluctuaciones pequeñas	Aumento de las fluctuaciones
Cadencia de pedaleo (rpm)	Fluctuaciones pequeñas	Fluctuaciones pequeñas	Aumento de las fluctuaciones
Foco de atención	Habilidad para mantener los PD intencionalmente impuestos	Metaestabilidad entre los PD intencionalmente impuestos y los PA	PD intencionalmente impuestos se desestabilizan y los PA se estabilizan
PE	Dinámica predominantemente fluctuante	Dinámica predominantemente fluctuante	Dinámica predominantemente no fluctuante (solo incrementos)

Nota. PD = pensamientos disociativos; PA = pensamientos asociativos; PE = percepción de esfuerzo.

A nivel metodológico, las principales aportaciones de esta tesis son: (1) establecimiento como parámetros de orden de *variables como el ángulo del codo, la cadencia de pedaleo, el foco de atención y la PE* (ver columna 3 de la **Tabla 1** y columna 1 de la **Tabla 2**); (2) *estudio de su dinámica de cambio* y realización de un *análisis no lineal de las series temporales registradas*; y (3) *construcción de un modelo dinámico y no lineal del foco de atención para su validación y posterior aplicación a la investigación*. Estas aportaciones han introducido las siguientes estrategias metodológicas que no han sido utilizadas en la literatura científica hasta el momento: una frecuencia de muestreo en la evaluación de la RPE (escalas CR10 y RPE 6-20;

Borg, 1998) más alta de lo usual (i.e., informando cada 15 s), lo cual permitió observar que los participantes mostraban una alternancia continua de incrementos y disminuciones en los valores de RPE reportados, contradiciendo la relación lineal entre la PE y la duración del esfuerzo descrita por la literatura previa (ver Noble y Robertson, 1996 para una revisión); en lugar de informar a intervalos regulares, hacerlo justo en el momento de notar un cambio, posibilitando, de esta manera, un seguimiento más detallado de la variable estudiada (foco de atención y PE); en vez de utilizar las escalas de RPE habituales, comunicar los cambios en la PE sin expresar su magnitud, es decir, informando de “incremento” o “disminución”, lo cual contribuyó a que fueran todos los participantes los que mostraran una dinámica predominantemente fluctuante bajo diferentes condiciones de duración, intensidad, y terminación del ejercicio, así como a que se detectara un cambio de dinámica (de fluctuante a no fluctuante con solo incrementos de la PE) poco antes de la terminación; en lugar de informar sobre el foco de atención verbalmente o a través de algún dispositivo electrónico, hacerlo “online” mediante signos realizados con los pulgares de las manos, lo que supuso un menor esfuerzo cognitivo y permitió a los participantes informar verazmente cerca de la finalización del ejercicio; y verificar, una vez finalizado el test, el contenido de los PA y de los PD reportados durante el mismo para confirmar una distinción apropiada y recopilar información cualitativa adicional.

De los resultados de esta tesis se pueden derivar algunas consecuencias prácticas para la valoración y el entrenamiento de la resistencia. Como el FEIF es altamente dependiente de las interacciones participante/tarea/entorno y puede ocurrir a diferentes valores fisiológicos, sería conveniente no utilizar como criterios de control del entrenamiento valores fijos de las variables estudiadas habitualmente (e.g., lactato en sangre, frecuencia cardíaca). En lugar de basar el entrenamiento de resistencia

solamente en la activación y recuperación de las vías metabólicas a través de series y repeticiones, podría ser útil, mediante la manipulación de constreñimientos y el empleo de parámetros de orden (e.g., foco de atención, PE), utilizar otros criterios como la detección de volúmenes críticos de ejercicio o fases de integración psicobiológica como las identificadas no invasivamente en esta tesis. En concreto, resultaría ventajoso alargar las *fases I y II* durante las cuales es todavía posible promover la búsqueda y descubrimiento espontáneo de nuevas sinergias psicobiológicas mediante el proceso de autoorganización. Cuando se entra en la *fase III*, la terminación del ejercicio está ya cercana porque es imposible hallar nuevas sinergias que permitan continuar con el mismo. En esta fase seguir una estrategia cognitiva consistente en adherirse a un PA (es estable) como, por ejemplo, “puedo aguantar este dolor” puede resultar más fácil de mantener y más eficaz que adherirse a un PD (es inestable), cosa esta última que requeriría un incremento del esfuerzo cognitivo porque se competiría contra la dinámica intrínseca dominante caracterizada por la estabilidad de los PA. En este sentido, habría que intentar no descontextualizar el entrenamiento de las estrategias cognitivas de esfuerzo. También podría ser recomendable centrar determinadas sesiones o ciclos de los diversos periodos de planificación del entrenamiento en alguna de las fases de integración psicobiológica en función de si el objetivo es la recuperación (*fase I*), la estabilización o leve incremento de los cambios adaptativos psicobiológicos (*fase II*), o la emergencia de nuevos cambios adaptativos drásticos (*fase III*).

Con todo, aún será necesario llevar a cabo más estudios antes de que los presentes resultados preliminares se puedan aplicar a la práctica. La constatación de que el FEIF es un fenómeno autoorganizado apunta a que futuras investigaciones deberían limitar adecuadamente la aplicación de los modelos reduccionistas e integradores lineales para su estudio. Parecería poco adecuado centrar el debate en términos de “la

mente está por encima del músculo” (Marcora y Staiano, 2010) o de “el músculo está por encima de la mente”. Más bien sería necesario desarrollar modelos dinámicos que empleen variables colectivas y de control tales como la intención, el foco de atención y la PE, e investigar su relación con la acumulación de la fatiga. Asimismo, sería conveniente examinar los efectos del esfuerzo acumulado en los contenidos de los pensamientos (en el *artículo II* el tipo de contenidos de los PD y de los PA no se pudo mantener, produciéndose “saltos” frecuentes hacia pensamientos menos exigentes) y dilucidar la eficacia y eficiencia de las diferentes estrategias de PA cerca del fallo.

Posibles limitaciones de esta tesis son: (1) las condiciones propias de laboratorio y la alta intensidad del ejercicio podrían ser responsables de que en el primer test del *artículo II*, diseñado para establecer la dinámica intrínseca de los participantes (i.e., sin imponer ningún tipo de pensamiento) en un ejercicio de carrera en cinta al 80% de la frecuencia cardíaca máxima hasta el fallo, ningún participante tuviera PD espontáneamente; y (2) el método utilizado en el *artículo III* para medir los cambios de PE en el momento en que se perciben e independientemente de su magnitud podría afectar la valoración de otras variables de interés como el foco de atención debido a que los participantes parecen empujados a mantener continuamente un foco de atención asociativo. No obstante, las limitaciones asociadas con metodologías que usan el autoinforme en general han sido reconocidas en la literatura científica sobre el pensamiento emergente (Christoff, Ream, y Gabrieli, 2004; Kam et al., 2011; Smallwood, Riby, Heim, y Davies, 2006; Smallwood y Schooler, 2006, 2009).

CAPÍTULO 6: Conclusiones

Al testar diferentes parámetros de orden y ejercicios a intensidad constante se han hallado diversas señales de no linealidad (e.g., la disolución espontánea del atractor intencional coincidente con el fallo, la emergencia espontánea de PA y de una dinámica metaestable entre los PD intencionalmente impuestos y los PA, el cambio de una dinámica predominantemente fluctuante de la PE a una predominantemente no fluctuante) no solo explicadas de forma satisfactoria, sino también mayoritariamente predichas por el modelo de integración psicobiológica dinámico y no lineal en la fatiga inducida por el ejercicio, cosa que demuestra que el FEIF es un evento dinámico autoorganizado. Además, es posible generalizar para los diversos parámetros de orden la distinción de tres fases de integración psicobiológica dinámica y no lineal durante un ejercicio de intensidad constante hasta el fallo a medida que se acumula la fatiga: estabilidad de la integración psicobiológica al comienzo del ejercicio (*fase I*), estabilidad relativa aunque con unos primeros signos de desestabilización (*fase II*), e inestabilidad cerca del fallo (*fase III*).

CAPÍTULO 7: Referencias (capítulos 1, 5 y 6)

- Balagué, N., Hristovski, R., Vainoras, A., Vázquez, P., y Aragonés, D. (2014). Psychobiological integration during exercise. En K. Davids, R. Hristovski, D. Araújo, N. Balagué, C. Button, y P. Passos (Eds.), *Complex Systems in Sport* (pp. 62-82). London: Routledge.
- Balagué, N., Hristovski, R., y Vázquez, P. (2010). Which kind of integration exists between the neuromuscular components during exercise-induced fatigue? En F. Korkusuz, H. Ertan, y E. Tsolakidis (Eds.), *Book of Abstracts of the 15th Annual Congress of the European College of Sport Science* (pp. 283-284). Antalya: ECSS.
- Balagué, N., y Torrents, C. (2011). *Complejidad y deporte*. Barcelona: INDE.
- Balague, N., Torrents, C., Hristovski, R., Davids, K., y Araújo, D. (2013). Overview of complex systems in sport. *Journal of Systems Science and Complexity*, 26, 4-13.
doi: 10.1007/s11424-013-2285-0
- Borg, G. A. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Christoff, K., Ream, J. M., y Gabrieli, J. D. E. (2004). Neural basis of spontaneous thought processes. *Cortex*, 40, 623-630. doi:10.1016/S0010-9452(08)70158-8
- Ekkekakis, P. (2003). Pleasure and displeasure from the body: Perspectives from exercise. *Cognition and Emotion*, 17, 213-239. doi:10.1080/02699930302292
- Ekkekakis, P. (2005). The study of affective responses to acute exercise. The dual-mode model. En R. Stelter y K. K. Roessler (Eds.), *New approaches to sport and exercise psychology* (pp. 119-146). Oxford, UK: Meyer & Meyer Sport.

- Fox, M. D., Snyder, A. Z., Vincent, J. L., Corbetta, M., Van Essen, D. C., y Raichle, M. E. (2005). The human brain is intrinsically organized into dynamic, anticorrelated functional networks. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *102*, 9673-9678.
- doi:10.1073/pnas.0504136102
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, *81*, 1725-1789.
- Haken, H. (1983). *Synergetics: An introduction: Nonequilibrium phase transitions and self-organization in physics, chemistry, and biology*. Berlin: Springer.
- Haken, H. (2000). *Information and self-organization : A macroscopic approach to complex systems*. Berlin: Springer.
- Hristovski, R., y Balagué, N. (2010). Fatigue-induced spontaneous termination point – nonequilibrium phase transitions and critical behavior in quasi-isometric exertion. *Human Movement Science*, *29*, 483-493.
- doi:10.1016/j.humov.2010.05.004
- Hristovski, R., Balagué, N., Daskalovski, B., Zivkovic, V., Aleksovska-Velickovska, L., y Naumovski, M. (2012). Linear and nonlinear complex systems approach to sports. Explanatory differences and applications. *Research in the Physical Education, Sport and Health*, *1*, 25-31.
- Hristovski, R., Venskaityte, E., Vainoras, A., Balague, N., y Vazquez, P. (2010). Constraints-controlled metastable dynamics of exercise-induced psychobiological adaptation. *Medicina*, *46*, 447-453.

- Kam, J. W., Dao, E., Farley, J., Fitzpatrick, K., Smallwood, J., Schooler, J. W., y Handy, T. C. (2011). Slow fluctuations in attentional control of sensory cortex. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 23, 460-470. doi:10.1162/jocn.2010.21443
- Kelso, J. A. S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 246, R1000-R1004.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Marcora, S. M. (2008). Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? *European Journal of Applied Physiology*, 104, 929-931. doi:10.1007/s00421-008-0818-3
- Marcora, S. (2009). Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. *Journal of Applied Physiology*, 106, 2060-2062. doi:10.1152/jappphysiol.90378.2008
- Marcora, S. M., Bosio, A., y de Morree, H. M. (2008). Locomotor muscle fatigue increases cardiorespiratory responses and reduces performance during intense cycling exercise independently from metabolic stress. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 294, R874-R883. doi:10.1152/ajpregu.00678.2007
- Marcora, S. M., y Staiano, W. (2010). The limit to exercise tolerance in humans: Mind over muscle? *European Journal of Applied Physiology*, 109, 763-770.
doi: 10.1007/s00421-010-1418-6

Marcora, S. M., Staiano, W., y Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, *106*, 857-864.

doi:10.1152/jappphysiol.91324.2008

McKenna, M. J., y Hargreaves, M. (2008). Resolving fatigue mechanisms determining exercise performance: Integrative physiology at its finest! *Journal of Applied Physiology*, *104*, 286-287. doi: 10.1152/jappphysiol.01139.2007

Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. En M. G. Wade y H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor Development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341-360). Dordrecht: Martinus Nijhoff Publishers.

Noakes, T. D., St Clair Gibson, A., y Lambert, E. V. (2005). From catastrophe to complexity: A novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: Summary and conclusions. *British Journal of Sports Medicine*, *39*, 120-124. doi: 10.1136/bjism.2003.010330

Noble, B. J., y Robertson, R. J. (1996). *Perceived exertion*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Rejeski, W. J. (1985). Perceived exertion: An active or passive process. *Journal of Sport Psychology*, *7*, 371-378.

Scharf, S. M., Bark, H., Heimer, D., Cohen, A., y Macklem, P. T. (1984). "Second wind" during inspiratory loading. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *16*, 87-91.

Smallwood, J., Riby, L., Heim, D., y Davies, J. B. (2006). Encoding during the attentional lapse: Accuracy of encoding during the semantic sustained attention to response task. *Consciousness and Cognition*, 15, 218-231.

doi:10.1016/j.concog.2005.03.003

Smallwood, J., y Schooler, J. W. (2006). The restless mind. *Psychological Bulletin*, 132, 946-958. doi:10.1037/0033-2909.132.6.946

Smallwood, J., y Schooler, J. W. (2009). Mind-wandering. En T. Bayne, A. Cleermans, y P. Wilken (Eds.), *The oxford companion to consciousness* (pp. 443-445). Oxford: Oxford University Press.

St Clair Gibson, A., y Noakes, T. D. (2004). Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 797-806.

doi:10.1136/bjism.2003.009852

Tenenbaum, G. (2001). A social-cognitive perspective of perceived exertion and exertion tolerance. En R. N. Singer, H. A. Hausenblas, y C. Janelle (Eds.), *Handbook of sport psychology* (pp. 810-820). New York, NY: Wiley.

Torrents, C. (2005). *La teoría de los sistemas dinámicos y el entrenamiento deportivo* (Tesis Doctoral). Universitat de Barcelona. Departament de Teoria i Història de l'Educació.

Tucker, R., Bester, A., Lambert, E. V., Noakes, T. D., Vaughan, C. L., y St Clair Gibson, A. (2006). Non-random fluctuations in power output during self-paced exercise. *British Journal of Sports Medicine*, *40*, 912-917.

doi:10.1136/bjism.2006.026435

Vaillancourt, D. E., y Newell, K. M. (2003). Aging and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology*, *94*, 903-912.

doi: 10.1152/jappphysiol.00166.2002

Van Orden, G. C., Kloos, H., y Wallot, S. (2011). Living in the pink: Intentionality, wellness, and complexity. En C. A. Hooker (Ed.), *Philosophy of complex systems. Handbook of the philosophy of science* (pp. 639-682). Amsterdam: Elsevier.

Wright, R. A. (1996). Brehm's theory of motivation as a model of effort and cardiovascular response. En P. M. Gollwitzer y J. A. Bargh (Eds.), *The psychology of action: Linking cognition and motivation to behavior* (pp. 424-453). New York, NY: Guilford Press.

