

El ángulo de fase y la fase relativa continua para la investigación de la coordinación motora

Phase Angles and Continuous Relative Phase for Research into Motor Coordination

ROSA ANGULO-BARROSO

Center of Human Growth and Development and School of Kinesiology
University of Michigan (Ann Arbor, USA)
Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya - Centro de Barcelona

ALBERT BUSQUETS FACIABÉN

Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya - Centro de Barcelona

ELIANE MAUERBERG-DECASTRO

Department of Physical Education
State University of São Paulo - UNESP (Rio Claro, Brasil)

Correspondencia con autora

Rosa Angulo-Barroso
rangulo@gencat.cat
rangulo@umich.edu

Resumen

Todo proceso hacia el logro de una habilidad motora comporta un aprendizaje, un control y una coordinación motora. La coordinación motora es generalmente definida como las relaciones espacio-temporales que existen entre diferentes segmentos corporales. El objetivo de este artículo fue dar a conocer una metodología para el estudio de la coordinación motora. Los ángulos de fase y la fase relativa continua son dos técnicas que posibilitan conocer la relación desplazamiento/velocidad angular de uno o varios segmentos durante todo el movimiento. Dichas técnicas generan unos gráficos cuyas trayectorias nos indicaron cómo los diferentes segmentos se coordinaban (en fase o fuera de fase). Con ello, pudimos conocer las estrategias coordinativas a las que los individuos recurrían al realizar una tarea nueva. A pesar de los resultados obtenidos, los ángulos de fase y la fase relativa continua no representaron el movimiento en su totalidad y se fundamentan en un análisis cualitativo. Por lo tanto, recomendamos al investigador tener en cuenta: (1) complementar el análisis con variables cuantitativas que reflejen la dinámica de los diferentes segmentos; y (2) seleccionar la normalización en función de las variables a analizar.

Palabras clave: aprendizaje motor, biomecánica, grados de libertad, coordinación inter-segmentaria, coordinación intra-segmentaria

Abstract

Phase Angles and Continuous Relative Phase for Research into Motor Coordination

Any process geared towards the attainment of a motor skill involves learning, control and motor coordination. Motor coordination is generally defined as the space-time relationships between different body segments. The aim of this paper is to present a methodology for the study of motor coordination. Phase angles and continuous relative phase are two techniques that make it possible to find out the displacement/angular velocity relationship of one or several segments throughout the movement. These techniques generate graphs whose paths tell us how different segments are coordinated (in phase or out of phase). This in turn enables us to discover the coordination strategy which individuals use to perform a new task. In spite of the findings obtained, phase angles and continuous relative phase do not represent the movement in its entirety and are based on qualitative analysis. We therefore recommend that researchers (1) complement the analysis with quantitative variables that reflect the dynamics of the different segments, and (2) select normalization on the basis of the variables analyzed.

Keywords: motor learning, biomechanics, degrees of freedom, inter-segmental coordination, intra-segmental coordination

* Financiación: con el apoyo de la Secretaria General de l'Esport y el Departament d'Universitats, Recerca i Societat de la Informació de la Generalitat de Catalunya.

Introducción

Una de las mayores preocupaciones de los investigadores del aprendizaje de habilidades motoras es conocer el proceso o mecanismo por el cual los individuos adquieren y modifican sus movimientos para alcanzar el objetivo de la tarea con un alto grado de eficacia y eficiencia (Sparrow & Irizarry-Lopez, 1987). Cuando la producción de una tarea permite resolver un problema motriz alcanzando las máximas expectativas de éxito y con un mínimo de tiempo y energía, estamos hablando de habilidad (Riera, 2005). Todo proceso hacia el logro de una habilidad motora comporta un aprendizaje, un control y una coordinación motora.

Según la aproximación de la Teoría de los Sistemas Dinámicos (TSD), el comportamiento es una consecuencia de las relaciones entre los múltiples subsistemas del organismo, como el estatus neural, características biomecánicas, experiencia, nivel de alerta, o la precisión visual, entre otros (Kugler, Kelso, & Turvey, 1982; Thelen & Ulrich, 1991; Ulrich, Ulrich, & Collier, 1992). De hecho, la adquisición de una habilidad motora se entiende como un comportamiento que surge de la interrelación entre la práctica y un conjunto de condicionantes (*constraints* en la literatura inglesa), categorizados en condicionantes del organismo, del entorno y de la tarea (Clark, 1995, 2002; Handford, Davids, Bennett, & Button, 1997; Holt, 2005; Kugler, Kelso, & Turvey, 1980; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999; Newell, 1986; Nourrit, Deschamps, Lauriot, Caillou, & Delignieres, 2000; Thelen & Smith, 1994). El impacto relativo de estas tres categorías de limitantes en el perfil de coordinación varía de acuerdo con las circunstancias específicas. No obstante, la práctica es considerada generalmente el factor más importante para una mejora permanente de la capacidad de ejecución de una habilidad motora (Guadagnoli & Lee, 2004; Nourrit et al., 2000). Tanto es así que el logro del más alto nivel de habilidad en la ejecución de una tarea (ejecución del experto) requiere años de práctica (Clark, 1995; Guadagnoli & Lee).

Además la TSD define los sistemas que conforman a los individuos como sistemas abiertos, es decir, que se ven afectados por su interrelación o por las características específicas de la situación. Estas características dinámicas permiten al sistema modificar su comportamiento en el tiempo, lo cual da al sistema la capacidad de continua auto-organización. De hecho, es la inestabilidad del sistema lo que permite explorar nuevas organizaciones y coordinaciones motoras (Kelso, Scholz, & Schöner, 1986).

El aprendizaje motor puede ser considerado como una modificación de la dinámica de los sistemas para alcanzar el objetivo de la tarea. Es ampliamente aceptada la distinción de dos estadios en el aprendizaje de tareas motoras: (1) cuando el objetivo del individuo tiene que elaborar un nuevo modelo de coordinación, y (2) cuando el objetivo del individuo es ajustar los parámetros de una coordinación previamente aprendida. (Clark, 1995; Delignieres et al., 1998; Newell, 1991; Temprado, Della-Graza, Farrell, & Laurent, 1997). En cualquiera de los dos estadios la transición de un tipo de coordinación a otro, es decir de un estado del sistema a otro, no es necesariamente progresiva, sino que los cambios pueden ser abruptos y no-lineales. Estos cambios en las formas coordinativas suceden cuando subsistemas críticos (los parámetros de control) progresan lo suficiente como para generar un estado crítico o punto de transición, provocando un cambio cualitativo (bifurcación) y permitiendo la emergencia de un nuevo patrón de coordinación (nueva organización).

Por otro lado, se ha definido la coordinación motora como las relaciones espacio-temporales que existen entre los diferentes segmentos corporales durante la realización de una tarea (Delignieres, Teulier, & Nourrit, 2009). Para resolver una nueva coordinación el individuo tiene que reorganizar el control de un gran número de variables. Todas las variables de un sistema que precisan ser controladas independientemente para el desarrollo de una tarea son denominadas grados de libertad. Una habilidad motora de un sistema abierto y no rígido, como por ejemplo sentarse, puede tener diversos grados de libertad según sus condicionantes. Así, un niño pequeño a los 6 meses de edad puede caer para sentarse y con eso no precisa un control diferencial de la postura o control tónico-muscular, los cuales son dependientes de la actividad neural. No obstante, una persona mayor con problemas de equilibrio puede necesitar ampliar sus grados de libertad reclutando actividades adicionales de los músculos, atención y monitorización del sistema visual, además de los sistemas sensoriales involucrados normalmente en la postura (Tang & Woollacott, 1996). En el caso de un sistema constituido por una cadena de péndulos (considerando únicamente los segmentos corporales, por ejemplo) los grados de libertad pueden ser cuantificados contando cuantos segmentos y ejes participan en las dimensiones posibles (Meriam, 1966).

Si consideramos el cuerpo como un conjunto de sistemas de péndulos, los individuos que se enfrentan a una *nueva* tarea presentan dos soluciones generales para

controlar la gran cantidad de grados de libertad: (1) congelar o fijar algunos grados de libertad (*freezing degrees of freedom* en la literatura inglesa), disminuyendo la movilidad de las articulaciones; y (2) realizar las acciones articulares simultáneamente (*coupling degrees of freedom* en la literatura inglesa), disminuyendo las diferencias temporales entre las acciones de los segmentos (Vereijken, Van Emmerik, Whiting, & Newell, 1992). La mejora en la habilidad motora es caracterizada por lo tanto en una disminución del control “congelado” o “acoplado” de los grados de libertad. Ello conlleva una “liberación” de dichos grados de libertad (*freeing degrees of freedom* en la literatura inglesa), y por la incorporación en un sistema dinámico controlado.

La complejidad de las operaciones entre los grados de libertad que actúan en la coordinación motora de una tarea, junto con la no-linealidad de los cambios a lo largo del proceso de aprendizaje, precisa de una aproximación científica capaz de deshacer este fenómeno multidimensional (Jensen, 2005). Los principios y herramientas de la TSD pueden ayudar a entender los orígenes, las formas de los comportamientos y las razones porqué estos patrones cambian (Clark & Phillips, 1991; Mauerberg, Schuller, & Fantucci, 1994; Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2000; Winstein & Garfinkel, 1989). El principal objetivo de este artículo fue mostrar a los lectores unas técnicas para el estudio de la coordinación del movimiento. Para ejemplificar su aplicabilidad e identificar sus ventajas y limitaciones se aplicaron dichas técnicas a varias habilidades motrices analizadas en nuestros laboratorios (la locomoción y el balanceo en la barra fija).

El ángulo de fase (*phase angle*) aplicado al análisis de la coordinación motora

Para el estudio de la coordinación es necesaria una captación precisa de los datos que provienen de la actividad. Una de las mejores herramientas para el estudio de la coordinación del movimiento es la biomecánica, no sólo para describir los cambios que suceden, sino también para entender porque los cambios pasan (Holt, 2005; Jensen, 2005; Jensen & Korff, 2005; “Knoek” van Soest & Ledebt, 2005; Ulrich & Kubo, 2005; Winter & Eng, 1995). El análisis de la coordinación durante el proceso de aprendizaje precisa que los datos biomecánicos sean combinados con técnicas de reducción de datos (como por ejemplo el ángulo de fase o el ángulo relativo de fase) de forma que la representen y la expliquen.

Elaboración de los ángulos de fase

El análisis del movimiento puede ser simplificado utilizando medidas de un sistema de coordenadas en movimiento. Esta aproximación es conocida como análisis del movimiento relativo. Por el contrario, cuando el movimiento es especificado en base a un sistema de coordenadas fijas hablamos de movimiento absoluto. En el análisis del movimiento relativo, el movimiento del sistema de coordenadas puede ser de traslación, de rotación o una combinación de los dos. En consecuencia, se puede decir que en general existen sistemas de referencia traslacionales y sistemas de referencia rotacionales. Para el análisis de la coordinación de los diferentes segmentos corporales se consideran los sistemas de referencia rotacionales, ya que los segmentos se mueven a partir del eje articular. En la representación de los sistemas rotacionales se utilizan las coordenadas polares. En las coordenadas polares los ángulos de fase pueden ser derivados y graficados en series de tiempo, lo que nos ayudará a representar el movimiento de los diferentes segmentos y observar su coordinación.

El ángulo de fase es representado en el eje y mientras que el eje x muestra la duración del movimiento, habitualmente la duración está expresada en valores normalizados o en porcentajes. Los valores de los ángulos de fase son derivados de un retrato de fase (desplazamiento angular y velocidad angular de un segmento o articulación) graficados en un sistema de coordenadas polares. Cada una de las coordenadas “desplazamiento angular-velocidad angular” nos da un valor angular en relación a un cero establecido por convención (lado izquierdo del eje x en nuestro caso). Convencionalmente la dirección de las agujas del reloj ha sido elegida para computar los datos de la gráfica desplazamiento angular-velocidad angular.

A continuación se presentan las ecuaciones utilizadas para el cómputo de un gráfico de ángulo de fase (Clark & Phillips, 1993; Kelso, Saltzman, & Tuller, 1986; Kurz & Stergiou, 2002, 2004; Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2001; Wheat & Glazier, 2006).

1. Primero, el desplazamiento angular es normalizado.

$$i = \frac{2 [i - \min(i)]}{\max(i) - \min(i)} - 1$$

donde (grados) son los ángulos del recorrido articular.

2. A continuación, la velocidad angular es normalizada en función a su máximo. La velocidad angular igual a cero ha de corresponder a una velocidad angular normalizada igual a cero.

$$i = \frac{i}{\max(i)}$$

donde (grados/segundos) son la velocidad angular del recorrido articular.

3. El ángulo articular recorrido y la velocidad angular normalizados permiten el cálculo del ángulo de fase (AF).

$$AF = \arctan \frac{i}{i}$$

donde (grados) son los ángulos del recorrido articular y (grados/segundos) son la velocidad angular del recorrido articular.

4. El ángulo de fase ha de ser corregido en función del cuadrante a que pertenece en el retrato de fase (tabla 1). Sin la corrección el trazado de la gráfica del ángulo de fase perdería su continuidad y mostraría valores iguales para puntos con el mismo valor absoluto pero de diferente signo (positivo o negativo). En la figura 1 se presenta un ejemplo realizado a partir de datos no reales con el fin de facilitar la comprensión de la realización e interpretación de los ángulos de fase. En este caso, sin la corrección todos los puntos señalados en la figura 1a (P1, P2, P3, P4, P5 y P6) obtendrían el mismo valor de ángulo de fase.

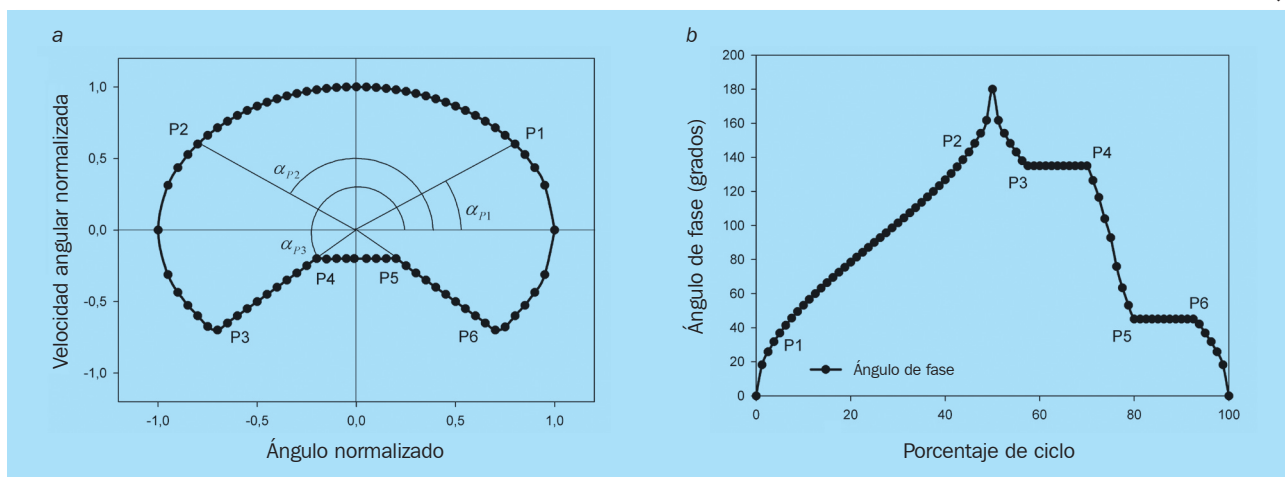
Interpretación de los ángulos de fase

Los ángulos de fase se suelen interpretar de forma cualitativa. Para una sola variable el gráfico del ángulo de fase nos informa sobre la relación desplazamiento/velocidad angular de un segmento durante

i	i	Fórmula aplicada		
+	+	convertir a grados	= 57,3	$a \tan \frac{i}{i}$
-	+	180 + (grados obtenidos)	= 180 + 57,3	$a \tan \frac{i}{i}$
-	-	180 - (grados obtenidos)	= 180 - 57,3	$a \tan \frac{i}{i}$
+	-	valor absoluto de los grados obtenidos	= 57,3	$a \tan \frac{i}{i}$

Tabla 1
Corrección de la señal en función del cuadrante a que pertenece en el retrato de fase (Hamill, Van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999)

Figura 1
Retrato de fase realizado a partir de datos no reales en el cual se muestra la obtención de los ángulos de fase corregidos (P1', P2' y P3') en diferentes puntos (fig. 1a, en la izquierda). El ángulo de fase obtenido a partir de los mismos datos no reales (fig. 1b, en la derecha)



todo el movimiento. Generalmente los ángulos de fase se suelen graficar en relación al tiempo o el recorrido del movimiento expresados en porcentaje para facilitar posibles comparaciones. Si el trazado es lineal y evoluciona en un pico positivo, sabemos que el segmento está en movimiento con una relación de cambio constante entre desplazamiento y velocidad angular (como por ejemplo, el ángulo de fase entre P1-P2 en la *figura 1b*). En cambio, si el trazado del ángulo de fase se vuelve plano como en el descrito entre los puntos P3-P4 o P5-P6 de la *figura 1b*, quiere decir que el segmento no está cambiando su relación desplazamiento/velocidad angular (*fig. 1a*). Cuando la trayectoria del gráfico del ángulo de fase se vuelve no-lineal, es decir, cambia de una dirección positiva hacia una negativa o viceversa, significa que el segmento está cambiando su dirección de rotación (reversión), por ejemplo pasa de una extensión a una flexión (en el 50 % del ciclo de la *figura 1b*).

La representación simultánea de los ángulos de fase de dos segmentos permite ver la coordinación del sistema. Dicha coordinación se denomina intra-segmentaria si los dos segmentos pertenecen a la misma extremidad (rodilla y tobillo, por ejemplo), o inter-segmentaria si los dos segmentos pertenecen a extremidades distintas (rodilla derecha y rodilla izquierda). Si las trayectorias de los gráficos corren paralelos, los dos segmentos están acoplados “en fase”. Al contrario, si un trazado va en la dirección opuesta al otro o no hay cambio en uno de los dos trazados mientras el otro cambia, los segmentos están desacoplados o “fuera de fase”.

Para ilustrar el concepto de coordinación se representan dos ejemplos de acoplamiento en fase y dos fuera de fase en la *figura 2*. Los gráficos de locomoción son presentados con el tiempo de cada ciclo en el eje de abscisas x (desde la retirada del pie del suelo hasta la siguiente retirada del pie) expresado en porcentaje de 0 % a 100 % (*fig. 2a* y *2c*). En la *figura 2a* un bebé portador del síndrome de Down exhibe dos porciones de la trayectoria donde hay una relación fuera de fase entre la pierna y el muslo (coordinación intra-segmentaria). La primera sucede en el inicio del ciclo y la segunda toma la mayor parte de la fase de apoyo, fase iniciada con el contacto del pie en el suelo (cps). En el momento del contacto del pie con el suelo la pierna se mantiene sin alteración (meseta en la trayectoria del gráfico) y el muslo, después de una pequeña inflexión, continúa en movimiento. Se observa una segunda inflexión por parte del muslo alrededor del 65 % de duración del ciclo, lo

que indica cierto grado de reversión. Por otro lado, la pierna se mantiene estable hasta la segunda inflexión del muslo y a partir del 65 % del ciclo reinicia el movimiento. En cambio la *figura 2c* muestra dos líneas paralelas y bien acopladas (en fase). Esto significa que el muslo y la pierna realizan simultáneamente el mismo movimiento a lo largo del ciclo. En este caso no existe acción de la rodilla que debería actuar como amortiguador, tal y como sucede en la *figura 2a*. Así, la rigidez de la articulación de la rodilla hace perder un grado de libertad al movimiento.

El segundo ejemplo pertenece a dos jóvenes adultos en proceso de adquisición de una nueva habilidad, balancearse en la barra fija (*fig. 2b* y *2d*). Los gráficos de la habilidad deportiva son presentados con el recorrido de cada ciclo (desde la máxima altura de la cadera por detrás de la barra hasta la máxima altura de la cadera por delante) expresado en porcentaje de -100 % a 0 % en el recorrido de bajada y del 0 % al +100 % en el recorrido de subida (*fig. 2b* y *2d*). De esta forma, la máxima altura posible por detrás de la barra (proyección vertical de la cadera encima de la barra) equivaldría al -100 %; la mínima altura posible (proyección vertical de la cadera debajo de la barra) equivaldría al 0 %; y la máxima altura posible por delante de la barra (proyección vertical de la cadera encima de la barra) equivaldría al 100 %. En este ejemplo se representan el movimiento de la cadera y el hombro, por ello hablamos de coordinación inter-segmentaria. El primer sujeto (*fig. 2b*) muestra una coordinación secuencial o fuera de fase entre las acciones del hombro y de la cadera del -20 % al 0 % y del 20 % al 60 % del ciclo. Mientras que el resto del movimiento se produce en paralelo (*off-set*), es decir, realizan el mismo movimiento pero con valor diferente de ángulo de fase. Durante el recorrido de la gráfica en porcentajes negativos del ciclo (fase de descenso del balanceo), el hombro realiza primero la acción y posteriormente la cadera. En cambio, en los porcentajes positivos del ciclo (fase de ascenso del balanceo), la cadera se avanza a la acción del hombro. Por otro lado, el participante representado en la *figura 2d* muestra una coordinación simultánea o en fase desde el porcentaje de ciclo -20 hasta el 60.

Limitaciones de los ángulos de fase

La representación del ángulo de fase tiene la ventaja de mostrar el grado de acoplamiento entre dos segmentos. Sin embargo, dos comportamientos motores

distintos pueden producir el mismo ángulo de fase. Por ejemplo, un desplazamiento de 20 grados a una velocidad angular de 20 grados/segundo será representado por un ángulo de fase igual a un desplazamiento de 1 grado a una velocidad de 1 grado/segundo, ya que dicha representación se calcula a partir de la tangente de estos valores como coordenadas. Para evitar este problema podríamos añadir el valor del radio de cada punto en la trayectoria a lo largo de las coordenadas polares.

Por razones similares algunos autores (Kurz & Stergiou, 2002, 2004) apuntan que el cálculo del ángulo de fase a partir de valores normalizados en el retrato de fase

(desplazamiento angular versus velocidad angular) puede exagerar las modificaciones producidas por dicha normalización. Según los mismos autores, el cálculo de los ángulos de fase y de la fase relativa (a continuación en este mismo artículo) no precisaría de una normalización previa ya que la amplitud de los movimientos de los segmentos no altera el resultado debido a las propiedades de la función arco tangente. No obstante, como veremos más adelante, la técnica de normalización exacta dependerá del interés de la pregunta de investigación y de las características de los datos (Peters, Haddad, Heiderscheit, Van Emmerik, & Hamill, 2003).

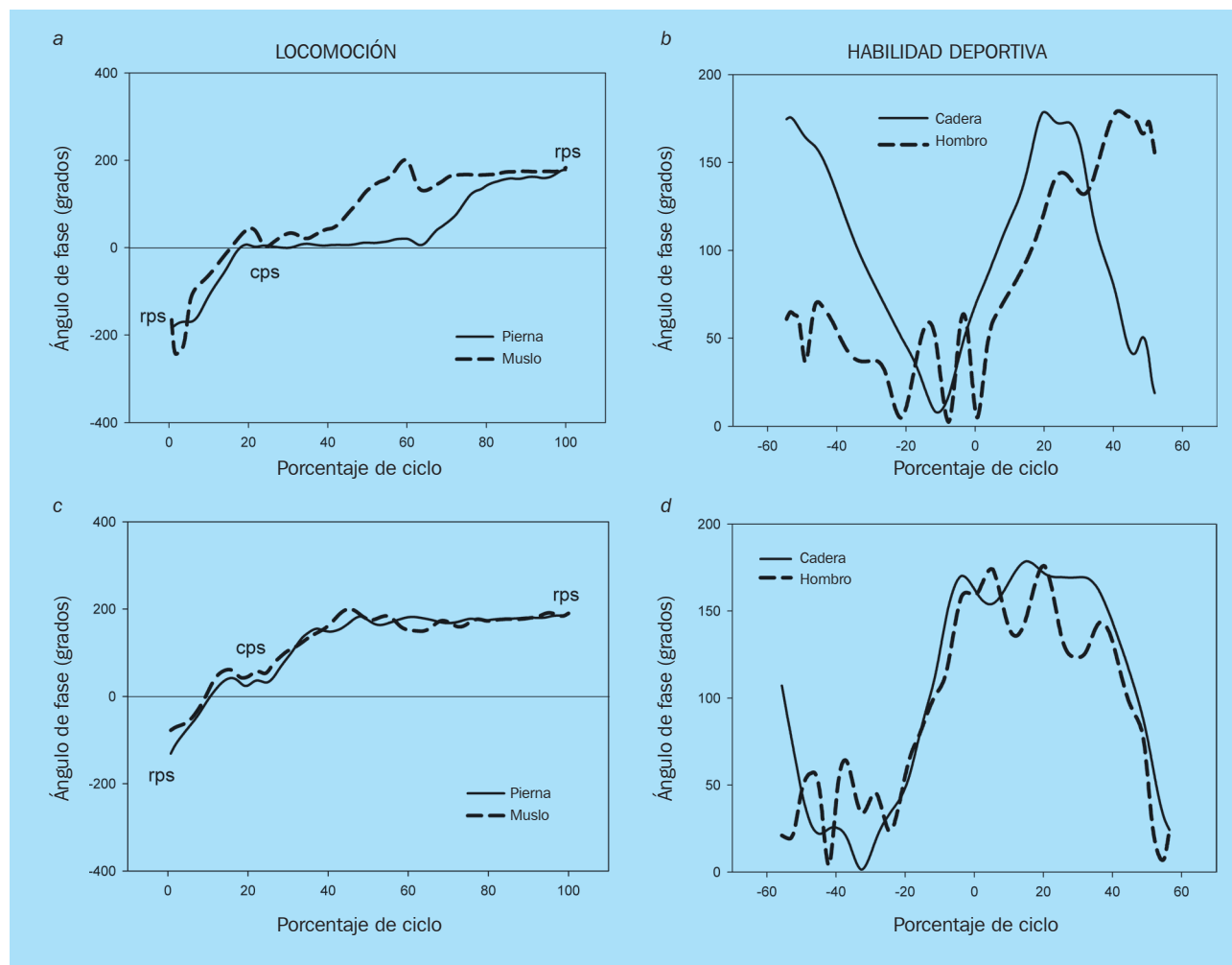


Figura 2

A la izquierda, ángulos de fase de la marcha sobre cinta rodante de dos ciclos mostrados por un bebé portador del síndrome de Down (rps = retirada del pie del suelo; cps = contacto del pie en el suelo). El tiempo transcurrido por cada ciclo (acción entre la primera retirada del pie y la segunda) está expresado en porcentaje de 0% a 100% en el eje de abscisas x. Y a la derecha, ángulos de fase del balanceo en barra mostrados por dos jóvenes adultos en proceso de aprendizaje. El espacio recorrido en cada ciclo (acción entre la máxima altura de la cadera por detrás de la barra y la máxima altura de la cadera por delante) está expresado en porcentaje de -100% a 0% en el movimiento de bajada del balanceo y 0% a +100% en el movimiento de subida

Además, el uso del ángulo de fase no permite establecer la contribución de la cinemática angular de los segmentos al movimiento, debido al uso simultáneo de desplazamiento y velocidad angular para su cálculo. Para ello es necesario el uso de otras técnicas que complementen el ángulo de fase, como por ejemplo la técnica de los retratos de fase que describen el desplazamiento/velocidad angular de cada segmento.

Finalmente, también hemos de tener en cuenta que la interpretación de los gráficos del ángulo de fase acaba por sufrir ambigüedades causadas por el subjetivismo del investigador al hacer el análisis cualitativo. Para dar mayor consistencia a la interpretación se suelen complementar los estudios con el análisis de variables cuantitativas extraídas del mismo ángulo de fase. Es decir, se eligen momentos importantes en la tarea y se comparan valores del ángulo de fase en esos momentos en varios sujetos o bien antes y después de un proceso de aprendizaje.

La fase relativa continua (*continuous relative phase*) aplicada al análisis de la coordinación motora

Elaboración de la fase relativa continua

Otra técnica de reducción de datos utilizada para el análisis de la coordinación es la fase relativa continua. La fase relativa se basa en la relación temporal de dos sistemas, es decir, la relación de fase entre dos segmentos corporales, o entre dos segmentos corporales y un evento específico. La fase relativa continua puede ser derivada de diferentes herramientas de reducción de datos. Algunos investigadores utilizan el desplazamiento vertical, horizontal o resultante (vertical/horizontal) y otros la derivan de los ángulos de fase. Si se deriva la fase relativa de los ángulos de fase, el cálculo es el siguiente (Clark & Phillips, 1993; Kurz & Stergiou, 2002, 2004; Wheat & Glazier, 2006):

1. Los ángulos de fase de los segmentos (calculados siguiendo la metodología anteriormente explicada) permiten el cálculo de la fase relativa.
2. La fase relativa () se define como la diferencia entre el ángulo de fase del segmento distal con el ángulo de fase del segmento proximal en cada instante.

$$= AF_d - AF_p$$

donde AF_d es el ángulo de fase del segmento distal y AF_p es el ángulo de fase del segmento proximal.

Interpretación de la fase relativa continua

Los valores de la fase relativa continua permiten determinar el tipo de coordinación. Definimos una coordinación en fase (0°) si los dos segmentos o articulaciones se mueven sincrónicamente. Por el contrario, la coordinación es en anti-fase (180°) si los segmentos o articulaciones se mueven en direcciones opuestas. Además, podemos encontrar múltiples modos de coordinación intermedios, llamados fuera de fase, entre las coordinaciones en fase o anti-fase. Por otro lado, el signo (positivo o negativo) de los valores de la fase relativa continua expresan que segmento antecede al otro en la coordinación del movimiento. Si los valores son positivos el segmento distal realiza el movimiento antes que el proximal y si los valores son negativos el segmento proximal precede al distal.

Las gráficas incluidas en la *figura 3* son ejemplos de fase relativa continua derivados de los ángulos de fase de las gráficas presentadas en la *figura 2*. La diferencia entre los ángulos de fase, del muslo y de la pierna en el caso de la locomoción y de la cadera y del hombro para el balanceo en la barra, indican que los dos segmentos se están moviendo en fase cuando la línea se desplaza a lo largo del eje cero (*fig. 3c* y *3d*). Sin embargo, pendientes en la dirección negativa o positiva indican que el sistema está fuera-de-fase (*fig. 3a* y *3b*) e incluso se llega a valores de anti-fase al alcanzar el 60 % del ciclo de marcha (*fig. 3a*). En la *figura 3b* podemos observar que entre el -60% y el -20% del ciclo del balanceo la cadera antecede al hombro y entre el 40 % y el 60 % el hombro precede el movimiento.

La fase relativa continua, como técnica que permitir resumir la coordinación, tiene un fuerte potencial para ser un buen descriptor de la esencia del movimiento que realiza el sistema (individuo). Su variabilidad refleja la estabilidad del sistema como un todo. El aprendizaje motor implica que el individuo modifica la coordinación de los segmentos implicados para adecuarse al objetivo de la tarea y realizarla de forma más eficaz y eficiente. Por lo tanto, los cambios entre intentos en los valores de la fase relativa continua nos muestran diferentes coordinaciones y son un indicador de la reorganización del sistema que normalmente ocurre en el proceso de aprendizaje. En la *figura 4* se observa la fase relativa continua obtenida por parte de un mismo individuo en la ejecución de un balanceo en la barra fija el primer día de práctica (*fig. 4a*) y después de realizar 18 sesiones de práctica (*fig. 4b*). El primer día de práctica la fase relativa continua muestra una coordinación en fase, próxima a 0° , la mayor parte del ciclo (*fig. 4a*). En cambio, después del periodo de práctica el movimiento se inicia

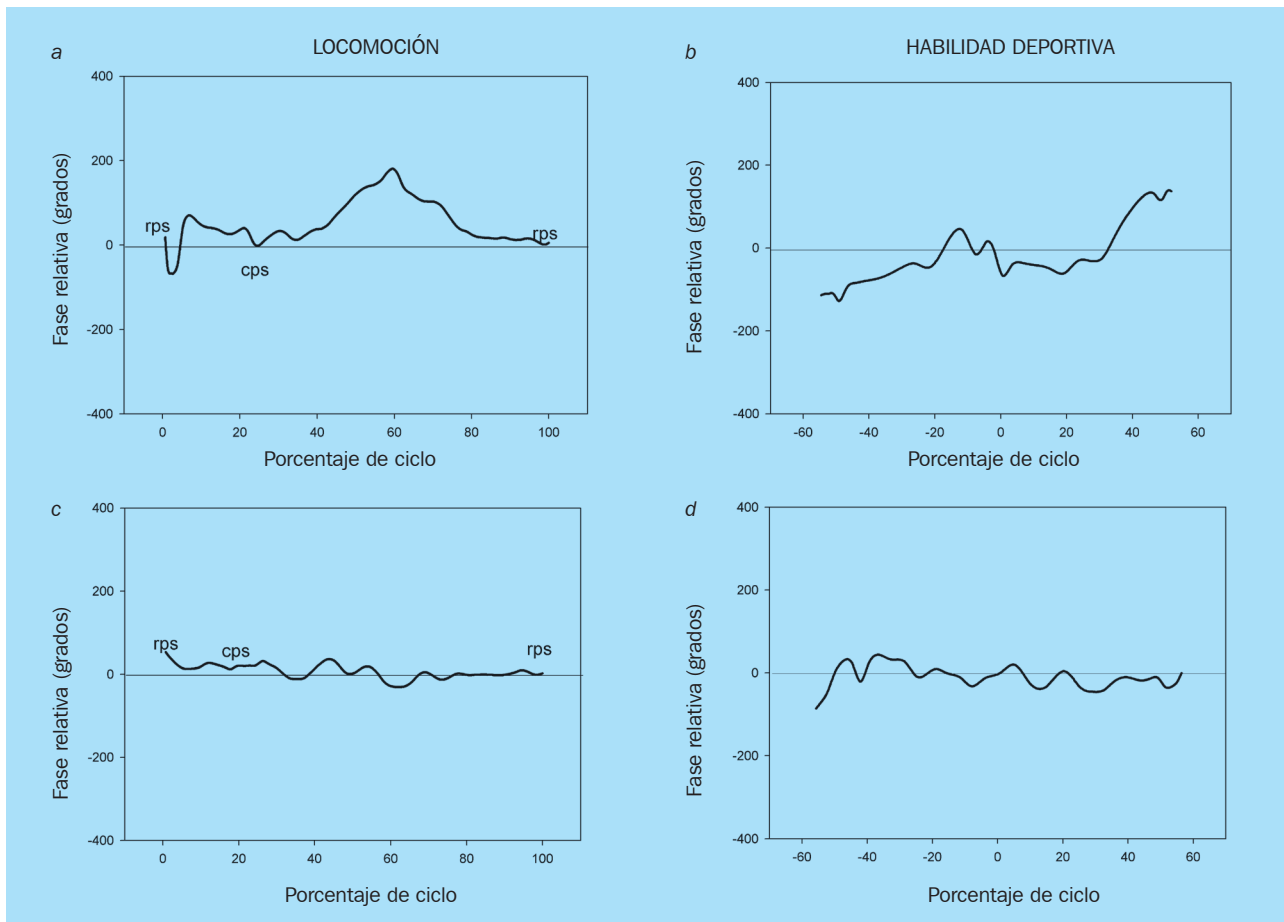


Figura 3

Fase relativa continua del ángulo de fase de la marcha sobre cinta rodante de los dos ciclos mostrados en las figuras 2a y 2c de un bebé portador del síndrome de Down (a y c) y del balanceo en barra mostrados en las figuras 2b y 2d de dos jóvenes adultos en el periodo de aprendizaje (b y d)

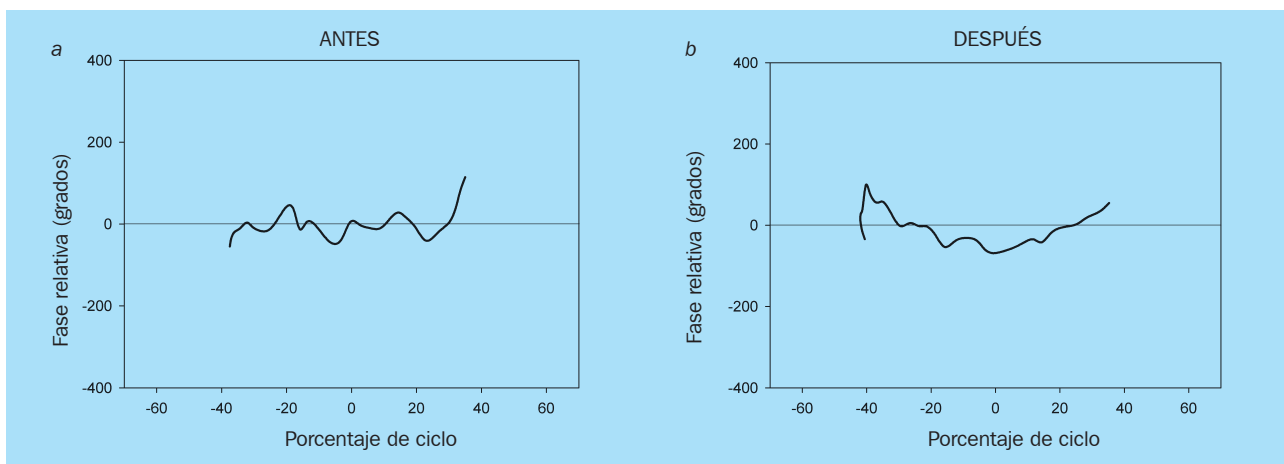


Figura 4

Fase relativa continua entre el hombro y la cadera de un individuo realizando un balanceo en barra fija antes de un periodo de práctica (fig. 4a) y del mismo individuo después de 18 sesiones de práctica (fig. 4b)

con una coordinación fuera de fase con un movimiento de hombro que precede al de cadera, progresivamente la cadera va adelantando al hombro hasta llegar a antecederlo en el 0 % del ciclo y a partir de este punto el hombro progresivamente vuelve a preceder a la cadera (fig. 4b).

Así, esta técnica puede apuntar bifurcaciones o cambios en la coordinación del movimiento. Si un sistema muestra un cambio en la fase relativa continua, por ejemplo como sucede en la figura 4 pasando de una forma predominantemente en fase a una fundamentalmente fuera de fase, decimos que el sistema pasa por una bifurcación. Esta identificación es importante para plantear intervenciones en el aprendizaje ya que las intervenciones tienen más garantía de inducir cambio si (1) se focalizan en buscar la bifurcación en la fase relativa continua de los segmentos adecuados y (2) se implantan en una etapa en la que el sistema ya tiende hacia el cambio.

Limitaciones de la fase relativa continua

La fase relativa continua, como cualquier otra herramienta de análisis, presenta algunas carencias. Una de las limitaciones más importantes es que como mínimo uno de los componentes del sistema analizado ha de demostrar un comportamiento cíclico o repetitivo. Es muy difícil computar e interpretar la fase relativa entre dos segmentos corporales que son movidos una sola vez (comportamiento acíclico).

Además, las técnicas de normalización usadas en el cálculo de la fase relativa continua asumen que estamos analizando una señal oscilatoria (similares a un péndulo) y, por lo tanto, puede no ser apropiado para osciladores parciales o de trayectorias no-sinusoidales (Peters et al., 2003). Además, como hemos comentado anteriormente, la técnica de normalización exacta dependerá del interés de la pregunta de investigación. Si los datos son sinusoidales, la técnica específica de normalización es irrelevante porque cualquiera técnica utilizada escalaría la velocidad de forma que el resultado final sería un gráfico desplazamiento angular-velocidad angular de forma circular. Cuando los datos son no-sinusoidales, varias técnicas de normalización pueden ser utilizadas, siempre con el objetivo de hacer el retrato de fase más circular. Los datos no sinusoidales utilizan entre otras técnicas de normalización la reescala del eje vertical de coordenadas, otras técnicas más sofisticadas de transformación o metodologías no-lineales (Peters et al.).

Por otra parte, el investigador debe tener en cuenta que al calcular las relaciones de fase, las formas del retrato de fase son ignoradas y solo nos centramos en el sincronismo del movimiento de los segmentos corporales. Cuando las formas del retrato de fase son ignoradas, no es posible deducir que estrategias de control están involucradas. Al igual que sucedía con la técnica de ángulos de fase, la técnica de fase relativa continua debe ser complementada con el uso de otras técnicas que describan el comportamiento cualitativo de los segmentos, como por ejemplo los mismos retratos de fase.

Conclusiones

El principal objetivo de este artículo fue mostrar a los lectores una metodología para el estudio de la coordinación del movimiento. Tanto los ángulos de fase como la fase relativa continua permitieron analizar la coordinación del movimiento a partir de una variable (el trazado de su representación gráfica). A través del análisis cualitativo de ambas técnicas fuimos capaces de diferenciar que partes del movimiento se realizan en fase o fuera de fase. También pudimos explicar que estrategia de coordinación (“congelar” o “acoplar” los ángulos de libertad) utilizaban los individuos analizados al realizar una nueva tarea. No obstante, ni los ángulos de fase ni la fase relativa continua son representaciones completas de la coordinación. El análisis debería ser complementado con herramientas que reflejen la dinámica de los diferentes segmentos, como los retratos de fase. Otra limitación a tener en cuenta es la normalización a realizar y las interpretaciones que se derivan de cada tipo de normalización.

Referencias

- Clark, J. E. (1995). On becoming skillful: patterns and constraints. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 66(3), 173-83.
- Clark, J. E. (2002). Stepping into a new paradigm with an old reflex: A commentary on “The relationship between physical growth and a newborn reflex” by Esther Thelen, Donna A. Fisher, and Robyn Ridley-Johnson. *Infant Behavior and Development*, 25(1), 91-93.
- Clark, J. E. & Phillips, S. J. (1991). The development of intralimb coordination in the first six months of walking. En J. Fagard & P. H. Wolff (Eds.), *Temporal organization in coordination action* (pp. 245-260). The Netherlands: Kluwer Academic Publs.
- Clark, J. E. & Phillips, S. J. (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child Development*, 64(4), 1143-57.
- Delignieres, D., Nourrit, D., Sioud, R., Leroyer, P., Zattara, M., & Micallef, J. P. (1998). Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. *Human Movement Science*, 17(2), 221-241.
- Delignieres, D., Teulier, C., & Nourriy, D. (2009). L'apprentissage

- des habiletés motrices complexes: des coordinations spontanées a la coordination experte. *Bulletin de Psychologi.*, Tome 62(4), N°502, 327-334.
- Guadagnoli, M. A. & Lee, T. D. (2004). Challenge point: a framework for conceptualizing the effects of various practice conditions in motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 36(2), 212-24.
- Hamill, J., Van Emmerik, R. E., Heiderscheit, B. C. & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(5), 297-308.
- Handford, C., Davids, K., Bennett, S., & Button, C. (1997). Skill acquisition in sport: some applications of an evolving practice ecology. *Journal of Sports Sciences*, 15(6), 621-40.
- Holt, K. G. (2005). Biomechanical models, motor control theory, and development. *Infant and Child Development*, 14(5), 523-527.
- Jensen, J. L. (2005). The puzzles of motor development: how the study of developmental biomechanics contributes to the puzzle solutions. *Infant and Child Development*, 14(5), 501-511.
- Jensen, J. L. & Korff, T. (2005). Continuing the discourse on the contribution of biomechanics to understanding motor development: response to the commentaries. *Infant and Child Development* 14(5), 529-533.
- Kelso, J. A. S., Saltzman, E. L., & Tuller, B. (1986). The dynamical perspective on speech production: Data and theory. *Journal of Phonetics*, 14, 29-59.
- Kelso, J. A. S., Scholz, J. P., & Schöner, G. (1986). Non-equilibrium phase transitions in coordinated biological motion: Critical fluctuations. *Physics Letters A*, 118(6), 279-284.
- “Knoek” van Soest, A. J. & Ledebt, A. (2005). Towards a broader scope of biomechanics in developmental studies: a commentary on Jensen (2005). *Infant and Child Development*, 14(5), 513-518.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. Theoretical lines of convergence. En G. E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorial in Motor Behavior* (pp. 3-47). Amsterdam, The Netherlands: North-Holland Publishing Company.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1982). On the control and coordination of naturally developing systems. En J. A. S. Kelso & J. E. Clark (Eds.), *The development of movement control and coordination* (pp. 5-78). New York: Wiley.
- Kurz, M. J. & Stergiou, N. (2002). Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 35(3), 369-74.
- Kurz, M. J. & Stergiou, N. (2004). Applied dynamics systems theory for the analysis of movement. En N. Stergiou (Ed.), *Innovative analyses of human movement* (pp. 93-119). Champaign, ILL: Human Kinetics Publishers.
- Marin, L., Bardy, B. G., & Bootsma, R. J. (1999). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Sciences*, 17(8), 615-26.
- Mauerberg, E., Schuller, J., & Fantucci, I. (1994). Phase portrait descriptions of walking patterns of severely mentally retarded subjects. *Brazilian International Journal of Adapted Physical Education Research*, 1, 19-50.
- Mauerberg-deCastro, E. & Angulo-Kinzler, R. (2000). Locomotor patterns of individuals with Down syndrome: Effects of environmental and task constraints. En D. Elliot, R. Chua, & D. Weeks (Eds.), *Perceptual-motor behavior in Down syndrom* (pp. 71-98). Champaign, ILL: Human Kinetics Publishers.
- Mauerberg-deCastro, E. & Angulo-Kinzler, R. (2001). Vantagens e limitações das ferramentas usadas para investigar padrões de comportamento motor segundo a abordagem dos sistemas dinâmicos. En L. A. Teixeira (Ed.), *Avanços em Comportamento Moto* (pp. 62-87). Sao Paulo, Brasil: Movimiento.
- Meriam, J. L. (1966). *Dynamics*. London, UK: Wiley.
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. En M. G. Wad & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341-360). Dordrecht, The Netherlands: Martinus Nijhoff Publishers.
- Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Reviews of Psychology*, 42(1), 213-37.
- Nourrit, D., Deschamps, T., Lauriot, B., Caillou, N., & Delignieres, D. (2000). The effects of required amplitude and practice on frequency stability and efficiency in a cyclical task. *Journal of Sports Sciences*, 18(3), 201-12.
- Peters, B. T., Haddad, J. M., Heiderscheit, B. C., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2003). Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 271-4.
- Riera, J. (2005). *Habilidades en el deporte*. Barcelona, Spain: Editorial INDE.
- Sparrow, W. A. & Irizarry-López, V. M. (1987). Mechanical efficiency and metabolic cost as measures of learning a novel gross motor task. *Journal of Motor Behavior*, 19(2), 240-64.
- Tang, P. & Woollacott, M. H. (1996). Balance control in older adults: Training effects on balance control and the integration of balance control into walking. En A. M. Ferrández & N. Teasdale (Eds.), *Changes in sensory-motor behavior in aging*. Amsterdam, The Netherlands: North Holland.
- Temprado, J., Della-Graza, M., Farrell, M., & Laurent, M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *Human Movement Science*, 16(5), 653-676.
- Thelen, E. & Smith, L. (1994). *A dynamic system approach to the development of cognition and action*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press.
- Thelen, E. & Ulrich, B. D. (1991). Hidden skills: a dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monographs of the Society for Research in Child Development*, 56(1), 1-98; discussion 99-104.
- Ulrich, B. D. & Kubo, M. (2005). Adding pieces to the puzzle: a commentary. *Infant and Child Development*, 14(5), 519-522.
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., & Collier, D. H. (1992). Alternating stepping patterns: hidden abilities of 11-month-old infants with Down syndrome. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 34(3), 233-9.
- Vereijken, B., Van Emmerik, R. E. A., Whiting, H. T. A., & Newell, K. M. (1992). Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior*, 24(10), 133-142.
- Wheat, J. S. & Glazier, P. S. (2006). Measuring Coordination and Variability in Coordination. En K. Davids, S. Bennett, & K. Newell (Eds.), *Movement system variability* (pp. 167-181). Champaign, ILL: Human Kinetics Publishers.
- Winstein, C. J. & Garfinkel, A. (1989). Qualitative dynamics of disordered human locomotion: a preliminary investigation. *Journal of Motor Behavior*, 21(4), 373-91.
- Winter, D. A. & Eng, P. (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behavioural Brain Research*, 67(2), 111-20.