

# FACTORES NEURO-MÚSCULO-ESQUELÉTICOS EN LA COORDINACIÓN DE MOVIMIENTOS DE PRONOSUPINACIÓN

## NEUROMUSCULAR-SKELETAL CONSTRAINTS IN THE COORDINATION OF PRONO-SUPINATION

### R E S U M E N

**Objetivo:** valorar la influencia de los cambios de posición del eje de rotación del antebrazo sobre la estabilidad de la coordinación de movimientos de pronosupinación y sobre los patrones de activación de algunos de los músculos implicados.

**Participantes:** 15 sujetos voluntarios realizaron ciclos completos de pronosupinación del antebrazo a distintas frecuencias de movimiento controladas por un metrónomo (desde 1.75Hz hasta 3.5Hz).

**Métodos:** se registró el desplazamiento angular (grados de movimiento) durante la realización de ciclos completos de pronación-supinación del antebrazo con el eje de rotación: por encima, en línea o por debajo del eje longitudinal del antebrazo; y bajo 2 modos de coordinación: *p*) haciendo coincidir la señal auditiva con la posición de pronación máxima y *s*) haciendo coincidir la señal auditiva con la posición de supinación máxima. Los tiempos en los que se produjeron las transiciones a un modo de coordinación distinto al solicitado fueron determinados para valorar la estabilidad de cada modo de coordinación. La actividad electromiográfica de los músculos pronador redondo, bíceps braquial, palmar mayor y primer radial fue registrada en 4 sujetos.

**Resultados:** la estabilidad del modo de coordinación pronación en la señal fue mayor cuando el eje de rotación se situó por debajo del eje longitudinal del antebrazo. Por el contrario, la estabilidad del modo de coordinación supinación en la señal fue mayor cuando el eje de rotación se situó por encima. La dominancia relativa de las fases de pronación y supinación durante la rotación del antebrazo dependió mayormente del grado de participación de los músculos palmar mayor y primer radial.

**Conclusión:** la estabilidad de los modos de coordinación estuvo supeditada al contexto mecánico. Los cambios en el contexto mecánico alteraron los patrones de activación de los músculos que contribuyen a la pronación y supinación del antebrazo, particularmente el palmar mayor.

**Palabras clave:** coordinación, pronosupinación, electromiografía intramuscular.

### S U M M A R Y

**Objective:** to examine how changes in the position of the axis of rotation of the forearm alter both stability of unimanual coordination and activation patterns of muscles that contribute to pronation and supination of the forearm.

**Participants:** 15 participants generated pronation and supination movements of the forearm in time with a metronome (frequencies from 1.75 Hz to 3.5 Hz).

**Methods:** all the subjects were required to coordinate either maximum pronation or maximum supination with each beat of the metronome. Kinematic data (angular displacement) of the forearm were recorded. The axis of rotation was either coincident with the long axis of the forearm, above this axis, or below this axis. The time of onset of every pattern change was calculated to determine the stability of each mode of coordination. In 4 participants the electromyographic activity of pronator teres, brachial biceps, flexor carpi radialis and extensor carpi radialis and kinematic data of the forearm were recorded and synchronised.

**Results:** The stability of the pronate-on-the-beat pattern was greatest when the axis of rotation of the movement was below the long axis of the forearm. In contrast, the stability of the supinate-on-the-beat pattern was greatest when the axis of rotation of the movement was above the long axis of the forearm. The relative dominance of the pronation and supination phases of forearm rotation co-varies with the degree of engagement of flexor carpi radialis and extensor carpi radialis longus.

**Conclusion:** The relative stability of pronate-on-the-beat and supinate-on-the-beat patterns are contingent upon mechanical context. Changes in mechanical context alter the activation patterns of muscles that contribute to pronation and supination of the forearm, particularly flexor carpi radialis.

**Key words:** coordination, pronosupination, indwelling electromyography.

RG Carson<sup>1</sup>,  
S Riek<sup>1</sup>,  
CJ  
Smethurst<sup>1</sup>,  
JF Lisón-  
Párraga<sup>2</sup>,  
WD Byblow<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Perception and Motor Systems Laboratory, Department of Human Movement Studies, The University of Queensland, Australia (Research Fellows).  
<sup>2</sup> Departamento de Ciencias Morfológicas, Universidad de Valencia (Profesor asociado).  
<sup>3</sup> Department of Sport and Exercise Science, University of Auckland, Australia (Research Fellow).

### CORRESPONDENCIA:

Juan Fco. Lisón Párraga. Departamento de Ciencias Morfológicas. Facultad de Medicina. Avda. Blasco Ibáñez, nº 17. 46010 Valencia. Tfno.: 96 360 51 94. E-mail: juanfra@ctv.es

Aceptado:  
27.07.01

## INTRODUCCIÓN

Existe acuerdo en señalar que la coordinación de movimientos se rige por factores de carácter neural y por factores de carácter músculo-esquelético. Menor consenso existe a la hora de establecer en qué medida y en qué términos contribuyen unos y otros<sup>(11)</sup>. Actualmente se sabe que en una amplia gama de tareas motoras bimanuales los factores de carácter neural pueden ser lo suficientemente importantes como para inducir transiciones espontáneas entre distintos modos de coordinación<sup>(7)</sup>. Por ejemplo, los movimientos en los que ambos miembros describen trayectorias circulares de dirección opuesta en relación a la línea media de la posición anatómica de referencia (movimientos “antifase”: ↺↻) son menos estables que los realizados en la misma dirección (movimientos “en fase”: ↻↻). En este sentido, Baldissera y cols.<sup>(3)</sup> estudiaron la coordinación de movimientos de flexo-extensión de la muñeca y el tobillo derechos y encontraron que cuando los antebrazos permanecían pronados todos los individuos adoptaban un patrón de coordinación en el cual la extensión de la muñeca se asociaba con flexión dorsal del tobillo; y que por el contrario, cuando los antebrazos se disponían en posición de supinación la extensión de la muñeca se asociaba con flexión plantar del tobillo. En ambos casos la mayor estabilidad se conseguía en el modo de coordinación “en fase”, modo en el cual mano y pie se movían en la misma dirección espacial; y ello con independencia de los grupos musculares coactivados. Concluían que la estabilidad de la coordinación intersegmentaria es más sensible a factores espaciales dependientes de la dirección del movimiento que a factores anatómicos dependientes de la coactivación de grupos musculares específicos. En esta misma línea, Buchanan y Kelso<sup>(6)</sup> y Swinnen y cols.<sup>(23)</sup> han sostenido que la estabilidad de la coordinación se rige principalmente por factores de carácter neural basándose en que la dirección del *output* motor de los segmentos corporales correlaciona con la actividad de tanto poblaciones neuronales como células simples en la corteza motora<sup>(14,19)</sup>. Contrariamente, otros autores<sup>(4,5,11,21)</sup> han defendido la preponderancia de los factores músculo-dependientes sobre los dirección-dependientes. En este sentido, Riek y cols. llevaron a cabo un estudio<sup>(21)</sup> en el que analizaron movimientos bimanuales de flexión y extensión de los dedos índices en 2 condiciones distintas: con los antebrazos

en posición neutral o de pronosupinación intermedia<sup>(16)</sup> y con los antebrazos en posición de pronación máxima. Observaron que cuando los movimientos se realizaron en la segunda de las condiciones, el movimiento del dedo hacia la línea media del cuerpo solicitó la participación de los músculos extensores y que, inversamente, cuando el antebrazo permaneció en posición neutral, el movimiento solicitó la participación de los flexores. Demostraron que los grupos musculares específicos coactivados en cada patrón de movimiento estuvieron condicionados por la posición de los antebrazos y advirtieron que la pérdida de estabilidad ocurrió sólo en patrones de coordinación que requirieron la activación simultánea de grupos musculares no homólogos (por ejemplo: flexores de la derecha y extensores de la izquierda); siendo este resultado independiente de la dirección en la cual los miembros se movían. Sus resultados sugieren que, al menos en el contexto de coordinación bimanual, los factores músculo-dependientes dominan sobre los dirección-dependientes.

En el contexto de la coordinación unimanual es sabido que la estabilidad está profundamente influenciada por patrones específicos de activación muscular; por ejemplo, las tareas que requieren sincronizar el movimiento de flexión de un dedo con el sonido emitido por un metrónomo son más estables que las del movimiento de extensión y, prueba de ello, son las transiciones desde el patrón de movimiento menos estable (extensión) al más estable (flexión) que tienen lugar a determinadas frecuencias críticas de movimiento<sup>(8,9)</sup>. También en este contexto ha sido demostrado que cambios en la posición del segmento movilizado producen efectos predecibles en la estabilidad de la coordinación debido a las subsiguientes alteraciones en las longitudes y orientaciones de los músculos flexores y extensores. Concretamente, la frecuencia de movimiento en la cual el patrón de extensión del dedo se ve comprometida viene determinada, en parte, por la longitud de estos músculos y de sus brazos de palanca<sup>(8,9)</sup>. Es obvio, por tanto, el papel que juegan los factores de carácter músculo-esquelético en la estabilidad de la coordinación unimanual durante los movimientos de flexión y extensión de los dedos<sup>(10,11)</sup>. ¿Es este papel extensible a otros movimientos?.

**Objeto del estudio:** el objetivo general del presente trabajo se ha centrado en el estudio de la influencia de

los factores músculo-dependientes vs. dirección-dependientes sobre la estabilidad de la coordinación unimanual durante la realización de movimientos de pronosupinación del antebrazo.

Para tal fin se registró, en 11 sujetos, el desplazamiento angular del antebrazo durante la realización de movimientos de pronosupinación bajo distintas condiciones experimentales derivadas de la manipulación del contexto mecánico (manipulación de los factores músculo-dependientes manteniendo fijas las condiciones de movimiento espacial). En 4 sujetos se registró, adicionalmente, la actividad electromiográfica de algunos de los principales músculos implicados en el movimiento: pronador redondo, bíceps braquial, palmar mayor y primer radial.

**MATERIALES Y MÉTODOS**

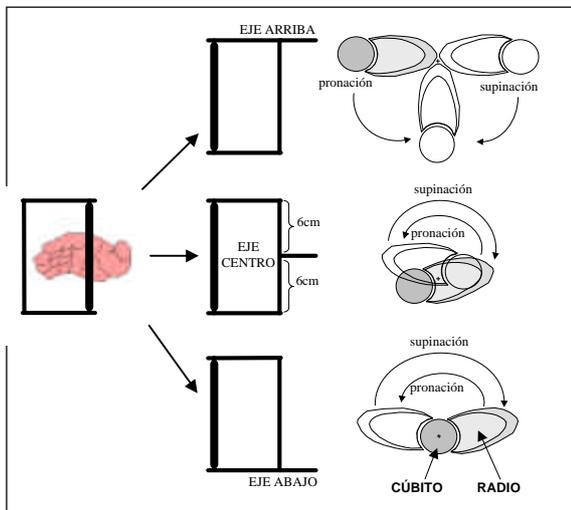
**Participantes:** 15 varones diestros<sup>(20)</sup> de edades comprendidas entre 18-34 años participaron en este estudio. Todos ellos firmaron un informe de consentimiento.

**Instrumentos:**

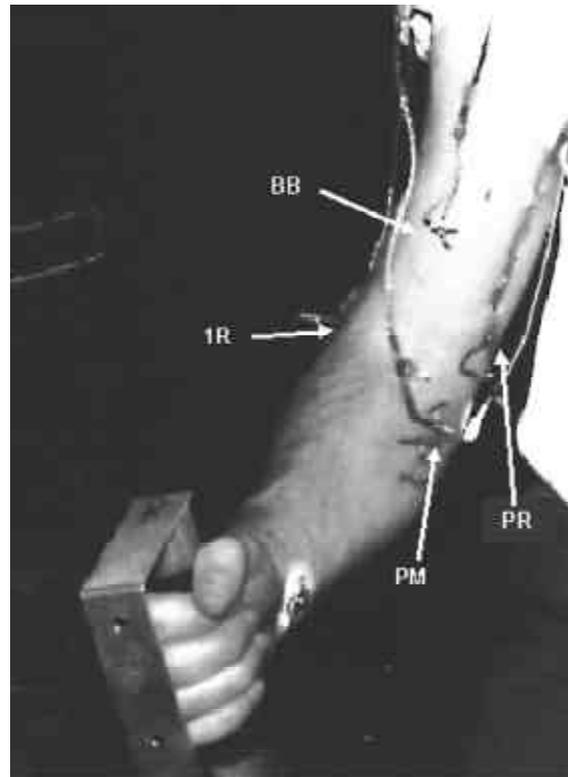
- Para registrar los movimientos de pronosupinación del antebrazo se utilizó el sistema esquematizado en la figura 1. Consta de 2 barras verticales paralelas y

de una tercera barra horizontal que permite la rotación de aquéllas. Esta tercera barra es ajustable y puede colocarse en 3 posiciones: centro) en línea con el eje longitudinal del antebrazo; arriba) 6 cm sobre el eje longitudinal del antebrazo; y abajo) 6 cm por debajo del eje longitudinal del antebrazo. Sobre la barra horizontal se instrumentan una serie de potenciómetros con el objeto de “transducir” el desplazamiento angular (grados de pronosupinación). Las señales amplificadas de los potenciómetros son digitalizadas en un convertidor analógico-digital (*DataQ*) a una frecuencia de muestreo de 200Hz y almacenadas en un microordenador. El ritmo del movimiento se impone y se controla por medio de un metrónomo; las señales auditivas (*50-ms square waves [500Hz]*) son generadas por un sistema (*custom I/O board*) instrumentado en el microordenador. Las señales auditivas y de desplazamiento angular se sincronizan automáticamente.

- Para registrar la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos pronador redondo, bíceps braquial (fibras mediales de la porción larga), palmar mayor y primer radial se utilizaron electrodos intramusculares de 75 micras en toma bipolar (figura 2). Éstos



**FIGURA 1.-** Posiciones del eje de pronosupinación del antebrazo: eje arriba: eje de rotación externo por encima del eje longitudinal del antebrazo; eje centro: eje de rotación externo en línea con el eje longitudinal del antebrazo; eje abajo: eje de rotación externo por debajo del eje longitudinal del antebrazo. Configuración esquelética de la articulación radiocubital inferior durante la pronosupinación del antebrazo derecho en cada condición del eje de rotación.



**FIGURA 2.-** Disposición de los electrodos sobre los músculos bíceps braquial (BB), primer radial (1R), pronador redondo (PR) y palmar mayor (PM).

fueron insertados en el músculo por medio de agujas esterilizadas que fueron inmediatamente retiradas. La distancia de separación entre el par de electrodos fue siempre de 5mm. El *cross-talk* procedente de músculos adyacentes fue mínimo. Las señales electromiográficas fueron amplificadas (amplificador modelo *Grass P511*), filtradas a 30Hz-3.2kHz, digitalizadas en un convertidor analógico-digital (*DataQ*) a una frecuencia de muestreo de 2000Hz y finalmente almacenadas en el ordenador. En éste, se sincronizaron la señal EMG junto con las señales auditivas y de movimiento.

**Procedimiento:** se les indicó a los participantes que permanecieran sentados en una silla de altura y respaldo regulable de tal forma que al agarrar la barra el codo permaneciera flexionado 90° (goniómetro clínico). Para evitar desplazamientos del brazo derecho y asegurar que el movimiento se restringiera exclusivamente a nivel del antebrazo el brazo se dispuso pegado al cuerpo y se fijó mediante un sistema de correas con velcro.

**-Grupo 1:** 11 de los 15 sujetos realizaron ciclos completos de pronación-supinación del antebrazo en cada una de las 3 condiciones del eje de rotación descritas (arriba, centro o abajo) y bajo 2 modos de coordinación: “pronación en la señal”, haciendo coincidir la señal auditiva con la posición de pronación máxima; “supinación en la señal”, haciendo coincidir la señal auditiva con la posición de supinación máxima (6 situaciones experimentales en total: 3 ejes x 2 coordinaciones). Por cada sonido emitido por el metrónomo el sujeto debía realizar un ciclo completo de pronación-supinación del antebrazo manteniendo el modo de coordinación indicado. Para cada situación experimental los sujetos realizaron un total de 8 series. En la primera serie la frecuencia del metrónomo se fijó a 1.75Hz y posteriormente se fue aumentando en incrementos de 0.25Hz hasta alcanzar una frecuencia máxima de 3.5Hz en la octava serie. Cada serie se dividió en 8 estadios cuya duración total fue de 64s (8s por estadio). El número de ciclos por estadio y la duración de cada ciclo estuvieron supeditados a la frecuencia de movimiento impuesta. Los 11 sujetos fueron instruidos para mantener el modo de coordinación indicado; aunque se les indicó también que no debían resistirse de forma activa al cambio de patrón

caso de producirse éste, permaneciendo en el patrón más confortable y compatible con la frecuencia prevaliente<sup>(17)</sup>.

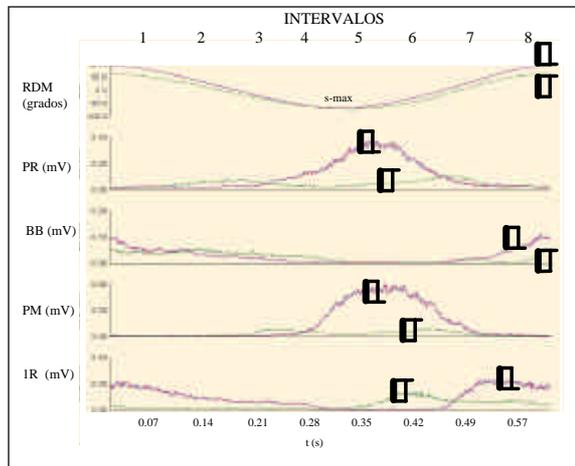
**-Grupo 2:** los 4 sujetos restantes realizaron un total de 32 series de ciclos de pronosupinación. Cada serie duró 22s y la frecuencia de los movimientos se mantuvo constante (1.75Hz) en todas las series. El número de ciclos por serie y la duración de cada ciclo fue constante: 38 ciclos y 0.57s, respectivamente. En este caso las situaciones experimentales fueron 4: 2 ejes (arriba y abajo) x 2 coordinaciones.

En ambos grupos y, con el objeto de evitar que el orden en la realización de los ejercicios influyera en los resultados, se procedió a la “randomización” de las situaciones experimentales. Asimismo y, con anterioridad a la toma de registros, todos los participantes ensayaron los ejercicios a modo de aprendizaje y calentamiento.

#### Tratamiento de los datos:

**-Grupo 1:** para valorar si los sujetos mantuvieron los patrones de coordinación establecidos o si por el contrario se produjeron transiciones a otros patrones, se analizaron las señales auditivas y de movimiento sincronizadas. Para valorar la estabilidad del modo de coordinación y de las condiciones del eje de rotación en las series en las que se produjeron transiciones se utilizó el tiempo que el sujeto fue capaz de mantener el patrón solicitado. Para ello, en cada sujeto se promediaron los tiempos de las 8 series correspondientes a cada una de las 6 situaciones experimentales: 1) arriba-p: eje arriba-modo de coordinación pronación en la señal; 2) centro-p; 3) abajo-p; 4) arriba-s: eje arriba-modo de coordinación supinación en la señal; 5) centro-s y 6) abajo-s.

**-Grupo 2:** los datos de las series de EMG fueron filtrados (1000Hz) y rectificadas. De los 22s de cada serie se seleccionaron 20s para el posterior análisis eliminándose 1.5s del inicio y 0.5 del final. Cada ciclo de pronosupinación se dividió entonces en 8 intervalos de igual duración (0.07s cada intervalo). Los valores angulares y electromiográficos de cada uno de los ciclos pertenecientes a una misma serie (aproximadamente 300) fueron promediados y representados gráficamente (figura 3).



**FIGURA 3.-** Perfil electromiográfico (mV) y rango de movimiento (RDM) del sujeto n° 4 durante un ciclo promedio de pronosupinación en el modo de coordinación "pronación en la señal". Posiciones de supinación máxima (s-max). Pronador redondo (PR), bíceps braquial (BB), palmar mayor (PM) y primer radial (1R)".

**Estadística:**

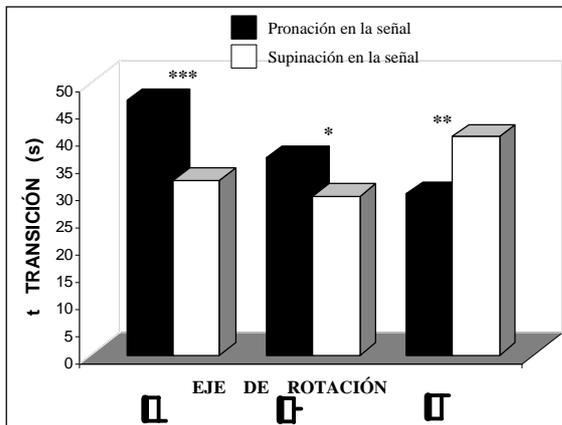
**-Grupo 1:** para comparar la estabilidad de los 2 modos de coordinación se realizó, para cada condición del eje de rotación, el análisis de la varianza de medidas repetidas [( arriba-p x arriba-s); (centro-p x centro-s); (abajo-p x abajo-s)].

**-Grupo 2:** el análisis de los datos electromiográficos fue meramente descriptivo debido a las diferencias idiosincrásicas en la actividad de los distintos sujetos<sup>(11)</sup>.

**RESULTADOS**

**Grupo 1:** el incremento de la frecuencia del movimiento produjo, en la mayor parte de las series, bien transiciones al patrón de coordinación opuesto o bien pérdidas del patrón (el sujeto fue incapaz de mantener ningún patrón). Únicamente en un 9.7% del total de las series se mantuvo el patrón de coordinación durante los 8 estadios (64s).

Los resultados de la comparación entre los dos modos de coordinación para cada posición del eje vienen representados en la figura 4. Cuando el centro de rotación se situó abajo el tiempo medio en el que se produjeron las transiciones fue significativamente mayor en el modo de coordinación "pronación en la señal" vs. "supinación en la señal". Un resultado similar se obtuvo cuando el eje se situó en el centro.



**FIGURA 4.-** Comparación de los tiempos en los que se produjeron las transiciones en ambos modos de coordinación para cada condición del eje de rotación (abajo, centro, arriba). \*\*\* p<0,01; \*\* p = 0,01; \* p = 0,07.

Contrariamente, cuando el eje se situó arriba el tiempo medio en el que se produjeron las transiciones fue marcadamente mayor en el modo de coordinación de supinación.

**Grupo 2:** el análisis muscular individual mostró los siguientes resultados:

**-Pronador Redondo (PR):** cuando el eje se situó abajo, el pronador redondo se activó mayormente en los intervalos 4, 5 y 6 en todos los participantes. Con el eje arriba y en el modo de coordinación "pronación en la señal", los participantes 1, 2 y 3 registraron la mayor actividad en los intervalos 6,7 y 8. Por el contrario, el participante n° 4 mostró mínima actividad en ambos modos de coordinación con el eje arriba (figura 3).

**-Bíceps Braquial (BB):** el perfil de activación del bíceps braquial fue bastante consistente entre los participantes activándose principalmente durante los 3 primeros intervalos del ciclo. Los mayores niveles de actividad se registraron siempre en el modo de coordinación "supinación en la señal" y cuando el eje de rotación se situó arriba.

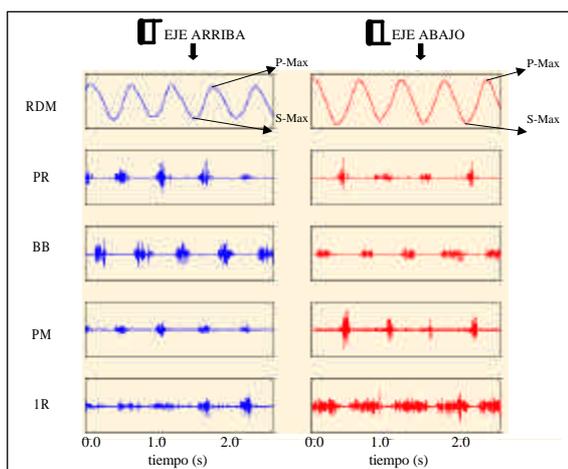
**-Palmar Mayor (PM):** su activación se vio fuertemente influenciada por el contexto mecánico. Cuando el eje de rotación se situó abajo todos los participantes activaron este músculo de forma importante (intervalos 4, 5 y 6) y cuando el eje se situó arriba la actividad se redujo substancialmente.

**-Primer Radial (1R):** mostró diferencias apreciables entre los participantes. El sujeto n° 2 exhibió algún

tipo de modulación fásica (contracción breve de elevada intensidad) cuando el eje se situó arriba, si bien ésta no fue consistente en todas las series. Cuando el eje se situó abajo, este sujeto no mostró modulación alguna. El sujeto n° 1 mostró escasa modulación cuando el eje se situó arriba, excepto en el modo de coordinación "pronación en la señal". El sujeto n° 3 exhibió patrones de activación bifásicos que además se invirtieron cuando el eje de rotación cambió de una posición a otra. El sujeto n° 4 fue el que se vio más afectado por la modificación del contexto mecánico, mostrando el patrón más marcadamente inverso (figura 3): cuando el eje se situó abajo la mayor actividad se registró en los intervalos 7, 8, 1 y 2 mientras que con el eje arriba la actividad se concentró en las fases 5, 6, 7 y 8.

**Coordinación intermuscular:** el patrón de activación muscular estuvo condicionado por el modo de coordinación solicitado (pronación vs. supinación) y por el contexto mecánico del movimiento (eje de rotación arriba vs. abajo, figura 5). Los 4 participantes mostraron patrones musculares distintos. Por ejemplo, en el modo de coordinación "pronación en la señal" el sujeto n° 1 coactivó simultáneamente los músculos palmar mayor, primer radial y pronador redondo cuando el eje se situó arriba. Sin embargo, cuando el eje se situó abajo los músculos palmar mayor y pronador redondo por un lado y el músculo primer radial por otro se activaron alternativamente. En ambas posiciones del eje de rotación el bíceps braquial y el pronador redondo se activaron de forma alternativa.

**FIGURA 5.-** Perfil electromiográfico y rango de movimiento (RDM) del sujeto n° 1 durante la realización de varios ciclos de pronosupinación en el modo de coordinación "pronación en la señal". Posiciones de pronación máxima (p-max) y supinación máxima (s-max). Pronador redondo (PR), bíceps braquial (BB), palmar mayor (PM) y primer radial (1R).



## DISCUSIÓN

Los resultados del presente experimento corroboran los obtenidos por Byblow y cols.<sup>(4,5)</sup>, quienes ya demostraban que, con el eje de rotación por debajo del eje longitudinal del antebrazo, la pronación en la señal era más estable que la supinación debido a la mayor contribución de músculos flexores de la muñeca. Aunque tradicionalmente se ha asumido que los principales músculos pronadores son el pronador redondo y el pronador cuadrado, un estudio reciente<sup>(13)</sup> ha confirmado el importante papel pronador del músculo palmar mayor. En nuestro estudio este músculo, inconstante en el hombre<sup>(15)</sup> pero presente en los 4 sujetos registrados, participó activamente durante la fase de pronación del ciclo del movimiento cuando el eje se situó abajo y su participación quedó ostensiblemente reducida con el eje arriba. En el primer caso, el cúbito quedó fijo y el radio rotó en torno al eje que pasa entre la cabeza del radio y el extremo distal del cúbito (figura 1). En el segundo caso, el arco descrito por el cúbito fue mayor que el del radio por lo cual la contribución potencial a la pronación del palmar mayor disminuyó. Por tanto, parece evidente que la manipulación del contexto mecánico modificó su longitud muscular, la orientación de su línea muscular de acción en relación al eje de rotación y, por consiguiente, su ventaja mecánica. Nuestro estudio reveló, además, que cuando el eje se situó por encima ocurrió al contrario: la supinación fue más estable que la pronación. A ello probablemente contribuyó la mayor participación del bíceps braquial que mostró su mayor nivel absoluto de actividad con el eje arriba y en la fase de supinación. Ter Haar Romeny y cols.<sup>(24)</sup> ya puntualizaban en relación a este músculo que las fibras musculares mediales de la porción larga son las que poseen mayor ventaja mecánica para la supinación.

Asimismo, nuestros resultados mostraron que el patrón de reclutamiento del músculo primer radial varió igualmente de forma importante como consecuencia de la manipulación del contexto mecánico. En este sentido, los participantes 1 y 4 reclutaron este músculo simultáneamente con el bíceps braquial cuando el eje se situó abajo y de forma alternativa cuando el eje se situó arriba (figura 5). Existió, por tanto, una relación altamente flexible entre el primer radial y su sinergia funcional que varió en función del contexto mecánico en el que fue reclutado. Esta

adaptabilidad parece estar facilitada por el tipo de organización refleja que presentan los músculos extensores, organización que difiere de la de los músculos flexores. En efecto, aunque poseen acciones mecánicas distintas, los músculos flexores de la muñeca cubital anterior y palmar mayor están conectados a través de una vía bidireccional de corta latencia Ia<sup>(11)</sup>. Contrariamente, los músculos extensores primer radial y cubital posterior no muestran tal conexión<sup>(12)</sup> y, como consecuencia de esta forma de organización, el primer radial debe ser capaz de operar en una amplia variedad de sinergias funcionales en función de los requerimientos mecánicos de la tarea solicitada. En este contexto resulta también notable el hecho de que los músculos flexores y extensores radiales de la muñeca no estén organizados como músculos estrictamente antagonistas. Aunque clásicamente se comporten como tales durante los movimientos de flexión y extensión de la muñeca, también actúan sinérgicamente durante el movimiento de abducción o separación. La flexibilidad en el co-reclutamiento que gozan estos músculos ha sido infravalorada debido a la organización funcional de inhibición recíproca que genéricamente ha sido atribuida a músculos antagonistas. Sin embargo, en este caso particular la inhibición es bastante distinta a la que suele caracterizar a otros pares de músculos antagonistas. Las células de Renshaw del palmar mayor proyectan sobre motoneuronas de este mismo músculo y también sobre interneuronas del primer radial; y, viceversa: las células de Renshaw del primer radial proyectan sobre motoneuronas de este mismo músculo y también sobre interneuronas del palmar mayor. Además, no existen células de Renshaw que proyecten sobre motoneuronas que medien inhibición recíproca entre estos músculos<sup>(1)</sup>. Esta organización permite el control independiente de la posición articular y una óptima ganancia motora al tiempo que facilita y posibilita tanto la activación recíproca como la co-activación de estos músculos<sup>(2)</sup>.

## CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo se concluye:

-que los factores de carácter neural no parecieron influir sobre la estabilidad de la coordinación dado que para una misma dirección de movimiento (pronosupinación) el patrón de coordinación adoptado varió en función de la posición del eje de rotación; la estabilidad en la coordinación de las tareas estudiadas no fue dirección-dependiente, sino más bien estuvo condicionada por factores biomecánicos de carácter músculo-dependiente.

-Que el sistema nervioso central exhibe una fuerte sensibilidad al contexto mecánico como así lo demuestra la existencia de distintos patrones de activación muscular en un mismo movimiento realizado en diferentes condiciones mecánicas; y que, al menos en un contexto unimanual, los factores músculo-dependientes juegan un papel determinante. Específicamente, la activación de los músculos palmar mayor y, en menor medida, pronador redondo, se vio potenciada cuando el movimiento de pronosupinación se ejecutó con el eje de rotación abajo y en el modo de coordinación "pronación en la señal". Contrariamente, la activación del bíceps braquial fue mayor con el eje arriba y en el modo de coordinación "supinación en la señal". El patrón de activación del músculo primer radial fue distinto entre sujetos, si bien siempre se vio fuertemente influenciado por el contexto mecánico.

Señalar, finalmente, que para entrenar, rehabilitar y/o valorar funcionalmente<sup>(18)</sup> la musculatura implicada en la pronosupinación es útil e importante conocer cómo influye el contexto mecánico sobre su activación. Sólo desde este conocimiento podremos diseñar, con criterio, los instrumentos y ejercicios más apropiados.

## B I B L I O G R A F I A

1 AYMARD, C., CHIA, L., KATZ, R., LAFITTE, C., PÉNICAUD, A.: "Reciprocal inhibition between wrist flexors and extensors in man: a new set of interneurons". *J Physiol*, 1995; 487: 221-235.

2 AYMARD, C., DECCHI, B., KATZ, R., LAFITTE, C., PÉNICAUD, A., RAOUL, S., ROSSI, A.: "Recurrent inhibition between motor nuclei innervating opposing wrist muscles in the human upper limb". *J Physiol*, 1997; 499: 267-282.

3 BALDISSERA, F., CAVALLARI, P., CIVASCHI, P.: "Ipsilateral coupling between voluntary movements of ipsilateral limbs". *Neurosci Lett*, 1982; 34: 95-100.

4 BYBLOW, W.D., CARSON, R.G., GOODMAN, D.: "Expressions of asymmetries and anchoring in bimanual coordination". *Hum Mov Sci*, 1994; 13: 3-28.

5 BYBLOW, W.D., CHUA, R., GOODMAN, D.: "Asymmetries in coupling dynamics of perception and action". *J Mot Behav*, 1995; 27: 123-137.

- 6 **BUCHANAN, J.J., KELSO, J.A.S.:** "Posturally induced transitions in rhythmic multijoint limb movements". *Exp Brain Res*, 1993; 94: 131-142.
- 7 **CARSON, R.G.:** "Ecological psychology and movement dynamics: A plea for biological realism". *Hum Mov Sci*, 1993; 12: 479-506.
- 8 **CARSON, R.G.:** "Neuromuscular-skeletal constraints upon the dynamics of perception-action coupling". *Exp Brain Res*, 1996; 110: 99-110.
- 9 **CARSON, R.G., RIEK, S.:** "The influence of joint position on the dynamics of perception-action coupling". *Exp Brain Res*, 1998; 121: 103-114.
- 10 **CARSON, R.G., CHUA, R., BYBLOW, W.D., SMETHURST, C.J., POON, P.:** "Changes in posture alter the attentional demands of voluntary movement". *Proc R Soc Biol Sci*, 1999; 266: 853-857.
- 11 **CARSON, R.G., RIEK, S., SMETHURST, C.J., LISÓN-PÁRRAGA, J.F., BYBLOW, W.D.:** "Neuromuscular-skeletal constraints upon the dynamics of unimanual and bimanual coordination". *Exp Brain Res*, 2000; 131(2): 196-214.
- 12 **CHALMERS, G.R., BAWA, P.:** "Synaptic connections from large afferents of wrist flexor and extensor muscles to synergistic motoneurons in man". *Exp Brain Res*, 1997; 116: 351-358.
- 13 **ETTEMA, G.J.C., STYLES, G., KIPPERS, V.:** "The moment arm of 23 muscle segments of the upper limb with varying elbow and forearm positions: Implications for motor control". *Hum Mov Sci*, 1998; 17: 201-220.
- 14 **GEORGOPOULUS, A.P.:** "Current issues in directional motor control". *Trends Neurosci*, 1995; 18:506-510.
- 15 **GRAY, H.:** "Anatomy of the human body". 1966; Ed. Lea & Finder, Philadelphia.
- 16 **KAPANDJI, I.A.:** "Cuadernos de fisiología articular: Miembro superior". 1989; 108. Ed. Masson, Barcelona.
- 17 **KELSO, J.A.S.:** "Phase transitions and critical behaviour in human bimanual coordination". *Am J Physiol*, 1984; 220(R): 1000-1004.
- 18 **KENDALL, F.P., KENDALL, E.:** "Músculos: pruebas y funciones". 1985; 77. Ed. Jims, Barcelona.
- 19 **LOEB, G.E., BROWN, I.E., SCOTT, S.H.:** "Directional motor control". *Trends Neurosci*, 1996; 19: 137-138.
- 20 **OLDFIELD, R.C.:** "The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory". *Neuropsychologia*, 1971; 9: 97-113.
- 21 **RIEK, S., CARSON, R.G., BYBLOW, W.D.:** "Spatial and muscular dependencies in bimanual coordination". *J Hum Mov Stud*, 1992; 23: 251-265.
- 22 **SOBOTTA, J.:** "Atlas de anatomía humana. Volumen 1". 1994; 241. Ed. Médica Panamericana, Madrid.
- 23 **SWINNEN, S.P., JARDIN, K., MEULENBROEK, R., DOUNSKAIA, N., HOFKENS VAN DEN BRANDT, M.:** "Egocentric and allocentric constraints in the expression of patterns of interlimb coordination". *J Cog Neurosci*, 1997; 9: 348-377.
- 24 **TER-HAR-ROMENY, B.M., DENIER-VAN-DER-GON, J.J., GIELEN, C.C.A.M.:** "Relation of the location of a motor unit in human biceps brachii muscle and its critical firing levels for different tasks". *Exp Neurol*, 1984; 85: 631-650.