



UNIVERSITAT_{DE}
BARCELONA

Diseño y desarrollo de una barra vibratoria: actividad neuromuscular durante el ejercicio con vibración de las extremidades superiores

Sergio Rodríguez Jiménez

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

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

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

Tesis doctoral

Diseño y desarrollo de una barra vibratoria: actividad neuromuscular durante el ejercicio con vibración de las extremidades superiores

Sergio Rodríguez Jiménez



INEFC

Institut Nacional
d'Educació Física
de Catalunya
Barcelona
Adscrit a la Universitat de Barcelona



Generalitat
de Catalunya



**UNIVERSITAT DE
BARCELONA**
Facultat d'Educació

UNIVERSIDAD DE BARCELONA

Facultad de Educación

INSTITUTO NACIONAL DE EDUCACIÓN FÍSICA DE CATALUÑA

Centro de Barcelona

Programa de doctorado EEES

Activitat Física, Educació Física i Esport

**Diseño y desarrollo de una barra vibratoria:
actividad neuromuscular durante el ejercicio con
vibración de las extremidades superiores**

Tesis doctoral presentada por:

Sergio Rodríguez Jiménez

Dirigida y tutorizada por:

Dr. Gerard Moras Feliu

Para optar al título de

Doctor por la Universidad de Barcelona

Barcelona 2015

A mi madre, Trinidad,
por su amor y apoyo incondicional.

Esta tesis ha sido realizada gracias al apoyo del Instituto Nacional de Educación Física de Catalunya -INEFC- (Secretaria General de l'Esport) y la Agencia de Gestión de Ayudas Universitarias y de Investigación (AGAUR) de la Generalitat de Catalunya

Agradecimientos

En primer lugar, quiero transmitir mi más sincera gratitud a toda mi familia, y en especial a mi madre, a mi hermana y a Diego, por su apoyo incondicional no sólo en este proyecto, sino a lo largo de toda mi vida.

A **karina Escuredo**, por aguantar con mucha paciencia y sentido del humor mis discursos, monólogos y desahogos entorno a esta tesis.

A **Gerard Moras Feliu**, mi director de tesis, mentor y amigo. Por su nobleza y empatía, por su energía y pasión, por su infinita generosidad y alegría.

A **INEFC Barcelona** por hacerme sentir como en casa durante tantos años.

Al Dr. **Jordi Porta**, por guiar mis primeros pasos en el ámbito de la investigación.

A todos mis compañeros investigadores con los que he compartido tantos momentos inolvidables dentro y fuera de los laboratorios del INEFC Barcelona. A **Albert Busquets** y **Silvia Aranda** por estar siempre disponibles para ayudar y reír, y por contagiarme de su paciencia y capacidad de trabajo. A **Daniel Ranz**, "el profesor", por los incontables buenos momentos vividos dentro del INEFC, y especialmente en las calles y bares de Barcelona. A **Dani Moreno** y **Robert Usach** por romper tantas veces los silencios del laboratorio justo en el momento adecuado.

A **Andreu Fadó** y **Joan Guirado**, de Tecno Sport Condition, por facilitarnos siempre las cosas con su apoyo técnico y logístico.

A todos los coautores de los estudios presentados en esta tesis. De todos he aprendido una parte de los entresijos del maravilloso y complejo ámbito de la investigación.

A **Julio Tous Fajardo**, por contagiarme de su pasión por el mundo del entrenamiento deportivo y por tener siempre una buena referencia en la chistera.

Al Dr. **Nicola Maffiuletti** por su profesionalidad, comprensión y paciencia. Un gran investigador y mejor persona.

Al **Dr. Miguel Ángel García González** y a **Adolfo Benítez**, del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), por su asesoramiento y colaboración en el tratamiento de señales.

A **Raúl Cabello**, por su valiosa colaboración en la toma de datos de parte de los estudios presentados en la tesis.

Y finalmente, pero no menos importante, dar las gracias a todos los sujetos que han participado voluntariamente en los estudios de esta tesis.

Índice

Resumen	v
Abstract	vii
Estructura de la tesis.....	ix
Lista de abreviaturas	x
1. Introducción.....	1
1.1. Vibración.....	1
1.1.1. Vibración en el ámbito del trabajo	2
1.1.2. Historia de la vibración como modalidad de ejercicio	6
1.1.3. Definición de ejercicio con vibración	9
1.1.4. Principios físicos y terminología en el ejercicio con vibración	11
1.1.5. Tipos de dispositivos vibratorios para el ejercicio con vibración	17
1.1.6. Parámetros determinantes del ejercicio con vibración	26
1.1.7. Frecuencia de resonancia	34
1.1.8. Transmisibilidad de la vibración	36
1.2. Efectos del EJV en la respuesta neuromuscular	44
1.2.1. Efectos del EJV en la actividad electromiográfica (aEMG)	44
1.2.2. Efectos del EJV en la potencia muscular	70
1.2.3. Efectos del EJV en la fuerza muscular	79
1.3. Efectos del EJV en la respuesta hormonal	89
1.4. Efectos del EJV en el dolor muscular tardío (DOMS)	92
1.5. Efectos del EJV en el sistema sensoriomotor y estabilidad articular	94
1.6. Objetivos e hipótesis	98
1.6.1. Objetivos.....	98
1.6.2. Hipótesis	98
2. Diseño y desarrollo de los prototipos I y II de barra vibratoria	99
2.1. Prototipo I de barra vibratoria	99

2.1.1. Prototipo I: pruebas piloto	99
2.1.2. Prototipo I: análisis del comportamiento mecánico	111
2.2. Prototipo II de barra vibratoria	112
2.2.1. Prototipo II en la primera fase.....	113
2.2.2. Prototipo II en la segunda fase.....	120
2.2.3. Resumen de especificaciones técnicas del prototipo II	125
2.3. Derechos de propiedad industrial	126
2.3.1. Modelo de utilidad	126
2.3.2. Patente de invención.....	127
3. Resultados	128
3.1. Comportamiento mecánico de la barra vibratoria (prototipos I y II)	128
3.2. Efectos del EJV con barra vibratoria en la actividad muscular de las extremidades superiores.....	130
4. Discusión general	131
4.1. Diseño y comportamiento mecánico del sistema de barra vibratoria.....	131
4.1.1. Influencia de la frecuencia de vibración en el comportamiento mecánico de la barra vibratoria	131
4.1.2. Influencia de la sobrecarga externa en el comportamiento mecánico de la barra vibratoria	133
4.1.3. Influencia del cambio de tipo de ejercicio en el comportamiento mecánico de la barra vibratoria	134
4.1.4. Magnitud de la vibración y seguridad	135
4.1.5. Evolución del prototipo I al prototipo II: de vibración sincrónica unidireccional a vibración bidireccional rotacional	136
4.2. Efecto del EJV con barra vibratoria en la actividad muscular de las extremidades superiores.....	138
4.2.1. Efecto de la frecuencia de vibración en la activación agonista y la coactivación antagonista.....	138
4.2.2. Efecto de la carga en la actividad muscular	145

4.3. Limitaciones.....	146
5. Conclusiones y recomendaciones prácticas	147
5.1. Conclusiones.....	147
5.2. Recomendaciones prácticas.....	148
6. Perspectivas de futuro.....	150
7. Referencias bibliográficas	154

ANEXOS

Estudio I:

A vibratory bar for upper body: feasibility and acute effects on EMGrms activity .177

Estudio II:

The influence of preset frequency, loading condition, and exercise type on the mechanical behavior of a novel vibratory bar195

Estudio III:

Effect of vibration frequency on agonist and antagonist arm muscle activity205

Propiedad industrial I:

Modelo de utilidad215

Propiedad industrial II:

Patente de invención223

Resumen

El ejercicio con vibración (EJV) se ha convertido, en la última década, en una modalidad de ejercicio complementario al entrenamiento. Las plataformas vibratorias son los dispositivos más populares y prácticos para transmitir la vibración a las extremidades inferiores a través de los pies mientras se realizan ejercicios estáticos y dinámicos. Otros tipos de dispositivos, como las mancuernas vibratorias y diversos sistemas de transmisión de la vibración por cable, se utilizan exclusivamente para transmitir la vibración a las extremidades superiores a través de las manos mientras se realizan ejercicios.

El objetivo de este proyecto fue diseñar y desarrollar un sistema de barra vibratoria para el EJV e identificar las condiciones que maximicen la intensidad de activación neuromuscular en las extremidades superiores. En el Estudio I, se analizaron el comportamiento mecánico de una nueva barra vibratoria (prototipo I) y los efectos agudos de la vibración en la actividad electromiográfica (aEMG) de las extremidades superiores durante el ejercicio de press de banca estático. Con frecuencias de vibración seleccionadas en el variador de frecuencia (f_{in}) de entre 20 y 50 Hz, el prototipo I generó valores medios de aceleración pico (a_{peak}) ($18,7\text{-}48,2\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), frecuencia (f_{out}) ($18,5\text{-}30,8\text{ Hz}$) y desplazamiento (D) pico a pico (p-p) ($2,3\text{-}3,1\text{ mm}_{p-p}$) apropiados para el EJV. Sin embargo, las f_{out} en el centro y en el extremo de la barra fueron siempre inferiores ($7,4\text{-}38,6\%$) a sus correspondientes valores de f_{in} . Ambas f_{out} , de 23 y 31 Hz, provocaron un incremento significativo en la aEMG del TB, deltoides anterior y pectoral mayor durante ambas posiciones estáticas (extensión completa y flexión de codos a 90°) respecto a la misma condición sin vibración, excepto 23 Hz en el deltoides anterior y el pectoral mayor durante la posición de flexión de brazos. A partir del análisis de las limitaciones estructurales y funcionales del prototipo I, se diseñó y se desarrolló el prototipo II de barra vibratoria. En el Estudio II, se analizó la influencia de la f_{in} (20, 35 y 50 Hz), de la carga (20, 50 y 80 % de la carga máxima sostenida, MSL) y del tipo de ejercicio (tracción y empuje) en el comportamiento mecánico del prototipo II mediante un acelerómetro triaxial fijado a un extremo de la barra vibratoria. El aumento de la f_{in} provocó un incremento progresivo y considerable en la a_{RMS} y la f_{out} , con variaciones pequeñas en el D . No obstante, los valores medios de f_{out} fueron entre un 9,0 y un

16,9 % inferiores a sus correspondientes valores de f_{in} . El comportamiento mecánico del prototipo II de barra vibratoria se vio poco influenciado por el nivel de sobrecarga. Además, la modificación del tipo de ejercicio no afectó a los niveles de a_{RMS} , de D ni de f_{out} . Estos resultados establecen la validez de la barra vibratoria para su uso con ejercicios estáticos con un amplio rango de f_{out} y condiciones de carga en un contexto de acondicionamiento físico o rehabilitación. En el Estudio III, se valoró el efecto de la f_{out} en la aEMG del bíceps braquial (BB) y del tríceps braquial (TB) actuando como agonistas y antagonistas durante ejercicios estáticos con diferentes cargas. Los datos de aEMG de este estudio se recogieron durante el Estudio II. La activación agonista fue mayor durante la vibración (42 Hz) que en el mismo ejercicio sin vibración para el TB, pero no para el BB. El incremento en la coactivación antagonista inducido por la vibración fue proporcional a la f_{out} y fue mayor para el BB que para el TB. Además, el incremento en la activación agonista del TB y en la coactivación antagonista inducido por la vibración se dio en todas las condiciones de carga en el rango de 20-80 MSL. Por tanto, los resultados de la presente tesis sugieren que el uso de f_{out} altas en el rango entre 18 y 42 Hz, independientemente del nivel de tensión muscular, es el prerequisite más importante para maximizar la activación muscular durante el EJV de las extremidades superiores con barra vibratoria.

Abstract

Vibration training has been promoted during the last decade as an alternative and complementary method to resistance training. Vibratory platforms have become the most common tools to indirectly stimulate lower-limb muscles and tendons via the feet while static and dynamic exercises are performed. Some systems have been specifically designed to apply an indirect vibratory stimulus to the upper-body muscles via the hands (vibratory dumbbells and vibrating pulley-like devices). This project aimed to design and develop a novel vibratory bar system for upper-body vibration exercise and identify those training conditions that cause highest neuromuscular responses. The Study I aimed to analyze the mechanical behavior of a vibratory bar (prototype I) and thereafter to assess the acute effects of vibration on the electromyographic (EMG) activity of upper-body muscles during the bench press static exercise. The vibration parameters were measured at the center and at the end of the vibratory bar using an accelerometer. The results showed that peak acceleration (a_{peak}) (18.7-48.2 $m \cdot s^{-2}$), frequency (f_{out}) (18.5-30.8 Hz) and peak-to-peak (p-p) displacement (D) (2.3-3.1 mm_{p-p}) were appropriate for vibration exercise. However, mean f_{out} were always lower (7.4-38.6 %) than the preset frequencies values selected in the inverter (f_{in}) (20-50 Hz). In both isometric positions (full elbow extension and 90° of elbow flexion), triceps brachii (TB), anterior deltoid and pectoralis major activation was greater during vibration with f_{out} of 23 and 31 Hz compared to non-vibration exercise, except during the f_{out} of 23 Hz for deltoid and pectoralis muscles in the flexion position. The prototype II was designed and developed from the analysis of the structural and functional limitations of the prototype I. The Study II aimed to analyze the influence of different f_{in} (20, 35 and 50 Hz), loading conditions (20, 50 and 80 % of the maximum sustained load, MSL) and exercise types (lying row: pulling and bench press: pushing) on the mechanical behavior of the novel vibratory bar (prototype II). a_{RMS} , D and f_{out} were gained from a 3-dimensional accelerometer fixed to one extremity of the vibratory bar. Increasing f_{in} from 20 to 50 Hz resulted in a progressive and sizeable increase in vibratory bar a_{RMS} and f_{out} with smaller variations of D . Mean f_{out} were always lower (9.0-16.9 %) than the preset f_{in} values. The mechanical performance of the vibratory bar was little influenced by overloading. Moreover, altering the type of exercise (pushing vs. pulling) had no significant effect on

a_{RMS} , D and f_{out} . This study establishes the validity of the novel vibratory bar and legitimates its use for upper-body static exercise with a wide range of f_{out} and loading conditions in the context of physical training or rehabilitation. The Study III aimed to assess the effect f_{out} on the EMG activity of the BB and TB muscles when acting as agonist and antagonist during static exercises with different loads. The EMG data reported in the present study were collected in our previous work (Study II). We found that agonist activation was greater during vibration (42 Hz) compared to non-vibration exercise for the TB but not for the BB muscle. Moreover, the vibration induced increase in TB agonist activation and antagonist coactivation occurred at all loading conditions in the range 20–80 %MSL. Overall, the results of the present thesis suggest that the use of high vibration frequencies (within the range of 18–42 Hz) regardless of the level of muscular tension is supposed to be the most important prerequisite for maximizing upper-limb muscles activation during vibration exercise performed with a vibratory bar.

Estructura de la tesis

La presente tesis se estructura en 4 grandes partes, que se comentan a continuación:

La primera parte incluye una introducción general, en la que se justifica la temática de estudio mediante la revisión de la literatura y en la que se especifican los objetivos y las hipótesis de la tesis. La revisión de la literatura se focaliza en los efectos inducidos en el sistema neuromuscular por la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores.

En la segunda parte, basada en el proceso de innovación tecnológica, se detallan los aspectos y las fases fundamentales del diseño y el desarrollo de los prototipos I y II de barra vibratoria llevados a estudio (prototipo I, Estudio I; prototipo II, Estudios II y III).

La tercera parte de la tesis incluye un resumen de los resultados de los estudios publicados, una discusión general de la tesis, las conclusiones finales de ésta y una serie de recomendaciones prácticas para la prescripción del ejercicio con vibración mediante barra vibratoria. Finalmente, se detallan las perspectivas de futuro en esta línea de trabajo.

La cuarta y última parte, a modo de anexos, incluye una compilación de los tres estudios publicados, en los que el doctorando consta como coautor. Los tres se presentan en el formato y el idioma (inglés) originales. Por último, también a modo de anexos, se incluyen los documentos de concesión de los derechos de propiedad industrial: modelo de utilidad y patente nacional.

Lista de abreviaturas

a	Aceleración de la vibración
A	Amplitud de la vibración
aEMG	Actividad electromiográfica
BB	Bíceps braquial
D	Desplazamiento de la vibración
EJV	Ejercicio con vibración
EMG	Electromiografía
f	Frecuencia de vibración
f_{in}	Frecuencia de vibración seleccionada en el variador de frecuencia (inverter) del dispositivo vibratorio
f_{out}	Frecuencia de vibración registrada en el dispositivo vibratorio
MCVI	Máxima contracción voluntaria isométrica
p-p	Pico a pico
RM	Repetición máxima
RMS	Valor cuadrático medio (del inglés <i>root mean square</i>)
TB	Tríceps braquial
WBV	Vibraciones de cuerpo completo (del inglés <i>whole body vibration</i>)

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Vibración

Las vibraciones forman parte de nuestra vida diaria desde hace cientos de años, aunque en muchas ocasiones no seamos conscientes de ello. Por ejemplo, en el siglo XVII, el dolor de espalda entre los conductores de coches de caballos se atribuyó a la vibración producida por los coches al desplazarse (1). En la actualidad, la fuerte industrialización, los grandes avances tecnológicos y la inmensa variedad de dispositivos mecánicos, eléctricos y electrónicos disponibles han conseguido exponernos día tras día, más que nunca, a una amplia diversidad de fuentes de vibración. Así, podemos encontrar fuentes de vibración en gran parte de los medios de transporte de los que dependemos en nuestra vida cotidiana, también para trabajar: coches, motos, trenes, autobuses, tractores y camiones; y en la multitud de tipos de maquinaria y de herramientas de la industria, como sierras eléctricas, martillos neumáticos o taladros. Lo mismo ocurre en una gran variedad de actividades deportivas, como el esquí, el patinaje, el *mountain bike*, las carreras de caballos y la doma clásica, así como en cualquier disciplina de motor, como la Fórmula 1, el *karting* o el motociclismo. Durante estas situaciones, exponemos nuestro cuerpo a diferentes tipos de ondas o señales vibratorias (figura 1-1): periódicas (sinusoidales y multisinusoidales), no periódicas (transitorias o de choque), estacionarias (aleatorias) y no estacionarias (aleatorias) (2). En el ámbito laboral, por ejemplo, gran parte de la maquinaria y de los dispositivos industriales produce movimientos oscilatorios de tipo periódico sinusoidal (1).

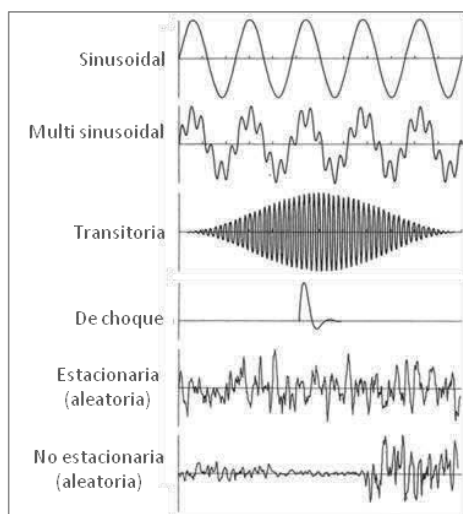


Figura 1-1. Ejemplos de ondas de diferentes tipos de movimientos oscilatorios (2).

1.1.1. Vibración en el ámbito del trabajo

Una gran cantidad de trabajadores que operan con maquinaria industrial cada día durante largos periodos de tiempo están expuestos continuamente a las vibraciones y a las dolencias que éstas puedan generar. Maquinarias como los tractores, los camiones y diferentes equipamientos pesados son capaces de producir literalmente vibraciones de cuerpo completo, lo que incrementa mucho el riesgo de dolencias y de patologías de espalda (3). El efecto nocivo de la exposición prolongada a vibración es un problema de vital importancia debido a su impacto en la salud de los trabajadores y al potencial coste que supone para el sistema de salud público. Se ha observado que ingenieros expuestos continuamente a vibración mostraban un claro aumento de síntomas musculoesqueléticos relacionados con el trabajo en la zona lumbar (60 %), en el cuello (44 %), los hombros (37 %) y las rodillas (32 %) (4). Además, se observó que los operadores que utilizaban equipos antiguos acumulaban un mayor porcentaje de trabajo perdido debido a los síntomas musculoesqueléticos que aquellos que usaban equipos más nuevos.

En el 2002, la Unión Europea adoptó una directiva (2002/44/CE) sobre los requerimientos mínimos para la salud y la seguridad de los trabajadores expuestos a vibraciones, conocida como *la directiva de los agentes físicos* (del inglés *Physical Agents*

[*Vibration*] Directive), que establece, entre otros aspectos, los valores límites de exposición y los valores que dan lugar a una acción, así como la forma de determinar el parámetro que permite evaluar la exposición. Se fijaban, por tanto, las normas mínimas para el control del riesgo de las vibraciones en toda Europa (Unión2002). El Real Decreto 1311/2005 representa la transposición de la directiva de la Unión Europea 2002/44/CE a la legislación española. En prevención de riesgos laborales, se toman en consideración dos tipos de vibraciones mecánicas: las transmitidas al sistema mano-brazo (HAV, del inglés *hand-arm vibration*) y las transmitidas al cuerpo entero (WBV, del inglés *whole body vibration*), es decir, aquellas que el cuerpo recibe cuando gran parte de su peso descansa sobre una superficie vibrante (asiento, respaldo, plataformas vibratorias, etc.). Los indicadores de exposición se especifican en dos anexos separados para las vibraciones mano-brazo y para las WBV: la ISO 5349 1:2001 y la ISO 2631 1:1997, respectivamente (5). Dichas normativas establecen un valor límite de exposición diaria, normalizado para un periodo de 8 horas, que es de $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (RMS) en el caso de las vibraciones mano-brazo, y de $1,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (RMS) para las WBV (6-7).

Si bien desde el comienzo del siglo XX se sabe de los efectos nocivos de la vibración en las manos y en los brazos, no fue hasta 1983 cuando los científicos se pusieron de acuerdo para definir de forma clara lo que se denominó *síndrome de la vibración mano-brazo* (HAVS, del inglés *Hand-Arm Vibration Syndrome*). Así, se puede definir el síndrome de la vibración mano-brazo como una enfermedad que comporta trastornos circulatorios, trastornos sensoriales y motores, y trastornos musculoesqueléticos derivados de la exposición prolongada a la vibración (2, 8-9). Dichos trastornos pueden provocar sensación de hormigueo y entumecimiento en los dedos, así como la pérdida de la fuerza de agarre. El llamado “dedo blanco por vibración” o fenómeno de Raynaud es uno de los trastornos vasculares inducidos por la vibración más conocidos (10).

La figura 1-2 detalla los niveles de aceleración de la vibración (a) que producen algunas de las herramientas más comunes en la industria.



Tool type	Lowest	Typical	Highest
Road breakers	5 m/s ²	12 m/s ²	20 m/s ²
Demolition hammers	8 m/s ²	15 m/s ²	25 m/s ²
Hammer drills/combi hammers	6 m/s ²	9 m/s ²	25 m/s ²
Needle scalars	5 m/s ²	-	18 m/s ²
Scabblers (hammer type)	-	-	40 m/s ²
Angle grinders	4 m/s ²	-	8 m/s ²
Clay spades/jigger picks	-	16 m/s ²	-
Chipping hammers (metal)	-	18 m/s ²	-
Stone-working hammers	10 m/s ²	-	30 m/s ²
Chainsaws	-	6 m/s ²	-
Brushcutters	2 m/s ²	4 m/s ²	-
Sanders (random orbital)	-	7-10 m/s ²	-

Figura 1-2. Niveles de vibración producida por algunas de las herramientas más comunes en la industria. Valores de a_{RMS} (m·s⁻²).

Las normas españolas UNE-EN ISO 5349-1 y UNE-EN ISO 5349-2 hacen referencia a la medición y evaluación de la exposición humana a las vibraciones transmitidas por la mano, y señalan tanto el procedimiento de medida como los requisitos de la instrumentación que debe utilizarse. Así, por ejemplo, las vibraciones transmitidas, medidas preferentemente de forma simultánea, deberían conocerse para cada una de las tres direcciones correspondientes a un sistema de coordenadas ortogonales, y deberían expresarse los resultados en su valor cuadrático medio (valor eficaz) ponderado en frecuencia, a_{hw} , en m·s⁻². En la práctica, según el sistema de referencia basicéntrico, el punto de medida se localiza en la superficie de la herramienta que vibra. En cambio, en el sistema de referencia biodinámico, el origen de coordenadas se sitúa en la parte superior del tercer metacarpiano, y se define el eje Z como el eje longitudinal de dicho hueso. El eje X sería el perpendicular al área de la palma de la mano; y el eje Y, que pasa por el origen, es perpendicular al eje X. Cuando la mano empuña un mango cilíndrico, el sistema puede rotarse de tal forma que el eje Y sea paralelo al mango (figura 1-3). En el caso de la medición de las vibraciones en el sistema mano-brazo con una sola fuente de vibración, suele calcularse el denominado valor eficaz (valor total de la vibración o vector suma) a partir de las a eficaces de los tres ejes. El valor eficaz se calcula mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los valores eficaces de a ponderada en frecuencia obtenidos en cada uno de los ejes X, Y y Z.

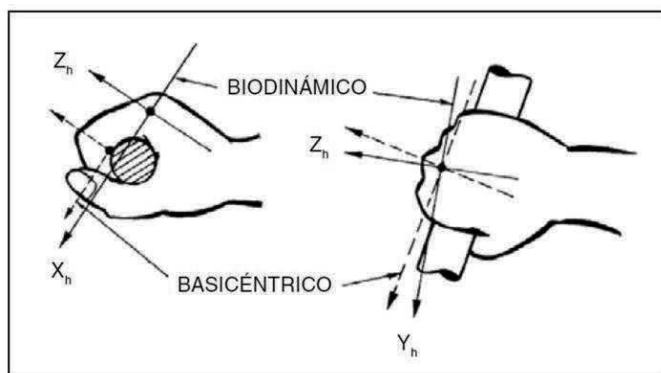


Figura 1-3. Sistema de coordenadas basicéntrico y biodinámico para la medición de vibraciones transmitidas al sistema mano-brazo (UNE-EN ISO 5349-1 y UNE-EN ISO 5349-2).

Para evaluar el riesgo derivado de la exposición a vibraciones mano-brazo, debe determinarse el valor del parámetro $A(8)$, que representa el valor de la exposición diaria normalizado por un periodo de 8 h, y compararlo con el valor que da lugar a una acción ($2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) y con el valor límite ($5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), que vienen fijados en la normativa UNE-EN ISO 5349. Para el cálculo del valor $A(8)$, debe diferenciarse entre la exposición a una sola fuente y la exposición a varias. Con la comparación se puede comprobar si: $A(8)$ es inferior al valor que da lugar a una acción; si $A(8)$ está comprendido entre el valor de acción y el valor límite; si $A(8)$ es superior al valor límite. Cada una de dichas situaciones conducirá a una forma concreta de actuación preventiva y de vigilancia descrita por la normativa. A continuación, se muestra un ejemplo sencillo del cálculo del valor $A(8)$ en el caso de una sola fuente de vibración:

Ejemplo: evaluar la exposición a vibraciones de un carpintero que trabaja durante 4 horas (T_e) diarias con una sierra de calar que produce, en cada eje, las siguientes a : $a_{hwx}=1,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$; $a_{hwy}=1,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$; $a_{hwz}=2,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, donde a_{hw} corresponde al valor de aceleración obtenido ponderado en frecuencia.

Se determina primero el valor de a eficaz global:

$$a_{hv} = \sqrt{1,3^2 + 1,2^2 + 2,4^2} = 3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$$

Y a continuación, el valor de la exposición normalizada para un período de 8 horas:

$$A(8) = a_{hv} \sqrt{\frac{T_e}{8}} = 3 \sqrt{\frac{4}{8}} = 2,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$$

donde T_e es el tiempo de exposición a la vibración, expresado en horas.

En el ejemplo, el valor de $A(8)$ es inferior al valor que da lugar a una acción.

Resumiendo, debido a la gran cantidad de fuentes de vibración a las que estamos expuestos diariamente y a las dolencias que éstas puedan generar, existen normativas específicas en el ámbito del trabajo para regular tanto la exposición a vibración mano-brazo (ISO 5349) como la exposición del cuerpo entero (ISO 2631). Todas estas normativas abogan por programar los períodos de descanso y las pautas adecuadas durante una jornada laboral, así como los límites de duración y de intensidad de la exposición a vibración y el correcto mantenimiento de las máquinas.

Aunque la vibración en el ámbito ocupacional puede provocar efectos nocivos en el organismo y en el sistema musculoesquelético, existen en la actualidad evidencias prácticas y científicas que indican que la vibración aplicada al cuerpo humano como modalidad de ejercicio físico puede tener efectos beneficiosos en la salud y en el rendimiento neuromuscular. Actualmente, con esta finalidad, existe y se comercializa una gran variedad de dispositivos vibratorios. Estos dispositivos, con frecuencias de vibración (f) moderadas de entre 15 y 50 Hz y cuya exposición se limita, en general, a estímulos breves únicos o repetidos de forma intermitente, no deben confundirse con los propios del ámbito ocupacional, donde los trabajadores están continuamente expuestos a f normalmente muy elevadas y en condiciones muy concretas condicionadas por el tipo de tarea que se debe realizar.

1.1.2. Historia de la vibración como modalidad de ejercicio

La vibración aplicada al cuerpo humano ha sido catalogada como un riesgo laboral que produce dolor y malestar en exposiciones prolongadas y repetidas. Sin embargo, históricamente ha habido numerosos intentos de utilizarla como un método terapéutico, incluso en la antigua Grecia, cuando fue utilizada para tratar lesiones. En el siglo XVI, los japoneses utilizaron la vibración por percusión, la presión y el movimiento pasivo para relajar la musculatura con rigidez y combatir las contracciones espasmódicas. Pero no fue hasta la segunda mitad del siglo XIX cuando, gracias al Dr.

Gustav Zander y al Dr. John Kellogg, aparecieron las primeras máquinas que permitían realizar algún tipo de ejercicio con vibración. Hacia el 1857, entre decenas de máquinas destinadas a el ejercicio físico, el Dr. Gustav Zander desarrolló algunas que podían generar vibraciones. Entre 1880 y 1890, el Dr. John Kellogg, más conocido por ser el creador de CornFlakes, desarrolló una silla vibratoria (figura 1-4) que era capaz de provocar vibraciones de 60 ciclos por segundo (60 Hz) y que permitía transmitir el estímulo vibratorio hacia la parte inferior y superior de la columna vertebral. Kellogg observó que 3-10 minutos de exposición a la vibración era un tiempo óptimo para inducir los efectos fisiológicos deseados, aunque, por desgracia, sus resultados no fueron documentados formalmente. Aparte de la silla vibratoria, el Dr. Kellogg diseñó una plataforma vibratoria e incluso una estación vibratoria multipersona para las manos que consistía, básicamente, en dos largas barras paralelas sometidas a vibración. Usando estos dispositivos, Kellogg pudo observar las contracciones musculares inducidas por la oscilación de la vibración. Señaló, además, que después de un determinado tiempo de exposición, las contracciones musculares no se observaban con tanta claridad, y se producían contracciones continuas o tetánicas. Kellogg aplicó vibración en sus pacientes para curar el dolor lumbar, el dolor de cabeza y el estreñimiento, aunque, lamentablemente, nunca realizó ningún estudio controlado para demostrar sus observaciones.

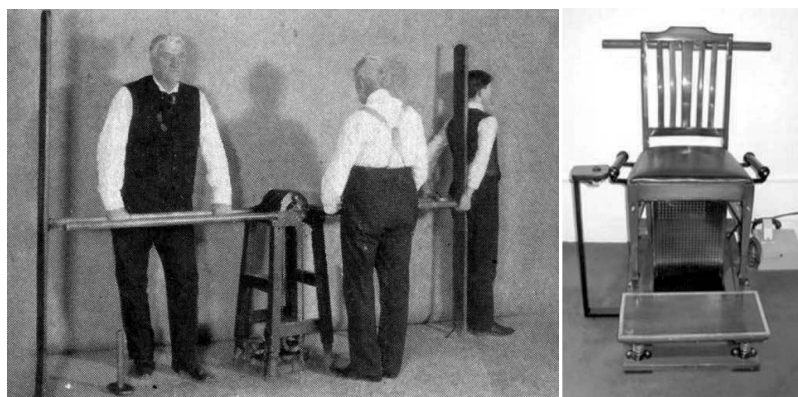


Figura 1-4. Izquierda, estación vibratoria multipersona para las manos diseñada por el Dr. Kellogg. Derecha, silla vibratoria diseñada por el Dr. Kellogg entre 1880 y 1890 (Laboratorio Lyfestyle, 2010); fotografía extraída de la tesis doctoral del Dr. Darryl J. Cochrane (11).

El interés por los supuestos beneficios terapéuticos continuó presente con el paso de los años. Así, Sanders, en 1936, utilizó una cama que vibraba a 0,01 Hz para tratar enfermedades cardiovasculares. Usando la misma cama, Whedon *et al.* (12) afirmaron que se podía frenar la pérdida de masa ósea en un 50 % en jóvenes sanos encamados. Debido a que diversos expertos cuestionaron la metodología y los resultados, la investigación tuvo que ser interrumpida. La vibración aplicada al cuerpo humano reapareció en 1960 de la mano del profesor W. Biernmann, de la antigua República Democrática Alemana, en forma de estimulación neuromuscular rítmica (RNS). Biernmann describió que las llamadas “vibraciones cíclicas” eran capaces de mejorar aspectos a nivel articular. Esta línea de investigación se introdujo entonces en el programa espacial de la antigua Unión de Repúblicas Socialistas Soviéticas (URSS) para contrarrestar los efectos de los vuelos espaciales en los cosmonautas y prevenir la pérdida ósea y de fuerza muscular.

En la década de los 70, los países del Este reconocieron el potencial de la vibración en el deporte al desarrollar un sistema de vibración para entrenar a sus atletas olímpicos. El Dr. Vladimir Nazarov, científico ruso en el ámbito de las ciencias del deporte y miembro del equipo soviético de gimnasia, fue uno de los primeros en desarrollar dicha tecnología vibratoria, que denominó Estimulación Biomecánica (*Biomechanical Stimulation* o BMS). En su primera publicación, concluyó que la vibración podía prevenir la osteoporosis y la pérdida de resistencia ósea en un 34 %. A partir de ese momento, aplicó dicho sistema en la preparación de bailarinas profesionales y logró aumentar la altura del salto y los niveles de fuerza y de flexibilidad, así como reducir el índice lesional. La vibración se introdujo entonces en varias disciplinas deportivas de la antigua URSS. Sin embargo, debido a la caída del comunismo, la información acerca de la tecnología vibratoria para el entrenamiento, sobre la que existía un cierto secretismo, se hizo pública y se expandió, así, por Europa. En la mitad de la década de los 80, se publicó el primer estudio que mostraba los efectos beneficiosos del ejercicio con vibración en los niveles de fuerza en los atletas (13). Sin embargo, este estudio presentaba limitaciones en su diseño, como el no diferenciar el efecto placebo del efecto producido por el entrenamiento vibratorio.

En la década de los 90, diversos atletas europeos ya utilizaban la tecnología vibratoria en sus entrenamientos. Pero el hecho que marcaría el punto de inflexión a partir del cual la popularidad del ejercicio con vibración crecería exponencialmente, tanto desde un punto de vista práctico como en el ámbito científico, fue la comercialización de las primeras plataformas vibratorias. Concretamente, la plataforma vibratoria Galileo y la plataforma vibratoria Nemes (Bosco system, 1997) fueron las primeras en ser comercializadas. Poco tiempo después, un entrenador olímpico holandés, Guus Van der Meer, viendo el potencial de este método de entrenamiento, supo rodearse de un equipo de ingenieros y diseñadores con el que acabó diseñando y fabricando un nuevo modelo de plataforma vibratoria (Power Plate), que saldría posteriormente al mercado. Durante gran parte de los 90, muchas de las evidencias sobre los efectos beneficiosos de la vibración, que procedían de las aportaciones de entrenadores y atletas, eran difíciles de demostrar debido a la inexistencia de estudios científicos bien controlados. La mayoría de la información que aparecía procedía directamente de los entrenamientos, con frecuencia a propósito de un caso concreto, y de situaciones poco controladas metodológicamente hablando. Desde los inicios del actual siglo XXI, el fuerte incremento numérico experimentado por los dispositivos vibratorios, especialmente por las plataformas vibratorias, ha ido acorde con el progresivo interés que han suscitado en diversos ámbitos, como el del alto rendimiento, el del *fitness*, el de la rehabilitación y el clínico.

En resumen, existe actualmente un alto interés por el ejercicio con vibración en todos los ámbitos relacionados con la mejora de la salud y el rendimiento a causa de sus efectos potencialmente beneficiosos. Este creciente interés ha impulsado el desarrollo y la comercialización de una gran variedad de dispositivos vibratorios, lo que ha alimentado, a su vez, el interés de la comunidad científica por ellos, como demuestran las numerosas publicaciones que actualmente se incluyen sobre el tema en una amplia tipología de revistas internacionales de diversos ámbitos.

1.1.3. Definición de ejercicio con vibración

La noción de que la vibración puede resultar beneficiosa para el organismo es relativamente nueva, ya que tradicionalmente ha sido solo considerada perjudicial. Esta

visión de la vibración como algo nocivo proviene, como se ha comentado anteriormente, de la exposición a la vibración en el ámbito laboral. Por contra, en las ciencias neuronales, la vibración ha sido y es una herramienta de investigación (14).

Nazarov y Spivak (13) fueron los primeros en aplicar vibración al cuerpo humano como una modalidad de entrenamiento para los atletas. A partir de ese momento, se produjo un incremento progresivo del interés científico por la vibración como modalidad de ejercicio (15-17). Desde entonces, se ha utilizado una gran variedad de términos para referirse a ella: estimulación biomecánica, oscilación biomecánica, vibraciones de cuerpo completo (del inglés *whole body vibration*), terapia vibratoria, entrenamiento con vibración o ejercicio con vibración. El término *ejercicio con vibración* (EJV) (del inglés *vibration exercise*) podría proporcionar una descripción más ajustada de la modalidad porque: a) define en gran medida por sí mismo sus características esenciales: transmitir un estímulo vibratorio al cuerpo o a partes de éste simultáneamente a la realización de acciones musculares dinámicas o estáticas; b) evita la confusión con cualquier otro término utilizado para definir la vibración en el ámbito laboral, donde los trabajadores se exponen durante largos períodos de tiempo a vibraciones producidas por la maquinaria. El término *entrenamiento con vibración*, que también ha sido utilizado con frecuencia en la literatura internacional (del inglés *vibration training*), recoge igualmente en gran medida la esencia de dicha modalidad. Sin embargo, nos hemos decantado por el de *ejercicio con vibración* por su sentido más amplio, ya que engloba tanto el entrenamiento con vibración destinado a la mejora del rendimiento a cualquier nivel, incluyendo el de los atletas y el de todo deportista altamente entrenado, como el ejercicio o el entrenamiento con vibración destinado a obtener beneficios en el ámbito de la actividad física para la salud y en el terapéutico. Además, nos sumamos, así, a la propuesta terminológica de otros autores relevantes en esta área de estudio (18-20). Por tanto, el EJV puede definirse como la transmisión de un estímulo vibratorio mecánico al cuerpo o a partes de éste mientras se realizan simultáneamente ejercicios dinámicos o estáticos.

1.1.4. Principios físicos y terminología en el ejercicio con vibración

Una vibración es, en un sentido general, un movimiento periódico, es decir, aquel que se repite en todas sus partículas después de un cierto intervalo de tiempo, llamado *período* (21). De la misma forma, la vibración se puede definir como una oscilación mecánica, es decir, una alteración periódica de la fuerza, la aceleración y el desplazamiento en el tiempo. El EJV, en un sentido físico, es una oscilación forzada, donde la energía se transfiere de un elemento generador (dispositivo vibratorio) a un elemento resonador, es decir, al cuerpo humano o a partes de éste (20).

Prácticamente en la totalidad de los dispositivos vibratorios utilizados en el EJV, el movimiento oscilatorio que se produce tiene forma sinusoidal y está, por tanto, descrito por una amplitud (A), una f y un ángulo de fase. Así, podemos decir que la carga vibratoria depende de 4 parámetros: la f , que determina el número de ciclos de oscilación sinusoidal realizados en un segundo y se expresa en hercios (Hz); la amplitud (A), que se refiere al desplazamiento del movimiento oscilatorio y suele expresarse, en términos prácticos, en milímetros (mm); la a , que determina la magnitud y suele expresarse en $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ o en g ($1 g = 9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$); y la duración, que se refiere al tiempo de exposición a la vibración. Durante el EJV, el cuerpo humano es acelerado, y se provoca una fuerza reactiva de éste.

La a pico (a_{peak}) o máxima (a_{max}) en una oscilación sinusoidal está determinada por:

$$a_{\text{peak}} = \omega^2 A \quad (1)$$

siendo la frecuencia angular (ω) = $2\pi f$, y A , el máximo desplazamiento que se realiza en cada ciclo de movimiento sinusoidal desde la posición de equilibrio (figura 1-5). La a_{peak} representa la máxima ratio de cambio en velocidad durante un ciclo de oscilación (figura 1-6). Así, sustituyendo la ω por $2\pi f$, la a_{peak} se podría determinar mediante la siguiente ecuación:

$$a_{\text{peak}} = A (2\pi f)^2 \quad (2)$$

La magnitud de la a en un movimiento sinusoidal puro puede expresarse también en valores pico a pico (p-p; del inglés *peak-to-peak*) ($a_{\text{peak}} \times 2$) o como valor cuadrático

medio (RMS; del inglés *root-mean-square*). La medida cuadrática media representa la mejor indicación del nivel de energía de una señal. En una onda o señal sinusoidal pura, la a_{RMS} se puede obtener dividiendo la a_{peak} por $\sqrt{2}$:

$$a_{\text{RMS}} = \frac{|a_{\text{peak}}|}{\sqrt{2}} \quad (3)$$

Por tanto, el valor RMS de una onda senoidal pura es 0,707 veces el valor pico (figura 1-6).

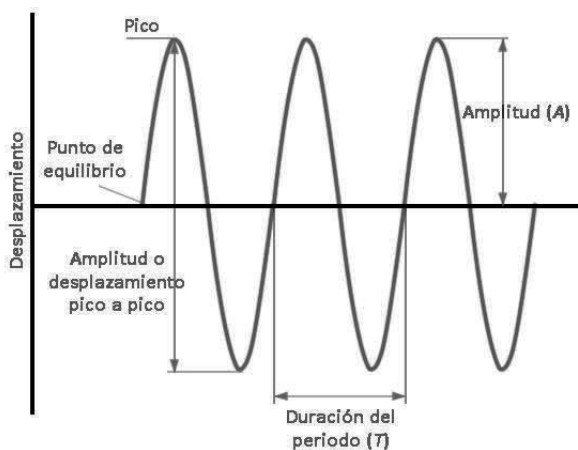


Figura 1-5. Parámetros básicos del desplazamiento de una oscilación sinusoidal.

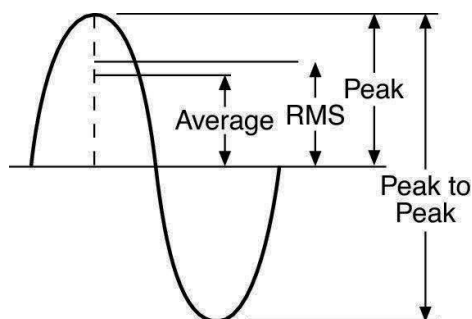


Figura 1-6. Diferentes formas de expresar la magnitud de una señal de oscilación sinusoidal. Representación de un ciclo de oscilación.

Las modificaciones de la f o de la A determinarán los cambios en la a transmitida al cuerpo humano durante el EJV. Mediante la misma ecuación (2), conociendo la a_{peak} y la f , se puede determinar la A :

$$A = \left| \frac{a_{\text{peak}}}{(2\pi f)^2} \right| \quad (4)$$

donde A es el máximo desplazamiento que se realiza en cada ciclo de movimiento sinusoidal desde la posición de equilibrio (expresada en m), a_{peak} es la máxima ratio de cambio en la velocidad durante un ciclo de oscilación (expresada en $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) y f es la frecuencia de la vibración (Hz).

La A se suele expresar también en valores pico a pico ($A_{\text{p-p}}$). La $A_{\text{p-p}}$, que describe el desplazamiento total de un punto entre sus extremos positivos y negativos, puede obtenerse multiplicando por 2 el valor de A (figura 1-5). Ambos términos, amplitud (A) y desplazamiento pico a pico ($D_{\text{p-p}}$), han sido en algún momento utilizados como sinónimos (22-23) a pesar de que, por definición, no significan lo mismo, lo cual ha inducido a confusión respecto a los valores de A reales producidos en los dispositivos usados. Los términos $A_{\text{p-p}}$ y $D_{\text{p-p}}$ sí pueden ser utilizados como sinónimos, ya que, por definición, se diferencian ambos de la A por un factor de 2. De hecho, en los últimos años, algunos autores (24-25) han abordado la problemática del uso inconsistente e inexacto de la terminología en diferentes publicaciones con la finalidad de homogeneizarla y evitar interpretaciones equivocadas. Hay que tener en cuenta que las investigaciones basadas en intensidades erróneamente descritas de estudios previos podrían exponer a los participantes a intensidades dañinas, además de conducir a conclusiones también erróneas.

Hay que destacar que la a_{RMS} podría ser el descriptor más adecuado para utilizar cuando los dispositivos vibratorios no siguen un patrón de onda sinusoidal puro (25). Sin embargo, calcular la a_{RMS} mediante la relación teórica descrita anteriormente para señales sinusoidales (ecuación 3) podría no ser lo suficientemente representativo de la realidad de la señal en el caso de que ésta no se ajuste suficientemente a un patrón sinusoidal. En este caso, sería más recomendable calcular la a_{RMS} de la señal mediante la raíz cuadrada de la media aritmética de los cuadrados de los valores:

$$a_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n a^2(i)}{n}}$$

Se calcula elevando al cuadrado los valores instantáneos de la señal, obteniendo después su media aritmética y, finalmente, la raíz cuadrada de dicha media.

De hecho, en la actualidad, tal y como apuntan algunos autores que han podido determinar el rendimiento mecánico de diversos dispositivos vibratorios (26-27), algunos podrían alejarse más de lo esperado de su supuesto comportamiento sinusoidal. Por otro lado, las f y A de algunos de estos dispositivos, y en concreto las de algunas plataformas vibratorias convencionales, podrían diferir más de lo esperado de los valores preestablecidos o proporcionados por el fabricante, en particular cuando el sujeto realiza movimientos sobre una plataforma vibratoria o ésta se sobrecarga con el uso de pesos adicionales (27). Los valores de A y a generados directamente sobre las placas de las plataformas vibratorias pueden verse afectados también por las propiedades estructurales del dispositivo: rigidez de la placa sometida a vibración, disposición de los generadores de vibración, características de los soportes antivibración, etc. Así, valores similares de A y f seleccionados en el panel de control de dos máquinas diferentes (y con la misma dirección de la vibración) podrían generar niveles de a en la placa vibratoria considerablemente diferentes entre ambos dispositivos. Lo mismo puede ocurrir, por ejemplo, con otros dispositivos vibratorios, como las mancuernas vibratorias, diseñadas para la aplicación de vibración mecánica a las extremidades superiores. Estas consideraciones sugieren la necesidad de evaluar los parámetros de vibración de cualquier dispositivo vibratorio en las condiciones concretas en las que se utiliza, más allá de las especificaciones del fabricante.

En resumen, prácticamente la totalidad de los dispositivos vibratorios utilizados en el EJV produce oscilaciones sinusoidales. Los cambios en la f o en la A determinarán los cambios en la a transmitida al cuerpo humano durante el EJV. La magnitud de la A y la a de un dispositivo vibratorio puede expresarse de diferentes formas (por ejemplo, A_{p-p} o D_{p-p} ; a_{peak} o a_{RMS}), hecho que ha provocado que en la literatura se produzca un uso inconsistente de la terminología de estos y otros parámetros, lo cual ha inducido, en ocasiones, a errores en la interpretación del comportamiento mecánico de los

dispositivos utilizados en los estudios. Además, hay que tener en cuenta que muchos de estos dispositivos podrían alejarse más de lo esperado de su supuesto comportamiento sinusoidal y de sus parámetros teóricos de funcionamiento, principalmente cuando su uso implica movimientos corporales o sobrecarga mediante el uso de pesos o resistencias adicionales. Así, sería aconsejable:

- a) Evaluar siempre los parámetros de vibración de cualquier dispositivo vibratorio en las condiciones concretas en las que se utiliza, más allá de las especificaciones del fabricante, en el caso de los dispositivos comerciales.
- b) Aportar de forma precisa los valores de f (Hz), de A o D_{p-p} (en mm) y de a (preferentemente en valores pico, a_{peak} , o RMS, a_{RMS} : en $m \cdot s^{-2}$ o g), así como información clara de cómo se han determinado dichos parámetros, y especialmente la a (24).

La tabla 1-1, adaptada y ampliada de Rauch *et al.* (25), detalla los términos principales usados para describir la vibración sinusoidal.

Tabla 1-1. Términos usados para describir la vibración sinusoidal. Tabla adaptada de Rauch *et al.* y ampliada (25).

	Unidades	Definición	Símbolo/s	Fórmula/s	Comentarios
Duración del periodo	s	Duración de un ciclo de oscilación (1Hz)	T	$T = 1/f$	
Frecuencia	Hz, s ⁻¹	El número de ciclos de oscilación que efectúa cualquier punto de la onda sinusoidal en un segundo	f	$f = 1/T$	1 Hz = 1 s ⁻¹
Aceleración pico o máxima	m·s ⁻²	Máximo ratio de cambio en velocidad durante un ciclo de oscilación Corresponde al máximo valor desde la posición de equilibrio (0)	a_{peak} o a_{max}	$a_{peak} = A \times (2 \times \pi \times f)^2$ $a_{peak} = 2 \times \pi^2 \times f^2 \times D$	Se puede también expresar como múltiple de la gravedad terrestre (g)*
Aceleración media cuadrática o RMS	m·s ⁻²	Ratio medio de cambio en velocidad durante un ciclo de oscilación RMS (del inglés <i>root mean square</i>) = raíz cuadrática media; la media cuadrática da la mejor indicación del nivel de energía de una señal	a_{RMS}	Para patrón de onda sinusoidal puro: $a_{RMS} = \left \frac{a_{peak}}{\sqrt{2}} \right $ Para patrón de onda sinusoidal no pura: $a_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n a^2(i)}{n}}$	En una onda senoidal pura es 0,707 veces el valor de a_{peak} En una señal sinusoidal no pura sería más recomendable calcular el valor RMS de la señal mediante: Raíz de promedio de cuadrados; Se calcula elevando al cuadrado los valores instantáneos de la señal, obteniendo después su media aritmética y sacando finalmente la raíz cuadrada de dicha media
Amplitud	m	Máximo desplazamiento que se realiza en cada ciclo de movimiento sinusoidal desde la posición de equilibrio	A	$A = \left \frac{a_{peak}}{(2 \times \pi \times f)^2} \right $ $A = D/2$	Sinónimo de amplitud pico (en inglés, <i>peak amplitude</i>) En términos prácticos se expresa en mm
Desplazamiento pico a pico	m	Describe el desplazamiento total de un punto entre sus extremos positivos y negativos	D	$D = \frac{a_{peak}}{(2 \times \pi^2 \times f^2)}$ $D = A \times 2$	En inglés <i>peak-to-peak displacement</i> Sinónimo de amplitud pico a pico (en inglés, <i>peak-to-peak amplitude</i>) En términos prácticos se expresa en mm
*La gravedad terrestre (g) es una constante (9,81 m·s ⁻²) que indica la aceleración nominal originada por la gravedad en la superficie de la tierra Ejemplo de cálculo de la aceleración pico de una señal vibratoria con una frecuencia de 30 Hz y un desplazamiento pico a pico de 2 mm: $a_{peak} = 2 \times \pi^2 \times 30^2 \times 0,002 \text{ m} = 35,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ (3,6 g)					

1.1.5. Tipos de dispositivos vibratorios para el ejercicio con vibración

Los diferentes tipos de dispositivos usados para el EJV pueden clasificarse inicialmente en función de la forma en que se aplica el estímulo vibratorio para transmitirlo al cuerpo o a las diferentes partes de éste que quieren estimularse. Así, la vibración se puede aplicar de forma directa a un determinado músculo (28) o tendón (29), o indirectamente, a través de otra parte del cuerpo hacia las estructuras musculotendinosas diana, ya sean las extremidades inferiores (15), las superiores (30), o el tronco (31). La aplicación de la vibración de forma directa tiene una larga historia como herramienta de investigación en las ciencias neuronales, ya que de dicha forma se descubrió y se documentó la respuesta neuromuscular a un estímulo vibratorio más conocida y descrita en la literatura científica: el reflejo tónico vibratorio (32). Así, se puede encontrar en la literatura una cantidad considerable de publicaciones que han utilizado una gran variedad de pequeños dispositivos vibratorios (figura 1-7) colocados directamente sobre el vientre muscular o el tendón para analizar la respuesta neurofisiológica a la vibración (33-35).

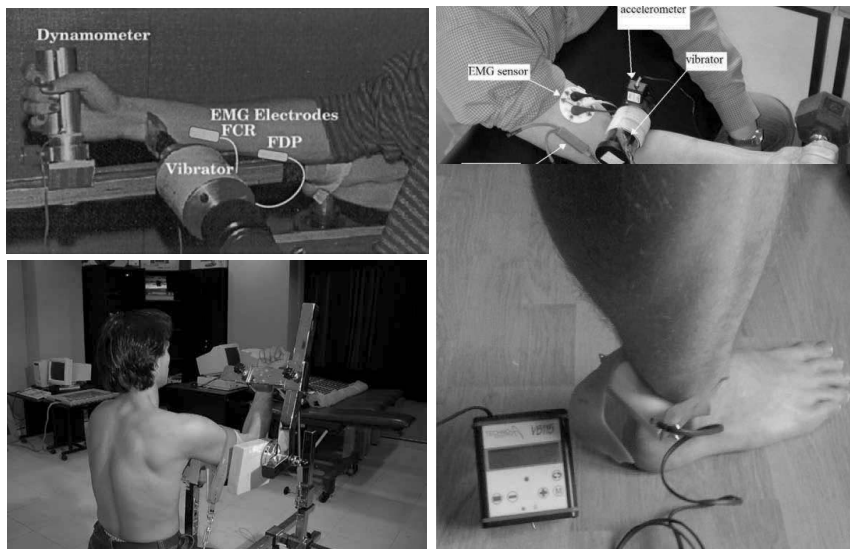


Figura 1-7. Diferentes dispositivos vibratorios para la aplicación directa en el músculo o el tendón (28-29, 33, 36).

Cuando la vibración se ha aplicado de forma directa, se han usado generalmente f elevadas (100-150 Hz) con A frecuentemente pequeñas (de 0,2 a 1-2 mm_{p-p}) (33-34) durante intervalos de tiempo de exposición continuada muy cortos (2-20 s) (37) o prolongados hasta, por ejemplo, 30 min (38-39). Sin embargo, durante la aplicación indirecta normalmente se usan f inferiores (15-50 Hz) con un espectro de A generalmente mayor (1-12 mm_{p-p}) y con intervalos de tiempo de exposición continuada que pueden variar generalmente entre 10 y 60 s; y en caso de realizarse series intermitentes, con volúmenes totales de exposición de entre 30 s y 5 min (11, 40).

Los principales dispositivos vibratorios utilizados en la última década en estudios focalizados en el análisis de los efectos del EJV han sido diseñados conceptualmente para aplicar vibración al cuerpo o a partes de éste sobre todo de forma indirecta y más global. Así, se pueden encontrar, fuera del circuito comercial, diversos dispositivos vibratorios únicos (figura 1-8), fabricados exclusivamente para llevar a cabo un diseño de investigación o para uso privado (41-43).

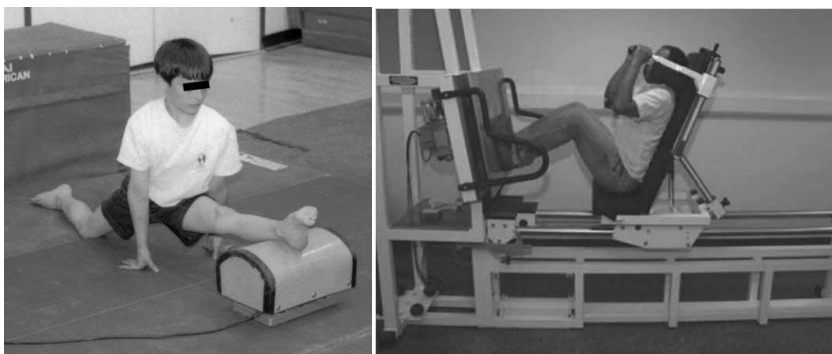


Figura 1-8. Dispositivos vibratorios personalizados (prototipos únicos) no comercializados y usados exclusivamente en investigaciones científicas o para uso privado. Izquierda, dispositivo fabricado para el entrenamiento de la flexibilidad (43) que vibra a una f de 30 Hz ($A=2$ mm); derecha, prensa de piernas con motores vibratorios adaptados (42) capaz de vibrar, según los autores, a 4,3 g con 30 Hz y a 19 g_{p-p} con 50 Hz.

La forma indirecta más popular y extendida de aplicar vibración durante el ejercicio es mediante el uso de plataformas vibratorias disponibles en el mercado desde hace más de una década. En los últimos años, se han llegado a comercializar más de una quincena de modelos de marcas diferentes (Galileo®, Nemes®, Power Plate®, Fit Vibe®, Vibra Pro®, VibraFit®, Vibalance®, Compex Winplate®, Pneu-vibe®, entre otras), que se han utilizado en muchos de los estudios científicos (15, 44). El EJV mediante plataformas vibratorias, definido con frecuencia en la literatura científica como “vibraciones de cuerpo completo” (del inglés *whole body vibration*, WBV) (15, 44), se basa principalmente en la transmisión de la vibración al cuerpo a través de los pies, que están en contacto con la fuente de vibración (placa vibratoria de la plataforma), mientras se realiza cualquier tipo de ejercicio de forma dinámica o estática. Actualmente, casi la totalidad de las plataformas vibratorias se pueden agrupar, principalmente, en dos tipos diferentes en función de la forma en que producen la energía vibratoria y la transmiten al cuerpo. El primer tipo transfiere la vibración generada en el eje vertical a ambos pies de forma sincrónica (plataformas sincrónicas); es decir, se genera una vibración sincrónica de toda la placa vibratoria en el eje vertical, de manera que se provoca un movimiento simultáneo y simétrico de ambos lados del cuerpo; por ejemplo, de ambos pies durante la bipedestación o de ambos brazos durante la típica flexión de brazos (figura 1-9). En el segundo tipo, la placa vibratoria oscila alrededor de un eje central, de modo que induce un movimiento de balanceo; de esta forma, la pierna derecha y la

izquierda actúan en antifase, por lo que cuando el pie derecho está en la posición más baja del balanceo, el izquierdo está en la más alta (y viceversa). Las plataformas de este segundo tipo son conocidas como plataformas vibratorias oscilantes o basculantes (figura 1-9). Se ha sugerido que las plataformas vibratorias basculantes provocan movimientos rotacionales alrededor de la cadera y de la articulación lumbosacra (45). Para comprobar esta hipótesis, Abercromby *et al.* (46) compararon la vibración sincrónica y basculante durante la realización de *squats* dinámicos lentos ($f=30$ Hz; $A=4$ mm). Encontraron que la vibración transmitida al tronco y a la cabeza era superior (71-189 %) durante la vibración sincrónica que durante la basculante, y concluyeron que durante esta última la pelvis amortiguaba más la energía vibratoria. Se podría distinguir un tercer tipo de plataformas, el de las que producen vibraciones exclusivamente en las dos direcciones del plano horizontal (27), pero su uso en los sectores profesionales y en la literatura científica es actualmente muy escaso.

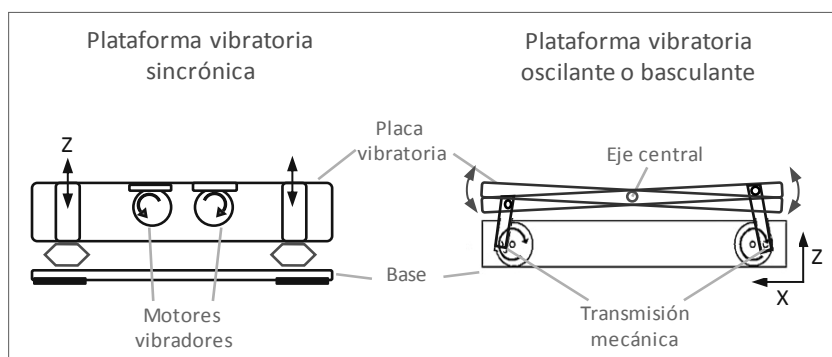


Figura 1-9. Ilustración de las dos principales formas en que se produce y se transmite la vibración en plataformas vibratorias. Izquierda, plataforma vibratoria sincrónica de vibración vertical (del inglés *synchronous*): transmite un movimiento simultáneo y simétrico a ambos lados del cuerpo (Nemes, PowerPlate, Vibalance); derecha, plataforma vibratoria oscilante o basculante (del inglés *side-alternating*): las piernas derecha e izquierda trabajan en antifase, lo que introduce un componente rotatorio en la espina lumbar (Galileo o Quirumed). En el modelo de la figura, un cigüeñal situado en cada lado de la plataforma transforma el movimiento de rotación del motor eléctrico en un desplazamiento vertical, e induce un movimiento de balanceo. Adaptado de Pel *et al.* (27).

Es interesante aclarar que en varios de los estudios donde se han utilizado plataformas sincrónicas de vibración vertical (especialmente en investigaciones con modelos de la marca Power Plate, pues su uso ha sido más frecuente), se han descrito valores irreales de D de 2 mm_{p-p} (bajo) y de 4 mm_{p-p} (alto), e incluso superiores (2,5 mm_{p-p} y 5 mm_{p-p}), e inconsistentes respecto a las a_{peak} aportadas (23, 47), que distan de los valores reales producidos en estas máquinas. A pesar de que, desde hace ya algunos años, diversos autores han aportado datos reales medidos sobre estos dispositivos (Pel et al. (27): D alto=2,2 mm_{p-p}, A bajo=1,2 mm_{p-p}; Marín et al. (48): D alto=2,51 mm_{p-p}, D bajo=1,15 mm_{p-p}), siguen apareciendo algunos estudios que referencian valores de D muy superiores que no coinciden con la realidad. Así, a lo largo de los últimos años, en algunos sectores prácticos parece haberse asentado la sensación errónea de que los valores de D idóneos para plataformas vibratorias sincrónicas están alrededor de los 4 mm_{p-p}, cuando seguramente gran parte de este tipo de plataformas, independientemente del modelo, producen vibraciones que no suelen superar valores máximos de ~2,5 mm_{p-p} (27, 48-49). Con esta aclaración, solo se pretende resaltar la necesidad de valorar los parámetros reales de los dispositivos vibratorios utilizados en el EJV para evitar extraer conclusiones erróneas, que pueden provocar confusión tanto en la literatura científica como en la práctica.

Las plataformas vibratorias son los dispositivos más versátiles y funcionales para estimular indirecta y globalmente las estructuras musculotendinosas de las extremidades inferiores. Sin embargo, la excesiva atenuación de la energía vibratoria que llega a las extremidades superiores cuando la vibración se transmite a través de los pies comporta que esa energía no resulte un estímulo suficiente para desencadenar respuestas potencialmente beneficiosas en las extremidades superiores. Se ha demostrado que un estímulo vibratorio de 45 Hz ($A=2$ y 4 mm, supuestamente valores p-p) durante los *semi-squats* estáticos sobre una plataforma vibratoria mientras se realizaba *curl* de bíceps dinámicos y estáticos provocó incrementos muy pequeños de la aEMG del bíceps braquial (BB) (<0,8 %) y del tríceps braquial (TB) (<1 %) (50). Aunque el uso de plataformas vibratorias permite la ejecución de algunas posturas y de algunos ejercicios con el fin de estimular las extremidades superiores a través de la transmisión por las manos, las opciones son mucho más limitadas, pues se basan principalmente en

las típicas flexiones de brazos estáticas o dinámicas y sus variaciones (51-52). Hay que tener en cuenta que los apoyos de las manos sobre plataforma vibratoria suelen caracterizarse por unas extensiones máximas de la muñeca, que pueden generar molestias y llegar a comprometer la integridad de la articulación. Además, conllevan la dificultad añadida a la hora de modificar y controlar la resistencia de trabajo.

1.1.5.1. Dispositivos vibratorios para el EJV de las extremidades superiores

Varios métodos o dispositivos han sido diseñados para la aplicación indirecta de vibración mecánica a las extremidades superiores a través de las manos. Actualmente, se podrían distinguir 3 métodos principales con los que se han conseguido beneficios a nivel neuromuscular (16, 53-55) o sensorimotor (56). En el primero, el estímulo vibratorio se produce por un actuador electromotor o electromagnético y se transmite hacia la empuñadura a través de un sistema de resistencia mediante un cable o una cincha de transmisión (16, 53, 57). La vibración se atenúa considerablemente al transmitirse por el cable hasta la zona de agarre, y dicha transmisión depende de la tensión del cable: a menor tensión, menor transmisión (figura 1-10).

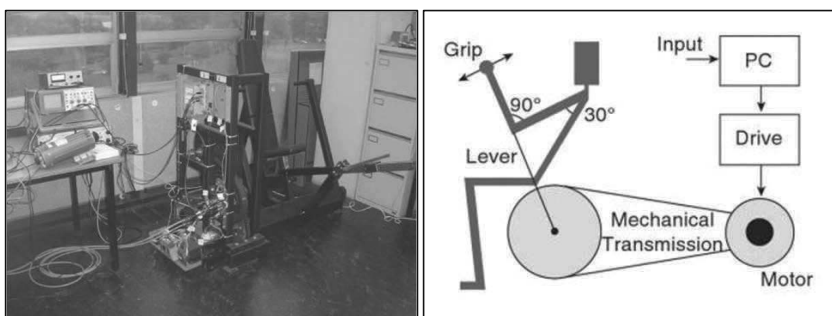
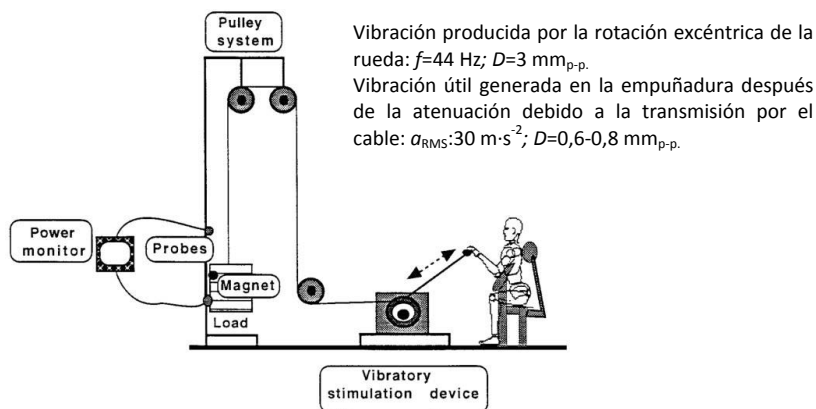


Figura 1-10. Superior, dispositivo vibratorio basado en un electromotor y una rueda excéntrica que transmite vibraciones por un cable conectado a un circuito de resistencia por poleas (16, 57-58); inferior, actuador electromagnético que produce un torque mecánico (controlado por ordenador) modulado en el tiempo por una función sinusoidal capaz de producir un pico de f reproducible a 28 Hz (26, 53).

El segundo método consta de unas mancuernas vibratorias; un pequeño generador de vibración colocado en el interior de la pieza central de la mancuerna, normalmente dentro de la empuñadura, produce movimientos oscilatorios a f de entre 0 y 40 Hz, y con A de hasta 3 mm alrededor del eje horizontal. Como en el caso de las plataformas vibratorias, la mayoría de las mancuernas vibratorias usadas en diferentes publicaciones científicas (19, 30, 56, 59) se pueden encontrar en el mercado bajo diferentes marcas y modelos (figura 1-11), aunque en alguna ocasión se ha utilizado algún prototipo fabricado no accesible en el mercado (60).

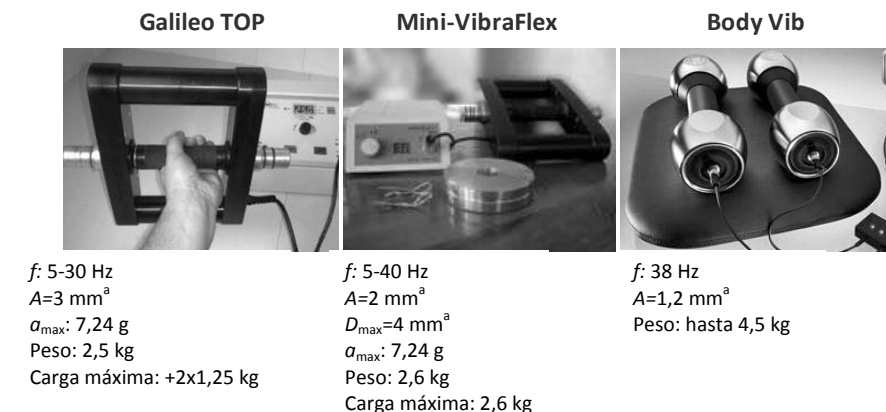


Figura 1-11. Algunos de los diferentes tipos de mancuernas vibratorias disponibles actualmente en el mercado. Los parámetros de vibración aportados corresponden a los especificados por los fabricantes en sus fichas técnicas. ^a: Valores de A y desplazamiento máximo ($D_{\max}$) proporcionados por el fabricante.

Un tercer método o dispositivo potencialmente interesante podría ser un sistema de barra vibratoria. De hecho, fue a finales de febrero de 2007, mientras realizábamos algunas pruebas con el fin de determinar la viabilidad para desarrollar un prototipo inicial de barra vibratoria, cuando Poston *et al.* (54) publicaron en la literatura internacional el primer estudio que analizaba los efectos agudos de la vibración mecánica en la potencia muscular durante el ejercicio de *press* de banca horizontal. Para ello, los autores acoplaron a un extremo de una barra olímpica estándar (20 kg) un motor eléctrico de 1,5 hp (1,12 kW) de potencia y 20 kg de peso, y en el otro extremo colocaron un disco de 20 kg para equilibrar la barra (figura 1-12). El sistema pesaba un total de 60 kg y vibraba a una f de 30 Hz con una A de 1,1 mm (2,2 mm_{p-p}) y una a de 4 g.

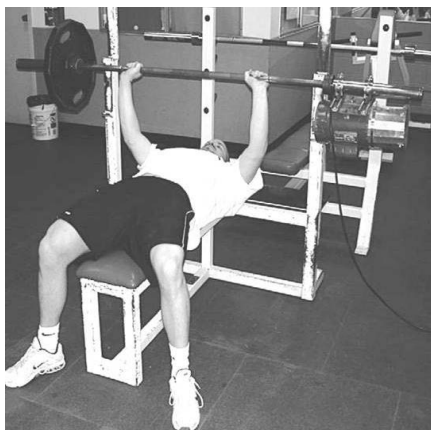


Figura 1-12. Barra vibratoria usada por Poston *et al.* (54) para analizar los efectos agudos de la vibración en la potencia muscular durante el ejercicio de *press* de banca. Consiste en un electromotor de 20 kg fijado a uno de los extremos de una barra olímpica estándar de 20 kg y equilibrada con un disco de 20 kg colocado en el extremo opuesto. $f=30$ Hz; $A=2,2$ mm_{p-p}; $\alpha=4$ g.

Así, se había presentado en la literatura de forma oficial la primera aproximación a un sistema de barra vibratoria. Sin embargo, el objetivo de los autores, a diferencia del de la presente tesis, no era en sí diseñar y desarrollar un sistema de barra vibratoria, sino un medio para analizar los efectos agudos de la vibración en la potencia muscular de las extremidades superiores durante un ejercicio multiarticular. Hay que tener en cuenta que aunque la mayoría de movimientos deportivos implican la coordinación de varias articulaciones, una gran parte de los estudios con vibración aplicada a las extremidades superiores han usado en sus metodologías ejercicios donde se ve implicada una única articulación, como el codo (29, 37), la muñeca (61) o los dedos (62). Un sistema de barra vibratoria con las características adecuadas podría convertirse en una herramienta útil y versátil para el EJV, y presentaría diversas ventajas respecto a las plataformas vibratorias y al resto de métodos principales de EJV para las extremidades superiores. A continuación, se detallan sus potenciales ventajas más importantes frente a las plataformas vibratorias:

- a) Opción de realizar una mayor variedad de ejercicios multiarticulares con vibración controlando en todo momento la resistencia externa de trabajo utilizada.
- b) El contacto con la barra, ya sea mediante el agarre o con la palma de la mano, permitiría adoptar posturas más cómodas y seguras para la articulación de la muñeca.

A continuación, se detallan sus principales potenciales ventajas frente a otros dispositivos de aplicación indirecta de la vibración a las extremidades superiores a través de las manos:

- a) Permitiría la aplicación simultánea de vibración a ambas extremidades superiores de forma fácil y cómoda.
- b) A diferencia de con los sistemas de transmisión de la vibración por cable o cincha (16), se evitaría una excesiva atenuación de la vibración sobre la zona de agarre al encontrarse la fuente de vibración montada directamente sobre la barra.
- c) Frente a los sistemas de transmisión de la vibración por cable o cincha, sería un dispositivo relativamente ligero y fácilmente portable.
- d) Podría generar con mayor consistencia rangos más amplios de a , f y A durante condiciones de carga claramente mayores que las ofrecidas por las mancuernas vibratorias; éstas no suelen exceder los 5 kg de peso total por unidad, masas extras adicionales incluidas.
- e) Podría posibilitar la transmisión de estímulos vibratorios durante ejercicios con resistencia variable, regulada mediante su fijación a sistemas convencionales de resistencia.

Considerando las ventajas y los inconvenientes de los dispositivos para el EJV, sería adecuado desarrollar un sistema de barra vibratoria que pudiera transmitir estímulos vibratorios sinusoidales a las extremidades superiores durante ejercicios estáticos y dinámicos realizados con diferentes niveles de resistencia.

1.1.6. Parámetros determinantes del ejercicio con vibración

Existen numerosos parámetros que pueden determinar e influenciar la respuesta del cuerpo humano durante el EJV, aunque podrían ser divididos en dos grandes categorías: variables extrínsecas y variables intrínsecas. Las variables extrínsecas, que ocurren fuera del cuerpo humano, dependen de las características estructurales y funcionales de los "actuadores", es decir, de los tipos de dispositivos vibratorios: duración, f , A , a y dirección de la vibración. Las variables intrínsecas, en cambio, ocurren

dentro del cuerpo, del elemento "resonador" (20), y condicionan la magnitud de la respuesta del organismo ante los estímulos de los actuadores.

1.1.6.1. Frecuencia de la vibración (f)

Antes de la aparición del EJV basado en el uso de dispositivos comercialmente disponibles, como las plataformas o las mancuernas vibratorias, los estudios se centraron principalmente en la vibración de alta f (80-200 Hz) aplicada de forma directa al músculo y al tendón de animales y de humanos durante períodos cortos (63). Tal y como se apuntó en una revisión reciente de los beneficios del EJV (18), aunque es difícil determinar exactamente cómo se generalizó en la comunidad científica la aceptación del uso de la vibración de baja f , es muy probable que Nazarov y Spivak (13) jugaran en ello un papel importante. Usaron una f arbitraria de 23 Hz para evitar que la vibración se disipara durante la transmisión por los tejidos si se seleccionaban f más altas. Otra posible explicación se basa en el hecho de que debido a su rango de frecuencias naturales, los músculos de las extremidades inferiores responden en un rango de 5 a 65 Hz (64). Existen pocos trabajos científicos que hayan abordado la comparación entre f distintas o la determinación de f óptimas, y cuando lo han hecho, la mayoría se han centrado en la musculatura de las extremidades inferiores y en el uso de plataformas vibratorias (22, 65-67).

En lo que a las extremidades superiores se refiere, Kihlberg *et al.* (68), en un estudio del sector ocupacional, analizaron los efectos agudos de la vibración aplicada en acciones con herramientas de mano típicas en el ámbito laboral que producían vibraciones de f muy diferentes y distintos tipos de vibración (*Chipping hammer*: $f=50$ Hz, vibración de impacto; *Grinder*: $f=137$ Hz, vibración armónica). Los autores observaron un aumento en la aEMG de los flexores y de los extensores del antebrazo claramente superior con 50 Hz que con 137 Hz (flexores: 83,3 % vs. 40,0 %; extensores 45,5 % vs. 27,3 %). Además, para el TB, solo la f de 50 Hz indujo un incremento significativo de la aEMG. Los resultados sugerían, así, que la de 50 Hz podía ser más efectiva que la de 137 Hz a la hora de activar la musculatura durante la aplicación de vibración a través de las manos. Maloney-Hinds *et al.* (69), comparando la respuesta pasiva de la exposición a 10 min de vibración en el flujo sanguíneo de la piel del brazo

dominante, colocado con una flexión del codo de en torno a 130° sobre una plataforma vibratoria (Power Plate), encontraron un incremento del flujo sanguíneo tanto a 30 Hz como a 50 Hz. Además, los autores concluyeron que desde un punto de vista clínico, los 50 Hz tenían efectos adicionales debido a que el flujo sanguíneo de la piel se había incrementado más rápido sin provocar vasoconstricción durante el período de recuperación. Hazell *et al.* (50) compararon el efecto de diferentes f ($f=25, 30, 35, 40$ y 45 Hz; $A=2$ y 4 mm; plataforma sincrónica) en la aEMG de las extremidades inferiores y superiores (BB y TB). En la sesión centrada en las extremidades superiores, los sujetos realizaban acciones dinámicas y estáticas de *curl* de bíceps de 45 s de duración (15 s sin vibración + 30 s con vibración). La aEMG del TB se incrementó de forma significativa (+0,3-0,8 %) durante la acción estática con todas las f , pero el efecto obtenido a 45 Hz fue, además, mayor que al resto de las f . Durante la acción dinámica, la aEMG se incrementó significativamente en ambos, TB (+0,2-1,0 %) y BB (+0,6-0,8 %), aunque no en todas las f . Los incrementos encontrados, aunque significativos, fueron muy pequeños debido a la gran amortiguación de la vibración en la transmisión de los pies a los brazos. De nuevo, mediante el uso de plataformas vibratorias, Terra *et al.* (52) no encontraron diferencias significativas en el número total de repeticiones realizadas sin vibración y con dos f diferentes (30 y 50 Hz) durante el ejercicio de flexiones de brazos realizadas sobre una plataforma vibratoria (sincrónica). Los autores concluyeron que ambas cargas vibratorias tendían a mantener el rendimiento, aunque los resultados no fueron significativos. En un estudio posterior, Tripp *et al.* (56) compararon los efectos agudos en el sentido de posición de la articulación del codo (sistema sensoriomotor) con diferentes f (0, 5 y 15 Hz) aplicadas a través de la mano mediante una mancuerna vibratoria (Mini-VibraFlex), y detectaron mejoras en el sentido de posición del codo (incremento de la precisión con una reducción en la variabilidad) con f de 5 y 15 Hz.

Otros autores que han analizado los efectos de la vibración aplicada indirectamente a través de las manos han utilizado f fijas o únicas durante sus estudios, normalmente en un rango de entre 20 y 50 Hz, aunque en alguna ocasión han usado f muy inferiores, como de 7,5 Hz (70). Concretamente, los estudios realizados con mancuernas vibratorias disponibles en el mercado han utilizado f de 5 y 15 Hz (56), de 26 Hz (19, 30) y de 30 Hz (59). Con prototipos de mancuernas vibratorias diseñados especialmente para estudios

concretos, se han usado f de 44 Hz (60) y de 7,5 Hz (70). Cuando la vibración se ha transmitido desde actuadores electromotores o electromagnéticos hacia la empuñadura a través de cables o cinchas de transmisión, se han usado f de 44 Hz (16, 57-58) y de 28 Hz (53). En concreto, con 44 Hz se han encontrado mejoras agudas en los niveles de potencia media y máxima durante acciones bilaterales de *curl* de bíceps (16) en los niveles de contracción máxima isotónica con reducción de la percepción del esfuerzo (58). Mischi y Cardinale (53), usando 28 Hz, encontraron aumentos de la aEMG del BB y del TB respecto a los niveles obtenidos sin vibración, además de incrementos en la coactivación. Poston *et al.* (54) detectaron mejoras en la potencia muscular del *press* de banca usando 30 Hz mediante una barra vibratoria. Con otros prototipos diferentes contruidos para transmitir una vibración a través de las manos en nadadores profesionales, se hallaron mejoras agudas en aspectos asociados al calentamiento con una f de 22 Hz (41).

En resumen, en los estudios en los que la vibración se ha aplicado de forma indirecta a las extremidades superiores a través de las manos se han utilizado f en un rango de entre 5 y 50 Hz, aunque la mayoría de los resultados positivos se han encontrado con entre 15 y 50 Hz. Sin embargo, al igual que a propósito del EJV de las extremidades inferiores, no hay un consenso claro en la literatura a favor del uso de unas f óptimas determinadas frente a otras.

1.1.6.2. Amplitud

Casi la totalidad de los estudios centrados en el análisis comparativo de los efectos provocados por diferentes niveles de A se han llevado a cabo mediante el uso de plataformas vibratorias y, por tanto, se han centrado en las extremidades inferiores. Los pocos dispositivos comercializables en el mercado para el EJV de las extremidades superiores (básicamente, mancuernas vibratorias) permiten solo la regulación de la f , no de la A . Esto es debido, seguramente, a limitaciones estructurales en los tipos de generadores de vibración que se utilizan en esta clase de dispositivos. En cambio, la mayoría de las plataformas vibratorias disponibles en el mercado permiten el ajuste de al menos dos niveles de A mediante el cambio del sentido del giro de sus motores

vibradores, que modifica la fuerza centrífuga generada y, en consecuencia, la magnitud de la A y de la α .

Rittweger *et al.* (71) observaron que durante el EJV con plataforma vibratoria, el consumo de oxígeno se incrementó con los 3 niveles de A usados (2,5, 5 y 7,5 mm_{p-p}) respecto a la condición de control (sin vibración), y que dicho incremento fue claramente mayor con las A más elevadas, especialmente con la A máxima, de 7,5 mm_{p-p}. Analizando la respuesta aguda en la potencia muscular, y de acuerdo con sus resultados, Adams *et al.* (72) sugirieron que en caso de usar WBV como método para el calentamiento antes de un entrenamiento o de una competición, las combinaciones de f altas (50 Hz) con A altas (4-6 mm) o bien de f bajas (30 Hz) con A bajas (2-4 mm) eran las más apropiadas para maximizar la respuesta aguda de la potencia muscular.

En general, los valores más altos de A han provocado un mayor incremento en la aEMG que los valores bajos de A , independientemente del tipo de dispositivo utilizado. Pollock *et al.* (73) encontraron en diferentes músculos de las piernas una mayor respuesta EMG (no siempre significativa) con la A alta (11 mm_{p-p}, basculante [Galileo]) que con la A baja (5 mm_{p-p}) para la mayoría de las f utilizadas, y las diferencias entre ambas A fueron superiores al 100 % en muchas ocasiones. Hazell *et al.* (50) observaron que durante los ejercicios de *squats* dinámicos y estáticos realizados con vibración (f =25, 30, 35, 40 y 45 Hz; A =2 y 4 mm, sincrónica [WAVETM]), la mayor respuesta EMG se obtuvo también, generalmente, con la mayor A (4 mm) en comparación con la menor (2 mm). La aEMG con la A mayor fue en algunas f y en algunos grupos musculares superior al doble de la obtenida con la A menor.

En cuanto a las extremidades superiores, los pocos estudios que han comparado el efecto de diferentes niveles de A se han llevado a cabo mediante plataformas vibratorias, transmitiendo el estímulo vibratorio a través de los pies (50). A partir de sus resultados, Hazell *et al.* (50) concluyeron que la combinación de f de 35 Hz y especialmente de 45 Hz con la A de 4 mm provocó el mayor incremento en la respuesta EMG del BB y del TB. Sin embargo, dichos incrementos fueron de una magnitud muy reducida (+0,2-1 % de la MCVI) debido a la excesiva atenuación de la vibración desde los pies hasta los brazos.

Recientemente, se han podido observar alteraciones en el comportamiento mecánico de algunas plataformas vibratorias. En concreto, se han observado ligeras reducciones de los valores de A (-0,2 mm) al incrementarse la f de 25 a 50 Hz (27), así como reducciones mayores (-0,9 mm) de los valores de A teóricos del dispositivo al incrementarse la f de 20 a 55 Hz (74). Además, el comportamiento mecánico de estos dispositivos puede verse alterado, fundamentalmente en forma de disminución de sus niveles de a y de A , cuando se los somete a sobrecargas elevadas (27, 74). Así, parece necesario valorar el comportamiento mecánico de los dispositivos vibratorios en las diferentes condiciones de carga utilizadas en los estudios para evitar interpretaciones erróneas en el análisis de los efectos que tienen en el cuerpo humano los parámetros de la vibración.

1.1.6.3. Dirección

Hay un consenso generalizado en la literatura respecto al hecho de que la carga vibratoria a la que se somete el cuerpo humano durante la exposición está determinada por la f , la A , la a y la duración del estímulo vibratorio (18, 75). No obstante, hay que tener en cuenta que las oscilaciones sinusoidales que genera cualquier dispositivo vibratorio se producen siempre en una dirección concreta, que suele medirse en la zona del dispositivo desde la que se transmite el estímulo vibratorio al cuerpo humano; por ejemplo, en la placa vibratoria en el caso de las plataformas vibratorias, o en la empuñadura o zona de agarre en las mancuernas vibratorias. Sin embargo, la influencia específica de la dirección de la vibración en la respuesta del cuerpo durante el EJV ha sido estudiada en escasas ocasiones. Esto es debido, en parte, a que la mayoría de las plataformas vibratorias sincrónicas y basculantes, que son los dispositivos más utilizados, son capaces de generar vibraciones principalmente en la dirección vertical (27), sin que ésta pueda ser modificada por el usuario. Sin embargo, aunque, como se ha comentado anteriormente, existe otro tipo de plataforma vibratoria capaz de generar vibraciones fundamentalmente en las dos direcciones del plano horizontal, éste ha sido muy poco utilizado en la literatura (27, 76). Pel *et al.* (27), al analizar la transmisibilidad al cuerpo de las a verticales de los tres tipos de plataformas, es decir, la sincrónica (Power Plate), la basculante (Galileo) y la de vibración exclusivamente horizontal

(PowerMaxx), observaron que la cantidad de a en dirección vertical transmitida a nivel de tobillo y rodilla fue claramente inferior con la plataforma de vibración horizontal que con el resto de plataformas. Años después, Bagheri *et al.* (76) compararon los efectos agudos de las WBV en la fuerza de salto y en la tasa de desarrollo de la fuerza de salto con los tres tipos de plataformas usadas por Pel *et al.* (27). Los autores concluyeron que los efectos agudos provocados por la vibración en ambas variables del salto con los tres tipos de dispositivos no fueron significativamente diferentes.

Que sepamos, no se han llevado a cabo investigaciones que hayan analizado el efecto específico de la dirección de la vibración en el rendimiento neuromuscular durante el EJV de las extremidades superiores. Sin embargo, en los estudios de ámbito ocupacional, se ha comprobado que la transmisibilidad de la vibración, la impedancia de la mano y la cantidad de energía vibratoria absorbida en la mano y en el brazo dependen de, entre otros muchos factores, la dirección de la vibración aplicada (6, 77-79). Como se ha comentado anteriormente, al abordar la vibración en el ámbito del trabajo, la magnitud de la vibración suele medirse en la empuñadura del dispositivo vibratorio, próximo a la mano, en las tres direcciones ortogonales designadas por los ejes X, Y y Z. Los ejes se pueden definir en relación con la orientación de la mano o con el dispositivo vibratorio. Considerando que la posición y la orientación de la mano respecto al dispositivo o a la herramienta pueden variar, suele resultar más conveniente definir la magnitud de la vibración relativa a los tres ejes respecto al dispositivo (sistema de referencia basicéntrico) vibratorio que hacerlo respecto a los ejes de la mano (sistema de referencia biodinámico).

1.1.6.4. Duración

La duración del estímulo vibratorio se refiere al intervalo de tiempo de exposición a la vibración. Cuando se han analizado los efectos de la exposición aguda a la vibración, ya sea durante una sesión única o durante varias, se han utilizado regularmente tiempos de exposición de entre 10 y 60 s aplicados de forma intermitente (15, 22) o de entre 3 y 5 min de forma continua (45). Períodos breves de exposición a la vibración de entre 10 y 60 s han demostrado ser efectivos para provocar incrementos agudos del rendimiento neuromuscular inmediatamente después del cese de la vibración. En concreto, durante

el EJV con plataforma vibratoria, se han encontrado incrementos agudos en el salto vertical (72) y en la potencia muscular (72, 80). Además, Adams *et al.* (72) no hallaron diferencias significativas en la potencia pico del salto vertical cuando sujetos no entrenados se expusieron a 30, 45 y 60 s de vibración. En el mismo estudio, los autores observaron también que el incremento de la potencia muscular después del cese de la vibración alcanzó su pico máximo en el primer minuto posvibración, que se mantuvo significativamente elevado en los 5 min posvibración y que descendió significativamente por debajo de los valores pico a los 10 min posvibración. Sin embargo, son necesarios más trabajos para determinar de forma más consistente posibles intervalos de tiempo de exposición óptimos durante sesiones de EJV. Por otro lado, también se han observado incrementos agudos en la aEMG durante la exposición a WBV con intervalos de tiempo muy breves, de 10-20 s (81-82) y de 30-60 s (22).

Tiempos de exposición similares, de entre 10 y 60 s, se han utilizado con frecuencia durante el EJV de la extremidades superiores, y se han registrado, por ejemplo, incrementos agudos en la potencia muscular tanto durante la vibración como después del cese de ésta (16, 54), así como incrementos agudos en la aEMG durante exposiciones cortas de entre 15 y 60 s (53, 59).

En los estudios de EJV en los que se han analizado los efectos a corto (<2 meses) y largo plazo (>2 meses), se han usado tiempos totales de exposición a la vibración por sesión muy variables, que pueden ir desde los 2 min/sesión hasta aproximadamente los 30 min/sesión (83), aplicados normalmente de forma intermitente en intervalos inferiores a 1 min y en 1-3 sesiones por semana. Las exposiciones continuas superiores a 1 min probablemente requerirían el uso de niveles de a más bajos, lo que podría suponer una reducción del efecto para conseguir adaptaciones en fuerza y en potencia. Por otra parte, podría suponer un mayor riesgo de lesiones el combinar tiempos de exposición y niveles de a elevados. Por tanto, los protocolos con aplicación intermitente de la vibración parecen ser adecuados para exposiciones a largo plazo porque permitirían estimular adecuadamente el músculo limitando los niveles de fatiga.

1.1.7. Frecuencia de resonancia

Cuando un cuerpo elástico se desplaza de su posición de equilibrio y posteriormente se deja libre, tiende a recuperar su posición inicial de reposo mediante una serie de oscilaciones. La frecuencia de este movimiento de oscilación, denominada *frecuencia natural de oscilación*, depende exclusivamente de las características elásticas del propio sistema. Esta vibración se va amortiguando con el tiempo, y su amplitud va disminuyendo. Si en lugar de dejar en libertad el cuerpo se actúa sobre él aplicando una fuerza periódica externa, el cuerpo o sistema se mantendrá vibrando mientras esté recibiendo energía. En este caso, el movimiento resultante vendrá determinado no solo por sus propiedades elásticas, sino también por su capacidad de adaptación a la frecuencia impuesta desde el exterior. Las características de la vibración resultante dependerán, en este caso, de la diferencia entre la frecuencia impuesta por el sistema que actúa desde el exterior y la frecuencia propia y natural del cuerpo o sistema receptor. Así, se dice que un cuerpo resuena cuando vibra al recibir impulsos de frecuencia igual a la suya o múltiplo de ella. Cuando las dos frecuencias se igualan, la perturbación es máxima, lo cual provoca un aumento de la amplitud en el movimiento resultante. Cuando se produce este fenómeno, una excitación de bajo nivel puede dar lugar a una oscilación resultante de gran amplitud. Este efecto puede ser destructivo en algunos materiales rígidos como un vaso, que puede romperse cuando una soprano, cantando, alcanza y sostiene su frecuencia de resonancia. Obviamente, el cuerpo humano no es un cuerpo rígido, y los músculos y los tendones actúan como elementos de resorte, que almacenan y liberan energía mecánica.

Todo material conocido por el hombre tiene una frecuencia natural a la que vibra (84) y los tejidos biológicos, como el músculo, también vibran a frecuencias específicas, tanto en reposo como en activación (85). La frecuencia de resonancia de una parte concreta del cuerpo se determina por la frecuencia a la cual la transmisibilidad desde la fuente de vibración a dicha parte del cuerpo es máxima (86). Randall *et al.* (87) encontraron un rango de frecuencias resonantes en todo el cuerpo de entre 9 y 16 Hz (promedio de 12,3 Hz). Otros autores han propuesto una frecuencia de resonancia principal para el cuerpo de 5 Hz (88) y una secundaria de 8 Hz (89), así como una respuesta no-lineal (90). Sin embargo, algunas estructuras del cuerpo tienen frecuencias

de resonancia concretas: el globo ocular (~20 Hz), la cabeza (~18 Hz), la columna (~8 Hz), el pulmón (~8 Hz), el músculo (~7-15 Hz) (88), y el sistema abdominal y torácico (5-10 Hz). La frecuencia de resonancia de los tejidos en las extremidades inferiores oscila entre ~10 y 50 Hz (91), y se encuentra dentro del rango de f usadas durante las WBV, motivo por el cual puede darse un efecto de resonancia. Se ha observado como con f inferiores a 20 Hz la transmisibilidad de la vibración desde la plataforma hasta las piernas y la cadera excede el 100 %, de modo que se ha sugerido un efecto de amplificación o resonancia (92). El hecho de que el pico de transmisibilidad en la rodilla se dé a unos 10 Hz, siendo éste considerablemente superior al observado con 5 Hz, parece indicar que el límite inferior de la frecuencia de resonancia de las piernas se encuentra alrededor de los 10 Hz (91).

Por otro lado, el análisis de la respuesta biodinámica del sistema mano-brazo ha evidenciado resonancias en el rango de frecuencias de entre 20 y 50 Hz, coincidiendo con las f dominantes de muchas de las herramientas de percusión de la industria (93) y con los rangos de f usados durante el EJV. La *stiffness* y la masa determinan la frecuencia natural (ω_0) de un sistema. En concreto, $\omega_0 = \sqrt{k/m}$, donde k es la *stiffness* y m es la masa. Lógicamente, la modificación de la frecuencia natural debe efectuarse mediante la alteración de la *stiffness*, ya que la masa no se puede modificar. Por tanto, el fenómeno de resonancia podría modificarse y evitarse durante el EJV, por ejemplo mediante la alteración de la *stiffness* y, en consecuencia, de la frecuencia natural, introduciendo un elemento de amortiguación (fricción) (20) o mediante ajustes de la postura corporal, que afectarán, a su vez, a la *stiffness* muscular (94). Además, las evidencias científicas sugieren que los músculos pueden amortiguar de forma activa la vibración, de manera que la actividad muscular puede, en parte, minimizar los efectos potencialmente adversos de la vibración (1, 91, 95). Cualquier amortiguación mecánica dará lugar a la absorción de energía y a la producción de calor (95). Por otro lado, algunos efectos provocados por las vibraciones pueden alcanzar su máximo a una f algo superior a la de resonancia.

1.1.8. Transmisibilidad de la vibración

De forma genérica, la transmisibilidad de la vibración se define como el cociente entre la amplitud de la fuerza transmitida y la amplitud de la fuerza de excitación. Si adaptamos dicha definición al EJV de las extremidades superiores, podríamos definir la transmisibilidad de la vibración como la relación (ratio) de la magnitud de la vibración medida en una determinada parte de las extremidades superiores y la magnitud de la vibración de la fuente de excitación, es decir, del dispositivo vibratorio o de la parte de éste que transmite el estímulo vibratorio a través de las manos. Valores de ratio = 1 indicarían que se ha transmitido el 100 % de la vibración de excitación. Valores inferiores a 1 indicarían, en cambio, una reducción o atenuación de la transmisibilidad de la vibración de excitación; como ejemplo, una ratio de 0,5 supondría una reducción de la transmisibilidad del 50 %. Por último, valores superiores a 1 indicarían un aumento de la amplitud de la vibración, es decir, un efecto de resonancia; como ejemplo, una ratio de 2 supondría una amplificación del 200 %.

El tronco en sí presenta, con f de entre 5 y 50 Hz, unas características constantes de transmisibilidad, que pueden verse modificadas por el cambio de postura (96). En el rango bajo, entre 4 y 5 Hz, y en posición sedente se han documentado valores de transmisibilidad de ~ 2 en la cabeza y de ~ 3 a nivel de hombro, lo que confirma un efecto de amplificación de la A en este rango de f (97).

Respecto a las extremidades inferiores, se han encontrado valores de transmisibilidad >1 con las rodillas estiradas con f de ~ 2 Hz, pero los valores descienden a $<0,5$ con f por encima de 5 Hz (98). Es importante tener en cuenta que el nivel de transmisibilidad de la vibración se reduce con la flexión de la rodilla para todas las f (98). Durante las WBV, Rubin *et al.* (92) documentaron valores de transmisibilidad superiores a 1,3 con f inferiores a 20 Hz y con las rodillas estiradas, mientras que Kiiski *et al.* (99) encontraron valores de transmisibilidad >5 , según el nivel de A . Sin embargo, con una flexión de rodillas de 20° , la transmisibilidad se redujo a 0,5 para f inferiores a 20 Hz y hasta 0,25 para f superiores a 20 Hz (92). En cambio, otros autores han encontrado mayores niveles de a transmitida durante la posición de *semi-squat* (flexión de rodillas de 120°) que con una posición erecta con una ligera flexión de rodillas a $3-5^\circ$ (100). Para explicar esto, los autores especularon con que el mayor nivel de activación muscular

durante la posición de flexión de rodillas podría haber incrementado la rigidez muscular (*stiffness*) y favorecido, así, el aumento del nivel de transmisibilidad de la vibración en el cuerpo. Pel *et al.* (27) comprobaron que durante la posición de *squat* y con una f de 25 Hz, el nivel de a vertical transmitida desde la plataforma fue mayor a nivel de tobillo, y que se redujo ~6-10 veces a nivel de rodilla y cadera. Por tanto, hay suficientes evidencias para afirmar que a partir de f superiores a 20 Hz, se produce un elevado efecto de amortiguación de la vibración en su transmisión por las piernas, y que la transmisibilidad de la vibración a nivel de cabeza se reduce rápidamente con f superiores a 15-20 Hz (94). Estos niveles de atenuación de la vibración sugieren que difícilmente podrán producirse incrementos elevados en la potencia muscular de las extremidades superiores o en los niveles de aEMG derivados de la vibración transmitida desde los pies hasta los brazos (50).

A nivel de columna vertebral, se han observado niveles de transmisibilidad de entre 0,6 y 0,8, casi independientemente de la f y de la postura (92), aunque también se han encontrado niveles de transmisibilidad de hasta 5 en posiciones erectas con f de 10 Hz (99). Además, durante las WBV, la transmisibilidad a la cabeza y al tronco puede reducirse a la mitad mediante el incremento de la flexión de la rodilla de 10° a 30° (46). Se ha podido constatar también que la transmisibilidad de la vibración a la cabeza es 2-3 veces menor durante las WBV con plataforma basculante que con plataformas sincrónicas (46).

Es importante tener en cuenta que la transmisibilidad de la vibración al cuerpo humano es un fenómeno complicado debido a las no linealidades en el sistema musculoesquelético, lo que significa que las ondas sinusoidales, en términos de A y f , se modifican a lo largo de su transmisión por los segmentos del cuerpo (97, 99). De hecho, este fenómeno de no linealidad parece haber sido, en parte, corroborado por Pel *et al.* (27). Los autores observaron que las f registradas a nivel de tobillo, rodilla y cadera fueron muy similares (variaciones del 5 %) a su correspondiente f predeterminada de 25 Hz. Sin embargo, los errores de ajuste de la a sinusoidal vertical registrada, calculados para comprobar el nivel de ajuste de la a vertical a una función sinusoidal, se incrementaron desde el ~4 % a nivel de tobillo hasta el ~30 % a nivel de cadera,

independientemente del tipo de plataforma utilizada. Los autores confirmaron, así, el comportamiento no lineal de la transmisibilidad de la vibración más allá de la rodilla.

1.1.8.1. Transmisibilidad de la vibración a través de las manos

El sistema mano-brazo es una de las estructuras mecánicas más complicadas del sistema biológico; entre otros motivos, debido a que su respuesta biodinámica está influenciada por diversos factores, como la magnitud de la vibración (A y f), la dirección de la vibración, el nivel de la fuerza de agarre, el nivel de fuerza de empuje, la posición de la mano y del brazo respecto al eje de estímulo, y el tamaño de la empuñadura (101-102). Todos estos factores, y la interacción entre ellos, pueden influir en la transmisibilidad de la energía vibratoria por el sistema mano-brazo y en su respuesta biodinámica. En términos de biodinámica, el cuerpo humano puede considerarse un sistema complejo formado por diferentes subsistemas, cuyas masas están unidas por elementos elásticos y amortiguadores. La biodinámica del sistema mano-brazo humano es una rama de la biomecánica que aplica las leyes de la física y los conceptos de la ingeniería para describir los movimientos y las fuerzas que intervienen en el sistema, así como sus relaciones. El estudio de la respuesta biodinámica del sistema mano-brazo durante su exposición a vibración pretende establecer las bases fundamentales para la comprensión de los mecanismos asociados a los trastornos inducidos por la vibración y para el desarrollo de métodos más apropiados de evaluación de los riesgos (93, 101, 103-107).

La respuesta biodinámica del sistema mano-brazo a la exposición a vibración se ha caracterizado generalmente usando 3 métodos concretos basados en: 1) las relaciones entre fuerza y movimiento a nivel de la superficie de la herramienta vibratoria de mano, expresadas en términos de masa aparente en el punto de contacto entre la mano y la herramienta (del inglés *driving-point*), impedancia mecánica en dicho punto o potencia de vibración absorbida (101); 2) vibración transmitida a los diferentes segmentos del sistema mano-brazo, como uñas, dedos, muñeca, codo y hombro (108-110); y 3) modelos mecánicos equivalentes, en su mayoría derivados de las medidas en el punto de contacto (111). La mayoría de los estudios han analizado la relación fuerza-movimiento en términos de impedancia mecánica por la relativa facilidad con que se

mide. Muchos de estos trabajos han aportado bastante conocimiento en relación con los diferentes factores de influencia, como el tamaño de la empuñadura, la fuerza de agarre y de empuje, la postura de la mano y del brazo, y la magnitud y la dirección de la vibración. Las respuestas medidas con relación al punto de contacto entre la mano y la empuñadura, *driving-point*, se han usado para derivar la totalidad de la energía vibratoria absorbida en el sistema mano-brazo, las frecuencias de resonancia y los modelos mecánicos equivalentes. Sin embargo, las medidas del punto de contacto no pueden describir completamente las respuestas a la vibración distribuidas por el sistema mano-brazo, especialmente las respuestas asociadas con el antebrazo o la parte superior del brazo, ni su contribución a las respuestas en dicho punto de contacto. Por tanto, se ha sugerido que la respuesta a la vibración de segmentos individuales o la distribución de la energía vibratoria dentro de la estructura mano-brazo podrían proporcionar una valoración de más calidad de los riesgos de lesión inducidos por la vibración (112). Así, parte del conocimiento sobre la transmisibilidad de la vibración por el sistema mano-brazo proviene de los estudios de la respuesta biodinámica.

En realidad, no existen, en este ámbito de estudio, muchos trabajos que hayan aportado información concisa sobre la transmisibilidad de la vibración por el sistema mano-brazo, debido, en parte, a la complejidad asociada a la medida de la vibración a nivel de la piel y a las reducidas magnitudes de la vibración transmitida con f superiores a 200 Hz. Como, por el momento, no ha sido posible medir directamente la vibración transmitida a localizaciones anatómicas internas del sistema mano-brazo, para el estudio de la transmisibilidad se utiliza la vibración transmitida y medida en la superficie del sistema. Los transductores más comunes para medir la transmisibilidad en el sistema mano-brazo son los acelerómetros (109) y los vibrómetros láser (104), aunque se han utilizado también, en alguna ocasión, cámaras de alta velocidad para medirla, con resultados razonables hasta frecuencias de 150 Hz. De la globalidad de los trabajos en este campo de estudio, y en especial de aquellos en los que se ha valorado la transmisibilidad por el sistema mano-brazo más allá de la muñeca y del antebrazo, destacan una serie de hallazgos consistentes que pueden ayudarnos a comprender y a justificar la respuesta de las extremidades superiores durante el EJV. En resumen, se ha comprobado que la vibración transmitida a la cabeza desde las manos es mayor en el

rango de f entre 12,5 y 16 Hz, y que a partir de 20 Hz desciende a medida que aumenta la f (113). De hecho, estudios previos han observado resonancias con f de entre 10 y 16 Hz en la muñeca y en el codo (114-115). Además, parece que hay una resonancia clara en la respuesta biodinámica del sistema mano-brazo, que se encuentra en el rango de entre 20 y 50 Hz. Debido a la resonancia, este rango de f correspondería a la máxima absorción y transmisión de la energía vibratoria al sistema mano-brazo a través de la palma (93). Además, la respuesta biodinámica de la palma de la mano es dependiente de la f . Incrementar la fuerza efectiva de la palma de la mano generalmente aumenta la frecuencia de resonancia y la magnitud de la respuesta biodinámica, así como la transmisión de la energía vibratoria (93). También se ha observado que las variaciones en la fuerza de agarre afectan principalmente a la transmisibilidad de la vibración y a las frecuencias características del antebrazo, mientras que los cambios en la fuerza de empuje influyen en las características dinámicas de todo el sistema mano-brazo (103). Adewusi *et al.* (103) observaron, además, que, en general, un incremento en la fuerza de agarre aumenta la magnitud de la vibración transmitida a la muñeca, al codo y al hombro a lo largo del eje Z_n , siendo éste el eje longitudinal del antebrazo y el de la dirección de la vibración generada por el dispositivo vibratorio. También en relación con la influencia de la fuerza de agarre y la de empuje, se observó durante la exposición a vibración que con el aumento de ambas se incrementaba la impedancia del sistema, tanto en magnitud como en frecuencia de resonancia (108). Esto significa que la potencia disipada, es decir, la energía por tiempo absorbida en el sistema mano-brazo (108), parece depender no solo del contenido de la f , sino también de las fuerzas de agarre y de empuje. Es sabido también que los cambios en la postura provocan variaciones en el grado de transmisibilidad de la vibración por las extremidades superiores (103, 116). En concreto, la transmisibilidad de la vibración por el codo depende, en parte, de la postura del brazo. Así, parece ser que, en general, la transmisibilidad de la vibración tiende a disminuir a medida que aumenta el ángulo de flexión del codo (77, 101, 103, 117). Además, también se ha observado que el sistema mano-brazo durante la posición con el brazo extendido amplifica la vibración transmitida al cuerpo con f inferiores a 25 Hz, pero atenúa la vibración de f superiores a 25 Hz de forma más efectiva que la posición con flexión del codo, excepto a nivel del

hombro (103). La respuesta biodinámica también se ve influenciada por factores antropométricos individuales, como el tamaño de la mano; una persona con una mano más grande probablemente tendrá un nivel de respuesta biodinámica mayor, especialmente con f inferiores a 40 Hz (93).

De la relación directa entre la f y el nivel de transmisibilidad por el sistema mano-brazo se debe resaltar una serie de hallazgos y de conclusiones que permiten comprender y justificar, en parte, el uso de un determinado rango de f durante el EJV de las extremidades superiores. En general, la transmisibilidad de la vibración tiende a disminuir rápidamente a medida que se incrementan la f y la distancia entre el punto de medida y la fuente de origen de la vibración (103). También se ha podido constatar que la atenuación de la vibración se produce en el tejido adyacente al hueso, y en una proporción muy baja en las articulaciones, aunque se ha observado un movimiento relativo elevado a través de éstas (110). Las vibraciones por debajo de f de 50 Hz se transmiten hacia el brazo con poca atenuación, mientras que con f superiores a 50 Hz la transmisibilidad disminuye progresivamente. Con f inferiores a 40 Hz, la vibración puede ser transmitida de forma efectiva a los brazos, los hombros y la cabeza. Sin embargo, con f elevadas por encima de 100 Hz la vibración no puede ser transmitida de forma efectiva más allá de la mano (106, 108-109). Al superar f de 150-200 Hz, la mayor parte de la energía vibratoria se disipa en los tejidos de los dedos y de la mano; y con f superiores a 250 Hz, menos del 10 % de la vibración se transmite a la muñeca y más allá. En concordancia con la influencia específica de la f en el grado de transmisibilidad de la vibración por los segmentos del sistema mano-brazo, la figura 1-13 ilustra la percepción de la distribución de la vibración en el sistema mano-brazo con una f baja de 16 Hz y una f alta de 125 Hz, recogida por McDowell *et al.* (118). Nótese como con la f de 16 Hz, la percepción de la distribución de la vibración se focaliza principalmente en la parte alta del brazo, el antebrazo y el hombro, mientras que con una f de 125 Hz, la percepción en las partes mencionadas disminuye drásticamente y se centra en los dedos y la muñeca.

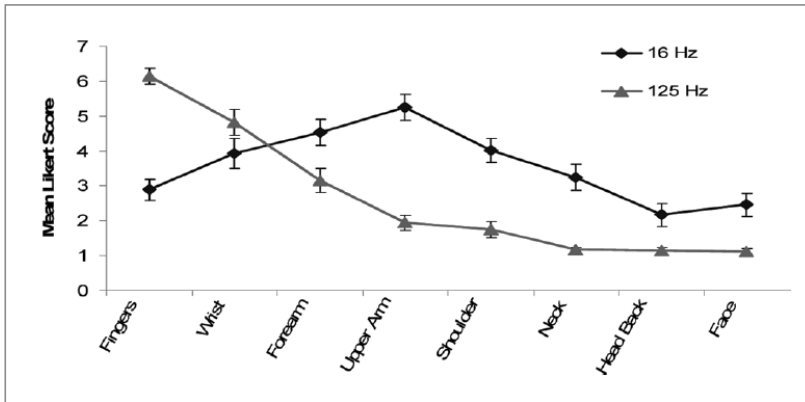


Figura 1-13. Percepción de la distribución de la vibración en el sistema mano-brazo con una f baja de 16 Hz y una f alta de 125 Hz. Un valor mayor significa una percepción de la vibración mayor (118).

También es interesante destacar que con el uso de cables diseñados especialmente para transmitir la vibración desde la plataforma vibratoria hasta la empuñadura durante el EJV (sincrónica, Power Plate pro 6TM), se han observado atenuaciones significativas de los niveles de a transmitidos a la empuñadura (49). En concreto, Tankisheva *et al.* (49) observaron que dependiendo de los parámetros de vibración utilizados (a y f), la vibración transmitida a nivel de la empuñadura ($a=0,33-1,33$ g) variaba entre el 27 y el 44 % de la a generada en la plataforma. No obstante, a pesar de dicha atenuación, la vibración provocó incrementos significativos en la actividad muscular del BB, el TB, el trapecio y el deltoides, aunque solo durante el *curl* de bíceps, uno de los tres ejercicios analizados (*curl* de bíceps, *curl* de tríceps y elevación de brazos). Además, es interesante resaltar que el registro del nivel de transmisibilidad de la vibración por diferentes segmentos del brazo, desde la mano hasta la cabeza, evidenció una reducción progresiva del nivel de transmisibilidad de la vibración con el aumento de la distancia entre el punto de origen de la transmisión (empuñadura) y el segmento o punto de medida.

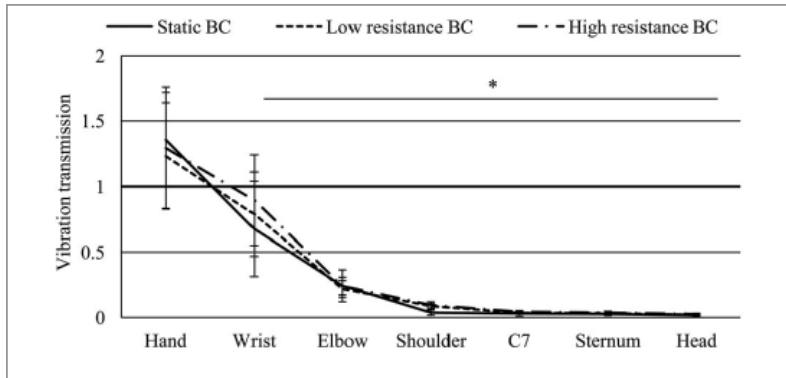


Figura 1-14. Niveles de transmisibilidad medios obtenidos desde la empuñadura del cable, conectado a la plataforma vibratoria (sincrónica, Power Plate pro 6TM), hasta diferentes segmentos del brazo, el tronco y la cabeza durante los ejercicios de *curl* de bíceps estático y dinámico con dos niveles de resistencia (bajo=2,5 kg; alto=5 kg) y con una f de 40 Hz ($a=6$ g, $A=2$ mm_{p-p}) (49). Nótese el descenso progresivo del nivel de transmisibilidad entre la mano y el hombro a medida que aumenta la distancia entre la empuñadura (origen de la transmisión) y el punto de medida. Nótese también, a la altura de la mano, que los niveles medios de transmisibilidad superan claramente el valor de 1, lo que indica un posible efecto de resonancia en la mano en gran parte de los sujetos.

Por tanto, en resumen, durante el EJV de las extremidades superiores, y con el objetivo de transmitir un estímulo vibratorio suficiente a la musculatura de los brazos a través de las manos, el rango de f más apropiado parece ser el comprendido entre 16 y 50 Hz. Las f inferiores a 50 Hz se transmiten de forma efectiva por las manos hacia los brazos y el tronco. Aunque una f por debajo de 16 Hz puede transmitirse de forma efectiva por los brazos, también puede maximizar la transmisibilidad de la vibración a la cabeza (especialmente f de entre ~12,5 y 16 Hz), por lo que desde la perspectiva riesgo-beneficio, parece más apropiado usar f que superen los 16 o 20 Hz; a partir de 20 Hz, la transmisibilidad de la vibración a la cabeza descende a medida que la f aumenta. No obstante, el nivel de transmisibilidad del sistema mano-brazo puede verse alterado, más allá de por el uso de una u otra f , por otros muchos factores, como la distancia entre la zona o el grupo muscular que se quiere estimular y la fuente de origen de la vibración, la posición del brazo y el grado de flexión del codo, las fuerzas de agarre y de empuje, y posibles resonancias en el sistema mano-brazo.

1.2. Efectos del EJV en la respuesta neuromuscular

Los puntos previos se han centrado en contextualizar la aplicación de vibración al cuerpo humano como modalidad de ejercicio, en su terminología específica y en los parámetros fundamentales que la definen. La atención se focalizará, a partir de ahora, en explorar y discutir la literatura específica en torno a los efectos del EJV, pero especialmente la centrada en los efectos inducidos por el EJV en la respuesta neuromuscular de las extremidades superiores, que constituye el objeto central de la presente tesis. No obstante, y necesariamente, se aportarán y se analizarán informaciones sobre los efectos del EJV en las extremidades inferiores, con la finalidad de resaltar sus elementos comunes y los diferenciales.

1.2.1. Efectos del EJV en la actividad electromiográfica (aEMG)

La eficacia del entrenamiento de fuerza con resistencias radica en las altas demandas que supone para el sistema neuromuscular, que pueden medirse mediante el registro de la aEMG de los músculos diana. Es sabido que durante una acción voluntaria, la aEMG de la musculatura está relacionada con el grado de reclutamiento de las fibras musculares y con la frecuencia (119-120). El aumento de la aEMG implica un mayor reclutamiento de fibras musculares y un incremento de la frecuencia de descarga de las unidades motoras acompañado de una mayor producción de fuerza generada por el músculo (121). Partiendo de estas relaciones, la aEMG puede usarse para determinar la intensidad de activación de un músculo en una situación determinada durante el EJV.

1.2.1.1. Efectos agudos del EJV en la aEMG de las extremidades inferiores

Diversos estudios han analizado la influencia de la variación sistemática de parámetros determinantes del EJV con plataformas vibratorias, o WBV, con el propósito de determinar las condiciones apropiadas de entrenamiento. El nivel de respuesta EMG de las extremidades inferiores se ha analizado en relación con parámetros como la f (22), la A (122), la postura corporal (44), el tipo de vibración utilizada (81) y la adición de cargas (123). En general, los estudios han observado incrementos de la aEMG durante

exposiciones breves de WBV en comparación con las mismas condiciones sin vibración (22, 44, 81-82, 124-125).

En concreto, se ha demostrado que la aEMG se incrementa con el aumento de la A , independientemente del tipo de plataforma vibratoria utilizado (73, 122, 124, 126). Sin embargo, parece ser que dicho efecto no puede hacerse extensible a todos los grupos musculares, ya que se ha demostrado que el incremento de la A apenas influye en los niveles de la aEMG de los isquiotibiales, mientras que sí es determinante en el cuádriceps femoral (50, 126).

La influencia de la f en el nivel de respuesta EMG ha sido abordada en una gran variedad de estudios (22, 66-67). En resumen, durante exposiciones breves a vibración (<60 s), se han observado incrementos en la aEMG de diferentes grupos musculares respecto a las mismas condiciones sin vibración con f normalmente comprendidas entre 25 y 50 Hz. Las f por encima de 25 Hz parecen generar un mayor incremento en la aEMG que f inferiores (5-15 Hz) en la musculatura baja y alta de la pierna (73). Diversos estudios han registrado un incremento lineal de la aEMG con el aumento de la f entre 5 y 30 Hz (73, 125, 127). Sin embargo, en el rango entre 25 y 50 Hz, existen claras discrepancias a la hora de determinar qué f producen un mayor aumento en la aEMG. Mientras que algunos autores han observado incrementos en la aEMG con 30 Hz a diferencia de con 40 y 50 Hz (22), si bien a veces poco significativos (82), otros los han observado en f superiores ($f=45$ Hz), y no con 25, 30 y 35 Hz (50, 123). A pesar de los desacuerdos existentes sobre la determinación de la f óptima para maximizar la respuesta aguda EMG, un estudio reciente ha revelado que después de 8 semanas de EJV, un grupo que entrenó con una f individualizada para cada sujeto y correspondiente, cada una, a la f que había provocado una mayor respuesta EMG durante un test previo al período de intervención mejoró el salto vertical en mayor medida (+11 %, $p<0,001$) que el grupo que entrenó con una f fija de 30 Hz (+3 %, $p<0,05$) (67). Estos resultados apuntan la necesidad de individualizar las f para maximizar los beneficios del estímulo vibratorio durante el EJV.

La influencia de la variación sistemática de la posición corporal ha sido abordada por pocos estudios (44, 81, 125-126). Roelants *et al.* (44), al comparar 3 posiciones de *squat* isométrico a diferentes grados de flexión (*squat* alto bipodal: flexión piernas 125°,

flexión cadera 140°; *squat* bajo bipodal: flexión piernas y cadera 90°; *squat* alto monopodal: flexión pierna 125° y flexión cadera 140°), observaron mayores incrementos de la aEMG_{RMS} durante el *squat* alto monopodal que con el *squat* bipodal alto y el bajo. Abercromby *et al.* (81) percibieron que durante la posición de *squat* estático, la respuesta neuromuscular fue mayor que en diversas modalidades de *squat* dinámico. Ritzmann *et al.* (125) vieron que la aEMG de los extensores de la rodilla, el recto femoral y el vasto medial, se incrementó con el aumento progresivo del ángulo de flexión de la rodilla de 10° a 20° y a 60°, y fue mayor con el apoyo del antepié que con el apoyo normal. Los autores observaron que con el aumento progresivo del ángulo de flexión, el torque articular de la rodilla se incrementó como consecuencia del incremento del brazo de palanca. Así, el aumento progresivo del ángulo de flexión de la rodilla podría provocar un incremento de la activación voluntaria del recto femoral y del vasto medial del cuádriceps para generar mayores niveles de fuerza que compensen dicho aumento del torque articular. Además, se ha sugerido que mayores ángulos de flexión provocarían mayores estiramientos en la musculatura extensora de la pierna en cada ciclo de vibración y comportarían, así, un aumento de la estimulación aferente y, en consecuencia, de la respuesta neuromuscular (46). Perchthaler *et al.* (126) encontraron resultados similares al observar un incremento significativo en la aEMG del cuádriceps femoral con el aumento del ángulo progresivo de flexión (30°, 45° y 60°). En cambio, los autores detectaron un menor incremento en los isquiotibiales, justificado por un también menor incremento en el nivel de preactivación de la musculatura isquiotibial con el aumento del ángulo de flexión.

En relación con la influencia de los diferentes tipos de plataformas vibratorias utilizadas y con el modo en que transmiten la vibración, Abercromby *et al.* (81) compararon la respuesta EMG generada durante WBV ($f=30$ Hz; $A=4$ mm) con los dos tipos de plataformas vibratorias principales, las sincrónicas y las basculantes. Los autores demostraron que durante *squats* dinámicos lentos y estáticos, los extensores de la pierna (vasto lateral del cuádriceps y gemelo) se activaban significativamente en mayor grado durante la vibración basculante, a diferencia del tibial anterior, que se activaba más durante la vibración sincrónica. Posteriormente, Ritzmann *et al.* (125) también observaron mayores incrementos en la aEMG de la musculatura de la pierna (soleo,

gemelo medial, tibial anterior, bíceps femoral, vasto medial y recto femoral) durante WBV ($f=30$ Hz, $A_{p-p}=2$ mm) con plataformas basculantes que con sincrónicas.

Se ha demostrado que la adición de carga durante la WBV puede provocar mayores incrementos de la aEMG que la misma condición sin carga adicional (123, 125, 128). En el estudio de Hazell *et al.* (123), 31 estudiantes activos físicamente realizaron series de *squats* dinámicos con vibración sincrónica ($f=25, 35$ y 45 Hz, $A=4$ mm, WAVETM) y sin vibración en dos condiciones de carga (sin carga y con una carga del 30 % del peso corporal) para analizar la respuesta EMG_{RMS} en el vasto lateral, el bíceps femoral, el tibial anterior y el gemelo. Durante cada una de las 8 condiciones, los sujetos realizaron 7 repeticiones a un ritmo de ejecución de 1 s de bajada y 1 s de subida (14 s/condición). Durante las condiciones sin sobrecarga, solo con la f de 45 Hz se observaron incrementos ($p<0,05$) de la aEMG_{RMS} en todos los músculos excepto en el tibial anterior frente a la misma condición sin vibración. La aEMG aumentó respecto a los niveles basales en todos los músculos al añadir la carga sin vibración (+3,2-13,4 %, $p<0,001$), excepto en el tibial anterior, donde descendió (-7,8-26,8 %). Este nivel de activación con carga se incrementó, además, de nuevo en todos los músculos al añadir la vibración con una f de 45 Hz, y solo en el bíceps femoral y el gemelo con 35 Hz ($p<0,05$). Cabe resaltar que, como en un estudio anterior, también suyo (50), los autores aplicaron un filtro de paso alto atípico de 100 Hz (paso banda: 100 y 450 Hz) para eliminar cualquier posible ruido provocado por la vibración de la plataforma. Posteriormente, Ritzmann *et al.* (125), observaron que la combinación de f elevadas (30 Hz) con cargas adicionales (1/3 del peso corporal) durante el ejercicio de *squat* estático (plataforma basculante) provocó mayores incrementos que la misma condición sin carga adicional. Finalmente, es interesante comentar un trabajo realizado durante condiciones dinámicas de fuerza máxima (80). Los autores encontraron en levantadores de peso expertos un incremento significativo de la aEMG pico (μV) del vasto medial (41 %), del vasto lateral (58 %) y del recto femoral (18 %) del cuádriceps durante *squats* dinámicos máximos con vibración ($f=50$ Hz, $A=3$ mm_{p-p}) en comparación con la misma condición sin vibración. Además, observaron también un incremento en el pico de potencia y en la aEMG pico (+20-35 %) durante acciones de salto ($SJ_{65\text{ kg}}$ y $SJ_{100\text{ kg}}$). Curiosamente, estos incrementos en la aEMG no provocaron ningún efecto agudo en la fuerza máxima dinámica (1RM). Según los

autores, la vibración a 50 Hz podría haber provocado que los husos musculares descargaran a un ritmo de 50 impulsos/s e incrementaran el estímulo excitatorio hacia el *pool* de motoneuronas en mayor medida que en la condición sin vibración, y ello explica el incremento en la aEMG y en el pico de potencia durante el SJ_{65 kg} y el SJ_{100 kg}. Además, el incremento observado en la aEMG sin cambios en la fuerza máxima dinámica podría explicarse, según los autores, por el hecho de que durante las acciones de 1 repetición máxima (RM), los atletas tendrían tiempo suficiente para alcanzar la activación completa de todos los músculos involucrados, por lo que un aumento adicional de la frecuencia de descarga o de la sincronización de unidades motoras no afectaría el rendimiento en la 1RM. Finalmente, Zaidell *et al.* (128), en un estudio reciente focalizado en buscar evidencias experimentales de repuestas reflejas basadas en el reflejo tónico vibratorio durante WBV, observaron un incremento paralelo de la fuerza de flexión plantar y de la aEMG del sóleo en ambas condiciones, sin carga y con carga pasiva.

Por otro lado, durante exposiciones agudas más largas, Torvinen *et al.* (129) no encontraron cambios significativos en la EMG_{RMS} arbitraria (mV) del sóleo, ni del vasto lateral ni de los paravertebrales durante 4 min seguidos de exposición a vibración sincrónica ($f=25\text{-}40\text{ Hz}$, $A=2\text{ mm}_{p-p}$, Kuntotäry). En cambio, sí encontraron un incremento del 4,5 % en la activación del glúteo mediano ($p<0,05$) entre el min 1 y el min 4, acompañado de un descenso en la *mean power frequency* (Hz) del glúteo mediano y también del vasto lateral, lo que indicaba la aparición de fatiga muscular en ambos grupos musculares. Posteriormente, este grupo de autores puso en práctica la misma rutina de ejercicios y de exposición a la vibración (130), pero con una plataforma vibratoria basculante e incrementando la f entre 15 y 30 Hz ($A=10\text{ mm}_{p-p}$). En este caso, la EMG_{RMS} arbitraria (mV) del sóleo y del gemelo medial se incrementó (+21 y +35 % respectivamente, $p<0,01$) durante el min 4 respecto al min 1, frente a la del vasto lateral, que no mostró cambios significativos. Además, encontraron un incremento de la fuerza isométrica y de la altura del salto vertical. Los autores no justificaron las diferencias entre ambos estudios, que podrían ser debidas a los distintos tipos de vibración utilizados (sincrónica vs. basculante) o a los parámetros de ésta ($f=25\text{-}45\text{ Hz}$ vs. $15\text{-}30\text{ Hz}$; $A=2\text{ mm}_{p-p}$ vs. 10 mm_{p-p}). De hecho, Abercromby *et al.* (81) también

observaron mayores niveles de activación en el gemelo durante la exposición a vibración con plataforma basculante que con la vibración de tipo sincrónico.

Aplicando vibración directamente sobre el cuádriceps mediante un pequeño dispositivo vibratorio ($f=50$ Hz, $A=5$ mm), Warman *et al.* (84) encontraron un incremento significativo en la $aEMG_{RMS}$ del recto femoral durante contracciones isométricas (+30 %), isocinéticas (+43 %) y concéntricas (+107 %), con aumentos significativos solo en la fuerza isotónica concéntrica durante el estímulo vibratorio y después de éste. Posteriormente, Humpries *et al.* (131), usando el mismo dispositivo vibratorio ($f=\sim 50$ Hz, $A=5$ mm, $a=13,24$ m·s⁻²; valores de A o a inconsistentes entre sí) y un ángulo de flexión similar (120°), no encontraron diferencias en la $aEMG_{RMS}$ ni en los valores de fuerza entre contracciones máximas isométricas (5 s) con vibración y sin vibración. Los autores sugirieron que las diferencias entre ambos estudios podían deberse a otros factores más allá de la relación de tensión-longitud muscular o de la f , como la velocidad de contracción durante las acciones musculares o el tipo de muestra seleccionado. Recientemente, Luo *et al.* (132) tampoco encontraron cambios en la $aEMG$ del recto femoral ni del vasto lateral respecto a la misma condición pero sin vibración: 3 series balísticas de extensión de rodilla con una carga del 60-70 %1RM y con vibración aplicada directamente al tendón distal del cuádriceps ($f=65$ Hz, $A=1,2$ mm). Los autores tampoco encontraron ningún cambio en la $aEMG$ ni en variables del rendimiento, como la potencia, inmediatamente después del cese de la vibración (1 y 10 min).

1.2.1.2. Efectos agudos del EJV en la aEMG de las extremidades superiores

Los estudios centrados en el análisis de la respuesta EMG de las extremidades superiores durante el EJV son más escasos que los que abordan las extremidades inferiores. En la tabla 1-2, tabla 1-3, tabla 1-4 y la tabla 1-5, se resumen los principales estudios que han aplicado indirecta o directamente vibración a las extremidades superiores para analizar la respuesta aguda en la $aEMG$, tanto durante la vibración como después de su cese.

AEMG durante el EJV – Extremidades superiores

Cuando la respuesta EMG se ha analizado durante la aplicación indirecta de vibración por las manos con exposiciones breves, se han observado, de forma parecida a lo registrado con las extremidades inferiores, incrementos agudos en la aEMG en comparación con la misma condición sin vibración (49-50, 53, 59, 68, 116, 133) (tabla 1-2, tabla 1-3 y tabla 1-4). Por contra, al aplicar la vibración directamente al tendón del BB (tabla 1-5), en la mayoría de los casos no se han observado cambios en la aEMG durante acciones musculares submáximas, ni durante la exposición a vibración ni después de ésta (134-135).

En concreto, utilizando una mancuerna vibratoria ($f=26$ Hz, $A=6$ mm, $a=34$ m·s⁻², masa=2,8 kg [Galileo 2000]), Bosco *et al.* (59) observaron, durante series isométricas intermitentes de vibración (5x60 s; pausas de 60 s), un incremento de la aEMG_{RMS} (normalizada respecto a la aEMG registrada en la condición basal sin vibración) del BB correspondiente al doble de la aEMG obtenida en la condición basal. Además, los sujetos, boxeadores a nivel nacional, mejoraron la potencia muscular durante la realización de flexiones dinámicas después de la vibración. Es necesario resaltar que los valores de A aportados por los autores no fueron consistentes respecto a sus valores de f y a , ya que, considerando que la a aportada correspondiera a valores pico (a_{peak}), la A resultante debería ser de 1,27 mm (2,55 mm_{p-p}) y no de 6 mm, como se detalla en el estudio. Es muy posible que la A real esté más próxima a 2,55 mm_{p-p}, la mitad del valor indicado por los autores, y sea más similar a la A de otras mancuernas vibratorias disponibles en el mercado. También Mischi y Cardinale (53) observaron aumentos en la aEMG_{RMS} (normalizada respecto al 100 %MSF sin vibración; MSF, del inglés *maximal sustained force*) del BB y del TB en relación con el control, durante acciones isométricas de flexión y extensión del codo con vibración aplicada de forma indirecta a través de las manos mediante un cable durante 15 s ($f=28$ Hz, A =no aportada) con diferentes grados de tensión comprendidos entre el 20 y el 100 %MSF. Sin embargo, dichos aumentos fueron significativos ($p<0,05$) fundamentalmente en las cargas elevadas, del 80 %MSF y del 100 %MSF durante ambas tareas, de flexión (TB: no significativo) y de extensión del codo. Además, encontraron también incrementos en los niveles de coactivación en las

cargas del 20 %MSF y del 40 %MSF solo durante la acción isométrica de extensión ($>125\%$, $p<0,05$).

En cambio, Moran *et al.* (135) no registraron cambios en la $aEMG_{RMS}$ (% de la $aEMG$ en 1RM del *curl* de bíceps) de la fase concéntrica en ninguna de las dos condiciones de ejercicio (70 %1RM, 3 series×10 reps. a la máxima velocidad posible; reposo sin carga) realizadas con vibración aplicada directamente al tendón del BB ($f=65$ Hz, $A=2,4$ mm_{p-p}), ni en las realizadas sin vibración (falsa, $A=0,1$ μm). Tampoco observaron ningún efecto residual después del cese de la vibración, ni cambios durante la vibración o después de ésta en la potencia, en la velocidad angular o en el momento de fuerza. Posteriormente, el mismo grupo de autores (134), en un estudio prácticamente idéntico pero con una carga del 40 %1RM añadida al mismo protocolo, tampoco halló cambios significativos en la $aEMG_{RMS}$ ni en variables del *output* neuromuscular (potencia, velocidad angular), ni durante la vibración ni después de su cese. De hecho, cabe recordar que el mismo grupo de trabajo, poco antes de este último estudio, había obtenido resultados similares en otro parecido con el mismo dispositivo vibratorio, pero aplicando directamente la vibración al tendón del cuádriceps (132). Sin embargo, el mismo grupo (29), en un estudio anterior al resto en el que presentaban el dispositivo vibratorio de aplicación directa que usarían posteriormente en los estudios comentados (132, 134-135), encontraron, con los mismos parámetros de vibración ($f=65$ Hz, $A=2,4$ mm_{p-p}), un incremento significativo en la $aEMG$ del BB durante acciones isométricas de *curl* de bíceps sosteniendo una mancuerna de 2 kg durante 20 s. Además, la reproducibilidad de la respuesta EMG durante la exposición a vibración entre diferentes días fue alta (0,76-0,90). Del total de 3 estudios de este grupo de trabajo, los autores concluyen, en el más reciente (134), que el estímulo vibratorio usado ($f=65$ Hz, $A=2,4$ mm_{p-p}, aplicación directa) podría no ser el adecuado para optimizar de forma efectiva el *output* de respuesta neuromuscular durante contracciones dinámicas de las extremidades superiores con tensión elevada y máxima. Además, sugieren que la A usada, de 2,4 mm_{p-p}, *per se* y más en este caso, podría ser demasiado elevada para provocar mejoras en la respuesta neuromuscular, ya que estudios previos con aplicación indirecta y con valores de A muy inferiores ($<0,8$ mm_{p-p}) sí encontraron mejoras en los niveles de fuerza y de potencia muscular (16, 57-58).

Algunos estudios también han analizado la respuesta EMG de la musculatura de la extremidad superior durante el EJV con plataforma vibratoria transmitiendo el estímulo indirectamente a través de los pies. Hazell *et al.* (50), aparte de valorar la respuesta EMG de las extremidades inferiores durante la realización de *squats* estáticos y dinámicos sobre plataforma vibratoria sincrónica, valoraron también la respuesta EMG del BB y del TB durante acciones de *curl* de bíceps estáticas y dinámicas realizadas durante *squats* isométricos con diferentes f (25, 30, 35, 40 y 45 Hz) y A (2 y 4 mm). Aunque encontraron incrementos significativos en el BB y en el TB en muchas de las condiciones analizadas, en comparación con la condición sin vibración, éstos fueron muy pequeños (0,2-1 % de la MCVI). En general, la f de 45 Hz y la A de 4 mm provocaron los mayores incrementos en la aEMG, aunque éstos fueron insignificantes debido, supuestamente, a la excesiva atenuación de la vibración en las extremidades inferiores. No obstante, hay que tener en cuenta que los autores aplicaron un filtro atípico de paso alto de 100 Hz (entre 100 y 450 Hz), con el cual eliminaron una parte importante de la componente correspondiente a la señal EMG. Posteriormente, también mediante el uso de plataformas vibratorias, Marín *et al.* (133) encontraron en sujetos de la tercera edad que la realización de acciones estáticas de *curl* de bíceps mediante el agarre de cinchas atadas a la plataforma vibratoria, combinada con una posición de *squat* estático sobre ésta, provocó incrementos significativos de la respuesta EMG del BB y de la musculatura de las extremidades inferiores. Además, hay que destacar que los autores observaron que los incrementos inducidos por la vibración fueron similares con dos estímulos vibratorios diferentes (30 Hz con 2,5 mm_{p-p}, y 46 Hz con 1,1 mm_{p-p}, plataforma sincrónica Power Plate) que producían la misma magnitud de a_{peak} (40 m·s⁻²). Poco después, García-Gutiérrez *et al.* (136), en un estudio de índole similar, analizaron si la exposición a WBV durante 10 reps. de prensión de mano con un dinamómetro de agarre mientras se mantenía la posición sobre la plataforma vibratoria en 3 condiciones diferentes era capaz de provocar beneficios en el rendimiento muscular. Las 3 condiciones consistieron en: 1) WBV con ejercicio de agarre con dinamómetro y vibración del brazo contralateral (flexión 90°) mediante transmisión de la vibración con el agarre de cinchas atadas a la plataforma; 2) vibración, únicamente, del brazo contralateral (transmisión vía cinchas); 3) ejercicio de agarre con dinamómetro sin vibración (control). En resumen, los autores

también encontraron un incremento significativo de la aEMG del BB del brazo contralateral durante las dos condiciones con vibración. Además, observaron un descenso en la coactivación del extensor *digitorum* durante la condición de WBV con vibración del brazo contralateral. Respecto a la fuerza de agarre con dinamómetro, ésta apenas se vio afectada por la vibración.

Recientemente, también mediante la fijación de cinchas rígidas a la plataforma vibratoria para transmitir la vibración por las manos hacia las extremidades superiores, Tankisheva *et al.* (49) observaron que, a pesar de la notable reducción de la transmisibilidad de la vibración en la empuñadura, el EJV provocó incrementos significativos en la actividad muscular del BB, el TB, el trapecio y el deltoides durante el ejercicio de *curl* de bíceps estático y dinámico (excepto en el trapecio), pero no durante el *curl* de tríceps ni con la elevación lateral de brazos. Además, durante el *curl* de bíceps, el nivel de resistencia utilizado (2,5 y 5 kg) no tuvo ningún efecto en el de activación muscular en ninguno de los músculos analizados. Tampoco encontraron ningún efecto principal de la *f* (25-40 Hz) ni de la *a* en ninguna de las condiciones, ni ninguna relación clara dosis-respuesta entre la *a* y la *f* a nivel de la plataforma o de la asadera y el tamaño de la respuesta muscular, ni con filtrado (*notch filter*) ni sin él (paso banda 10-500 Hz). También cabe destacar de este estudio que no reparó en diferencias significativas en los niveles de respuesta muscular entre filtrar las señales EMG con un *notch filter* para eliminar posibles artefactos en la *f* exacta de excitación y no hacerlo.

Recientemente, Cochrane *et al.* (137), investigaron los efectos agudos del EJV en la potencia muscular de las extremidades superiores en 12 sujetos sanos. Los autores observaron incrementos significativos de la aEMG del deltoides anterior y del TB, pero no del pectoral mayor, durante 30 s de aplicación de vibración ($f=20$ Hz, $A=4,4$ mm_{p-p}; $f=26$ Hz, $A=4,4$ mm_{p-p}) por las manos en comparación con la misma condición sin vibración, mientras los sujetos mantenían las palmas de las manos en contacto con la superficie de una plataforma vibratoria basculante: ligera flexión del codo, las rodillas apoyadas en el suelo, la columna recta y la cabeza en posición neutra. Además, el incremento de la actividad muscular inducido por la vibración fue solo significativo durante la propia exposición a la vibración, pero no durante las acciones de potencia del

ejercicio balístico de *press* de banca realizadas 30 s y 5 min después de la exposición a vibración.

Cabe destacar, asimismo, que durante los estudios en el ámbito del trabajo con aplicación de la vibración indirectamente a través de las manos (tabla 1-4), también se han encontrado incrementos claros en la aEMG de diferentes grupos musculares del brazo, tanto con exposiciones breves e intermitentes (6x20 s) con diferentes tipos de vibración (68), como durante exposiciones continuas (5 min) de vibración sinusoidal con parámetros similares a los usados durante el EJV ($f=30$ Hz, $a_{\text{RMS}}=40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) (116). Del estudio de Kihlberg *et al.* (68) hay que resaltar que los autores encontraron un mayor efecto de la vibración en la respuesta EMG de los flexores del antebrazo, de los extensores del antebrazo y del TB con la f de 50 Hz que con la de 137 Hz. Tal y como argumentaron, y de acuerdo con la literatura centrada en el análisis de la respuesta biodinámica del sistema mano-brazo durante la exposición a vibración, esto fue debido a una reducción clara del nivel de transmisibilidad por el brazo con la f de 137 Hz.

Tabla 1-2. Efectos agudos en la respuesta EMG inducidos por la vibración aplicada indirectamente por las manos con dispositivos específicos para el EJV de las extremidades superiores.

Autor/es	Diseño estudio	Sujetos	Condición (grupo)	Dispositivo vibratorio	Parámetros vibratorios	Duración	Carga	Resultados
Bosco et al. (1999)	Aleatorizado	12 ♂ boxeadores nacionales	VIB	MVB (Galileo) Semi flexión isom. brazo a 143°	$f=26$ Hz $A=6$ mm ^a $a=34$ m·s ⁻²	5 × 60 s	2,8 kg	$\uparrow$ *EMG _{RBMS} BB (>100 %) vs. basal. $\uparrow$ 12 % Pmedia en flexiones dinámicas del antebrazo con el 5% masa corporal.
			Control	Semi flexión isom. brazo a 143°	NA	5 × 60 s	2,8 kg	
Cochrane et al. (2008)	de equilibrio al azar	12 ♂ EER (2 años)	VIB	MVB (Galileo TOP) 5 ejcs. de hombro D/I	$f=26$ Hz $A=3$ mm _{p-p}	5 × 30 s 30 s desc.	2,5 kg	EMG trapecio sin cambios vs. Control (tracción). $\uparrow$ 4,8 %* Ppico vs. Control.
			Giros de manivela	Giros de manivela (arm cranking)	NA	5 min	25 W	EMG trapecio sin cambios vs Control (tracción). $\uparrow$ 3,0 %* Ppico vs. Control.
			Control	Unilaterales de brazos (sin VIB)	NA	5 × 30 s 30 s desc.	2,5 kg	EMG trapecio sin cambios pre-post (tracción). $\downarrow$ 2,7 % Ppico
McBride et al. (2004)	Aleatorizado cruzado	8 ♂ EER (6 meses)	VIB	MVB (prototipo) Curl de bíceps	$f=44$ Hz $A=3$ mm	10 × 10RM 10 × 10RM	70 %1RM 70 %1RM	$\downarrow$ EMG _{max} (tendencia $\downarrow$) entre series y post; (grupo VIB); EMG valorada durante MCVI de 3 s. Justificación : reclutamiento más efectivo de UM rápidas del BB durante series con fatiga.
			Control	Curl de bíceps	NA	10 × 10RM	70 %1RM	
Mischl y Cardinale (2009)	NE [#]	12(5 ♂ y 7 ♀) sedentarios y AF	VIB	VIB por cable Flexión y extensión estática del codo	$f=28$ Hz A y a : NE	15 s/carga	20,40,60,80 y 100 %MSF	$\uparrow$ *EMG _{RBMS} BB vs. control (+26,1 %) -agonista. $\uparrow$ *EMG _{RBMS} TB vs. control (+18,2 %) -antagonista. $\uparrow$ *EMG _{RBMS} BB vs. control (+77,2 %) -antagonista.
			Control	Flexión y extensión estática del codo	NA	15 s/carga	20,40,60,80 y 100 %MSF	$\uparrow$ *EMG _{RBMS} TB vs. control (+45,2 %) -agonista. $\uparrow$ *EMG _{RBMS} sólo en cargas altas (80 y 100 %MSF). $\uparrow$ *coactivación en extensión (20 y 40 %MSF).

a : aceleración de la vibración; A : amplitud de la vibración; AF : activos físicamente; BB : bíceps braquial; $Dur.$: EMG registrada durante la exposición a vibración; $des.$: descanso; EER : expertos entrenamiento de resistencia; $MCVI$: máxima contracción voluntaria isométrica; NA : vibración no aplicada; NE : no especificado; ns : no significativo; MSF : maximal sustained force; MVB : mancuerna vibratoria; P : potencia; $Post$: EMG registrada después del cese de la vibración; $p-p$: pico a pico; TB : tríceps braquial; VIB : vibración; f : frecuencia de vibración; $*$: significativo; $\uparrow$: indica incremento; $\downarrow$: indica disminución; $^{\#}$: sin concordancia entre valores de A (mm) y a (m·s⁻²). Posiblemente la $A=3$ mm_{p-p}.[#] Supuestamente aleatorizado, aunque los autores no lo detallan en la metodología.

Tabla 1-3. Efectos agudos en la respuesta muscular inducidos por la vibración aplicada indirectamente por las manos en estudios con plataforma vibratoria. Transmisión de la vibración por los pies o por las manos, mediante cinchas con asadera.

Autor/es	Diseño estudio	Sujetos	Condición (grupo)	Dispositivo vibratorio	Parámetros vibratorios	Duración	Carga	Resultados
Hazell et al. (2007)	aleatorizado cruzado	10 AF ♂	VIB	Sincrónica (WAVE™)	5 f entre: 25 y 45 Hz	10 x 45s est.	PC	EMGRMS BB est. sin cambios vs. 0Hz.
			Sesión 1	Squat est. y din. sin carga (120°)	A=2 y 4 mm	10 x 45 s din. (5 min des.)		↑* EMGRMS TB est. vs 0 Hz (0,3-0,7 %MCVI). ↑* EMGRMS BB din. vs. 0 Hz (0,2-0,8 %MCVI) en 4 de 10 condiciones.
			VIB	Sincrónica (WAVE™)	5 f entre: 25 y 45 Hz	10 x 45 s est.	PC	
			Sesión 2	Squat est. + curl biceps est.	A=2 y 4 mm	10 x 45 s din. (5 min des.)		↑* EMGRMS TB din. vs. 0 Hz (+0,2-1 %MCVI) en 8 de 10 condiciones.
				y din. sin carga				↑* EMGRMS con 45 Hz vs. otras f; ↑* EMG con A de 4 mm vs 2 mm (efectos principales).
Marin et al. (2012)	aleatorizado cruzado	5♂ y 9♀ Tercera edad	VIB	Sincrónica (Power Plate Pro 5)	f-A (a=40 m·s ⁻²): 30 Hz-2,5 mm _{p-p}	6 condiciones 15 s/condición	PC	↑*EMGRMS del BB vs. basal (0 Hz) con ambas combinaciones de f-A (sin efecto esterilla).
			Vía pies	Squat estático (con y sin esterilla)	f-A (a=40 m·s ⁻²): 46 Hz-1,1 mm _{p-p}	(60 s des.)		↑*EMGRMS del gemelo medial y vasto lateral vs. basal. ↓* EMGRMS en piernas al usar la esterilla.
			VIB+curl bíceps con correas	Sincrónica (Power Plate)	f-A (a=40 m·s ⁻²): 30Hz-2,5 mm _{p-p}	6 condiciones 15 s/condición	PC	↑*EMGRMS adicional del BB con ambas combinaciones de f-A (sin efecto esterilla).
			Vía pies y manos	Squat+ curl de bíceps estático,90° (con y sin esterilla)	f-A (a=40 m·s ⁻²): 46Hz-1,1mm _{p-p}	(60 s des.)		↑*EMGRMS del gemelo
Nota: sin diferencias (p>0,05) entre ambas combinaciones f-A, en ningún ejercicio								
Tankisheva et al. (2014)	aleatorizado cruzado	7♂ y 8♀ sanos	VIB	Sincrónica	a=1,90-5,98 g f=25, 30, 35 y 40 Hz	4x4f x2A Ritmo 60 b·min ⁻¹	2,5 y 5 kg	↑*EMGRMS del BB, TB, DL y TR vs. control en curl de bíceps est. y din. (excepto TR en din.).
			Vía manos	(Power Plate Pro 6) Curls de bíceps, de tríceps, y elevación lateral de brazos	A: alta y baja	(120 s des.)		EMGRMS del BB, TB, TR y DL sin cambios vs. control en curl de tríceps din., ni en elevación de brazos.
			Control	Curls de bíceps, de tríceps, y elevación lateral de brazos	NA	4xejercicios Ritmo 60 b·min ⁻¹ (120 s des.)	2,5 y 5 kg	Sin efecto de la f o a en el tamaño de la respuesta EMG; sin diferencias entre no filtrar (paso de banda 10-500Hz) y filtrar (notch filter). a en asadera=27-44 % de la a en plataforma

α : aceleración de la vibración; A : amplitud de la vibración; AF : activos físicamente; BB : bíceps braquial; DL : deltoides; Dur : EMG registrada durante la exposición a vibración; des. : descanso; din. : dinámico; EER : expertos entrenamiento de resistencia; EL : élite; est. : estático; MCVI : máxima contracción voluntaria isométrica; NA : vibración no aplicada; ns : no significativo; Post : EMG registrada después del cese de la vibración; PC : peso corporal; p-p : pico a pico; TB : tríceps braquial; TR : trapecio; VIB : vibración; f : frecuencia de vibración; * : significativo; ↑ : indica incremento; ↓ : indica disminución.

Tabla 1-4. Efectos agudos en la respuesta muscular inducidos por la vibración aplicada indirectamente a las extremidades superiores por las manos durante acciones típicas en el ámbito del trabajo.

Autor/es	Diseño estudio	Sujetos	Condición (grupo)	Dispositivo vibratorio	Parámetros vibratorios	Duración	Carga	Resultados	
Kihlberg et al. (1995)	controlado aleatorizado	15 ♂ sanos edad: 22-58	VIB	VIB impacto	$f=50\text{ Hz}$ $a_p: 8\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$	6 × 20 s des. 4 min	grip+push a 30 N	↑*EMG flexor antebrazo vs. control (~+83 %) ↑*EMG extensor antebrazo vs. control (~+45 %) ↑*EMG TB vs. control (~+100 %)	
			VIB	flexión brazo 120°					
			Amoladora	harmónica	$f=137\text{ Hz}$ $a_p: 8\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$	6 × 20 s des. 4 min	grip+push a 30 N	↑*EMG flexor antebrazo vs. control (~+40 %) ↑*EMG extensor antebrazo vs. control (~+27,3 %)	
			Control	flexión brazo 120°				EMG TB sin cambios vs. control Conclusión : mayor aumento generalizado con la $f=50\text{ Hz}$ (mayor transmisibilidad) vs. 137 Hz	
Rohmert et al. (1989)	aleatorizado	6 ♂ sanos edad: 22-34	VIB+acción1	Taladrar en techo	$f=30\text{Hz}$ $a_{\text{RMS}}=40\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$	5 min	push: %MCVI grip: 100 N	Afectación general en las 3 posturas: ↑*EMG trapecio (+39 %)	
			VIB+acción2	Taladrar en pared	$f=30\text{ Hz}$ $a_{\text{RMS}}=40\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$	5 min	push: %MCVI grip: 100 N	↑*EMG flexor antebrazo (+23 %)	
			VIB+acción3	taladrar en suelo	$f=30\text{ Hz}$ $a_{\text{RMS}}=40\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$	5 min	push: %MCVI grip: 100 N	^{ns} EMG extensores antebrazo (+14 %) ↑*EMG infraespinoso (+14 %) ^{ns} EMG BB (+6 %)	

Tabla 1-5. Efectos en la respuesta muscular inducidos por la vibración aplicada de forma directa sobre un músculo o tendón de las extremidades superiores.

Autor/es	Diseño estudio	Sujetos	Condición (grupo)	Dispositivo vibratorio	Parámetros vibratorios	Duración	Carga	Resultados
Luo et al. (2005)	aleatorizado	8 ♂ y 9 ♀ sanos edad: 31,8±7,4 y 29,8±7,6	VIB	Directa: tendón BB	30,65 y 100 Hz	20s/condición	2 kg	↑*EMG _{RMS} BB con todas las <i>f</i> y <i>A</i> ; mayor con <i>A</i> superior (2,4 mm _{p-p}) y con <i>f</i> de 65 Hz o 100 Hz. Nota: presentación y análisis del dispositivo vibratorio que se usaría en posteriores estudios.
			180° flex	Curl BB isom.	1 y 2,4 mm _{p-p}			
			Control	NA	NA	20 s/condición	2 kg	
			180° flex	Curl BB isom.				
			VIB	Directa: tendón BB	30,65 y 100 Hz	20 s/condición	2 kg	
Luo et al. (2009)	aleatorizado	11 EER ♂ edad: 25,3±7,4	120° flex	Curl BB isom.	1 y 2,4 mm _{p-p}			EMG _{RMS} BB sin cambios durante ni después del entrenamiento. La VIB tampoco incrementó la velocidad media y máxima angular, el tiempo al pico potencia, ni la potencia inicial a los 100 ms, en ninguna carga, ni durante la vibración (efecto agudo) ni después de su cese (efecto residual).
			Control	NA	NA	20s/condición	2 kg	
			120° flex	Curl BB isom.				
			VIB	Directa: tendón BB	<i>f</i> =65 Hz	3ser x 5reps.	40 %1RM	
			(40 %1RM)	Curl de bíceps	<i>A</i> =2,4 mm _{p-p}			
Moran et al. (2007)	aleatorizado	14 EER ♂ edad: 26,3±6,6	Control	VIB falsa	NA	3ser x 5reps.	40 %1RM	Sin cambios en potencia media y pico, vel. angular media y pico, ni momento medio y pico
			VIB	Curl de bíceps	<i>f</i> =65 Hz	3ser x 5reps.	70 %1RM	
			(70 %1RM)	Curl de bíceps	<i>A</i> =2,4 mm _{p-p}			
			Control	VIB falsa	NA	3ser x 5reps.	70 %1RM	
			(70 %1RM)	Curl de bíceps	<i>A</i> =0,1 µm			
Gabriel et al. (2002)	Aleatorizado	13 ♀ sanas edad: 32±5	VIB	Directa: tendón BB	<i>f</i> =65 Hz	3ser x 10reps.	70 %1RM	EMG _{RMS} BB sin incrementos durante (efecto agudo) ni después (residual) del ejercicio Sin cambios en potencia media y pico, vel. angular media y pico, ni momento medio y pico
			Control	Curl de bíceps	<i>A</i> = 2,4 mm _{p-p}			
			Control	VIB falsa	NA	3ser x 10reps.	70 %1RM	
			VIB	Curl de bíceps	<i>f</i> =65 Hz	3ser x 10reps.	70 %1RM	
			(70 %1RM)	Curl de bíceps	<i>A</i> =2,4 mm _{p-p}			
Gabriel et al. (2002)	Aleatorizado	13 ♀ sanas edad: 32±5	VIB post fatiga (1 día)	Directa a TB	<i>f</i> =60 Hz	30x(2 s MCVI, 6 s des.) + VIB 3x(idem)		↑*EMG TB (+47 %), ↑*EMG BB (+38 %) ↑coactivación, y ↑del torque (↑*10 %) en la extensión codo <i>post</i> VIB (post 2 s) vs. control. Conclusión: torque y EMG facilitados por la vibración del tendón del TB en series de fatiga.
			Control fatiga (2 días)	Extensión isom. a 90°	<i>A</i> =1 mm			
			Control fatiga (2 días)	Extensión isom. a 90°	NA	30x(2 s MCVI, 6 s des.)		
			VIB post fatiga (1 día)	Extensión isom. a 90°	<i>f</i> =60 Hz	30x(2 s MCVI, 6 s des.) + VIB 3x(idem)		
			Control fatiga (2 días)	Extensión isom. a 90°	<i>A</i> =1 mm			

A: amplitud de la vibración; **BB**: bíceps braquial; **Dur.**: EMG registrada durante la exposición a vibración; **des.**: descanso; **EER**: expertos entrenamiento de resistencia; **isom.**: isométrico; **MCVI**: máxima contracción voluntaria isométrica; **NA**: vibración no aplicada; **Post**: EMG registrada después del cese de la vibración; **p-p**: pico a pico; **reps.**: repeticiones; **TB**: tríceps braquial; **VIB**: vibración; **f**: frecuencia de vibración; *: significativo; ↑: indica incremento; ↓: indica disminución.

Influencia de la variación de la f en la aEMG durante el EJV - Extremidades superiores

Durante la aplicación de vibración de forma directa al tendón del BB, se han registrado incrementos significativos de la aEMG_{RMS} del BB con f de 65 y 100 Hz en comparación con una f de 30 Hz, en condiciones isométricas con bajos niveles de tensión muscular (29).

A diferencia de lo ocurrido con las extremidades inferiores, en contados estudios de aplicación indirecta de la vibración a través de las manos se han evaluado los efectos de diferentes f en la aEMG con el objetivo de determinar si existen f óptimas que permitan maximizar la respuesta muscular frente a otras (49-50, 68). Hazell *et al.* (50), durante WBV en las que se transmitió el estímulo vibratorio indirectamente a través de los pies, encontraron, en general, una respuesta muscular superior en el TB con 45 Hz que con el resto de f inferiores (25, 30, 35 y 40 Hz). No obstante, la magnitud de dicha respuesta fue siempre muy baja debido, seguramente, a la excesiva atenuación de la transmisibilidad del estímulo vibratorio hasta las extremidades superiores.

Transmitiendo la vibración indirectamente a través de las manos mediante dispositivos vibratorios simuladores de herramientas vibratorias del ámbito ocupacional (tabla 1-4), se han podido observar incrementos mayores en la respuesta muscular de diversos músculos de las extremidades superiores con una f de 50 Hz que con una de 137 Hz (68).

Recientemente, Tankisheva *et al.* (49) (tabla 1-3) detectaron, en general, incrementos significativos en la EMG_{RMS} del BB, del TB, del deltoides y del trapecio inducidos por la vibración durante acciones de *curl* de bíceps estáticas y dinámicas mediante la transmisión de la vibración a la empuñadura a través de cables específicos integrados en la plataforma vibratoria. Sin embargo, los autores no observaron ningún efecto de la variación de la f (25, 30, 35 y 40 Hz) ni de la a en el tamaño de la respuesta muscular.

AEMG después del cese de la vibración – Extremidades superiores

En ninguno de los dos estudios que han analizado la respuesta EMG aguda inmediatamente después del cese de la vibración transmitida por las manos se han observado cambios significativos en comparación con la condición de control (19, 60)

(tabla 1-2). En concreto, McBride *et al.* (60) analizaron los efectos de la vibración en los patrones de activación muscular después de realizar series de fatiga muscular. Para ello, expusieron a 8 sujetos a vibración ($f=44$ Hz, $A=3$ mm) usando un prototipo de mancuerna vibratoria durante series de *curl* de bíceps ($10 \times 10RM$) con una carga del 70 %1RM. La aEMG durante MCVI de 3 s de duración se registró antes, entre series, y 15 min después de la última serie de *curl* de bíceps en las dos condiciones, con vibración y sin ella. Durante la condición con vibración, los resultados mostraron una amplitud relativamente constante en la EMG máxima con una tendencia a la disminución, así como un ligero descenso en la frecuencia media del análisis espectral (*mean power frequency*). Según los autores, los patrones de activación EMG observados con la vibración podrían indicar un reclutamiento más efectivo de unidades motoras de umbral alto (rápidas) durante contracciones en fatiga. En el estudio de Cochrane *et al.* (19), 12 sujetos realizaron, en 3 sesiones diferentes, 3 grupos de ejercicios focalizados en los brazos. La sesión con vibración consistió en 5 ejercicios de hombro para cada uno de los brazos con una mancuerna vibratoria de 2,5 kg ($f=26$ Hz, $A=3$ mm_{p-p}, GalileoTOP). Las otras dos sesiones consistieron en giros de manivela y ejercicios unilaterales de brazos sin vibración (control). Antes y después de cada intervención, se valoró la potencia muscular y la aEMG del trapecio medio durante la tracción bilateral de brazos. No se encontraron diferencias en la aEMG entre el momento previo y el posterior a la intervención en ninguna de las condiciones, ni entre condiciones. Sin embargo, sí se observó un incremento en la potencia pico entre el antes y el después en la condición de vibración y en giros de manivela, sin diferencias entre ambas condiciones, atribuido por los autores, en ambos casos, al efecto clásico de potenciación posactivación, que forma parte del efecto de un calentamiento. Los autores alegan también, como posible justificación de la inexistencia de un efecto potenciador en la condición de vibración, la baja A utilizada y la ausencia de una contracción CEA (ciclo estiramiento-acortamiento), que podría haber maximizado la respuesta refleja de estiramiento provocada por la vibración.

Mediante la aplicación directa de la vibración al músculo o al tendón (tabla 1-5), ninguno de los estudios encontró cambios en la aEMG del BB durante la vibración ni después de ella (efecto residual), en ninguna de las condiciones valoradas (134-135).

Asimismo, tampoco en ninguno de los dos trabajos se encontraron cambios significativos en parámetros de rendimiento, como la potencia y la velocidad angular. Sin embargo, previamente, Gabriel *et al.* (138), con una f y una A similares ($f=60$ Hz, $A=1$ mm) a las usadas en los 3 estudios del mencionado grupo de autores (29, 134-135), encontraron un aumento del torque en la extensión del codo con un incremento asociado y significativo de la aEMG del TB (47 %) y del BB (38 %) al comparar la aEMG de 3 series extras de MCVI en fatiga (series 31-33) realizadas inmediatamente después de la vibración (post <2 s) aplicada directamente al TB, con la actividad de las últimas series (series 28-30) en la misma condición de fatiga sin vibración.

1.2.1.3. Efectos agudos del EJV en la coactivación muscular

La contracción de los músculos agonistas está asociada a la contracción simultánea de sus antagonistas (139). Tyler y Hutton (140) observaron que la coactivación antagonista reducía la producción de fuerza agonista, como indicaba el descenso en la aEMG. La coactivación antagonista es común en las acciones en que los músculos agonistas actúan de manera máxima o rápida, cuando la ejecución requiere precisión y cuando los sujetos no están familiarizados con la actividad en cuestión (141-142). Esto tiene como objetivo inhibir y proteger el sistema musculoesquelético de una lesión, así como contribuir a la producción de una mayor fuerza neta y favorecer una eficiente coordinación (141). Al realizar tareas nuevas y complejas, la coactivación de los antagonistas mediante la inhibición recíproca podría perjudicar la contracción agonista (139). Sin embargo, mediante la práctica continuada y el entrenamiento, el nivel de coactivación puede reducirse, lo que permitiría una mayor activación de los agonistas. Al respecto, Carolan y Cafarelli (143) observaron que después de 8 semanas de entrenamiento con resistencia de los extensores de la rodilla, se incrementó la fuerza de éstos con una reducción de la coactivación antagonista, atribuida al descenso de la aEMG del bíceps femoral.

Coactivación muscular durante el EJV – Extremidades inferiores

Los estudios clásicos que analizan la respuesta del reflejo tónico vibratorio durante la aplicación directa de vibración sugirieron que la vibración podía inhibir la contracción

de los músculos antagonistas por mediación de las interneuronas la (32). Sin embargo, los resultados aportados por Rothmuller y Cafarelli (144), junto con los mostrados previamente por Jones y Hunter (145), no señalaron lo mismo. Rothmuller y Cafarelli (144) observaron que la vibración aplicada directamente al tendón patelar ($A=1,5$ mm) provocó una mayor coactivación antagonista (bíceps femoral) que la condición de control sin vibración, sin que la ratio de coactivación (EMG bíceps femoral/EMG vasto lateral, durante la extensión) cambiara durante el curso de los estadios de fatiga.

La vibración parece constituir un estímulo desestabilizador y, como tal, puede afectar la coactivación alrededor de la articulación de la rodilla durante la WBV (81). De hecho, se ha sugerido que la vibración aplicada indirectamente mediante plataforma vibratoria causó una respuesta muscular que podía, en parte, estar modulada por la coactivación de la musculatura de la pierna que actuaba sobre la rodilla, como estrategia de control postural (81).

Coactivación muscular durante el EJV – Extremidades superiores

Son muy escasos los estudios focalizados en el análisis de los efectos agudos de la vibración en la aEMG de las extremidades superiores que han aportado resultados concretos sobre la coactivación muscular. Gabriel *et al.* (138) (tabla 1-5), al aplicar directamente la vibración al TB, y basándose en el incremento de aEMG encontrado en éste (+30 %) y en el BB, como antagonista (+38 %), observaron un aumento de la coactivación del BB, necesario para estabilizar la articulación en respuesta al mayor *output* de fuerza agonista producido en las MCVI realizadas 2 s después del cese de la vibración. Mischi y Cardinale (53) (tabla 1-2) vieron que los mayores incrementos de la coactivación (ratio EMG antagonista/EMG agonista) se produjeron a bajos niveles de tensión muscular durante la vibración ($f=28$ Hz, A =no aportada), y dichos incrementos fueron significativos respecto a la condición de control durante la tarea de extensión isométrica (>125 % al 20 % y 40 %MSF; MSF=fuerza máxima sostenida). Los autores argumentaron, como posible explicación, que cuando los músculos agonistas producen bajos niveles de fuerza, la rotación de la articulación es controlada por el antagonista, y en particular durante la imposición de señales sinusoidales, como la vibración. Además, sugirieron que la coactivación observada sirvió solo para estabilizar la articulación, y no para modular el *output* de fuerza agonista, al exponer ambos músculos a vibración.

Concluyeron indicando que el EJV podría ser efectivo en estadios iniciales de procesos de rehabilitación, donde se requieren bajos niveles de fuerza junto con una movilidad articular limitada. Por contra, García-Gutiérrez *et al.* (136) observaron un descenso de la coactivación del músculo extensor de los dedos mientras se mantenía la activación del flexor digital en una serie de 10 reps. de fuerza de agarre isométrica durante la exposición a la vibración transmitida hacia la mano a través de una cincha fijada a la plataforma vibratoria.

1.2.1.4. Efectos agudos en la aEMG durante la exposición prolongada a vibración

Mientras que la exposición breve a vibración, ya sea de forma única o repetida de forma intermitente, ha comportado los efectos agudos observados, la exposición prolongada a la vibración ha provocado generalmente un descenso agudo de la función muscular. De forma general, se han observado descensos en la aEMG con disminuciones de la fuerza muscular (38, 146-147). En concreto, Herda *et al.* (146) observaron descensos en la amplitud EMG del gemelo (-10 %) y del sóleo (-25 %) tras 20 min de exposición continuada a la vibración ($f=70$ Hz, $A=no$ aportada) aplicada directamente al tendón de Aquiles, además de un descenso en el torque pico durante la flexión plantar isométrica del tobillo. Se ha sugerido que la exposición a vibración prolongada puede causar un decrecimiento de la excitabilidad del bucle γ y una reducción de la ratio de descarga de las terminaciones primarias del huso muscular, que provoca, a su vez, un descenso de la capacidad de generar fuerza (148).

En el caso de las extremidades superiores, Shinohara *et al.* (62) observaron un incremento significativo en la aEMG después de 30 min de vibración directa aplicada al primer músculo interóseo dorsal de la mano durante una tarea de abducción del dedo para mantener una fuerza isométrica constante. Los autores lo justificaron explicando que fue necesario un incremento en la actividad de las unidades motoras después de la vibración con el objetivo de mantener constante el nivel de fuerza durante la tarea, debido a la reducción de la capacidad de fuerza observada después de la vibración. Mottram *et al.* (149) comprobaron que la aplicación directa de la vibración sobre el tendón del BB, por debajo y por encima del umbral del reflejo tónico vibratorio, mientras se mantenía una determinada posición del brazo con una carga submaximal

redujo significativamente el tiempo del fallo en las tareas con vibración en comparación con la misma condición sin vibración. Sin embargo, la amplitud de la aEMG para los flexores del brazo y las ratios de incremento en la aEMG fueron similares entre las 3 condiciones (2 con vibración y 1 sin vibración), lo que indicó, según los autores, que el *input* de entrada al *pool* de la motoneurona varió entre condiciones y requirió ajustes para que el *output* se mantuviera constante el mayor tiempo posible.

1.2.1.5. Efectos a corto y largo plazo en la aEMG con el EJV

Machado *et al.* (150) analizaron los efectos a largo plazo de 10 semanas de entrenamiento de WBV ($f=20-40$ Hz, $A=2-4$ mm, plataforma sincrónica Fitvibe) en el área de sección anatómica, en la fuerza, en la potencia y en la movilidad de mujeres mayores (65-90 años), distribuidas en un grupo de entrenamiento con WBV ($n=13$) y en un grupo control ($n=13$). Los autores encontraron mejoras en el grupo de WBV, concretamente en la movilidad y en la fuerza de los extensores de la rodilla y de la cadera (MCVI), provocadas por un aumento de la hipertrofia de la pierna. El grupo de WBV mantuvo los niveles de potencia muscular, sin experimentar mejoras. La aEMG registrada durante los tests de MCVI (en prensa de piernas) no sufrió ningún cambio significativo pre-post en ninguno de los grupos. Ferri *et al.* (151) por su parte, encontraron resultados similares en gente mayor al observar ganancias significativas de fuerza en el cuádriceps y en el tríceps sural sin cambios en la aEMG después de 16 semanas de entrenamiento de pesas convencional.

1.2.1.6. Influencia de la postura en la aEMG de las extremidades superiores

En general, con f inferiores a 50 Hz, la transmisión de la energía vibratoria tiende a disminuir a medida que aumenta el ángulo de flexión del codo (77, 101, 103, 117). En el estudio de Rohmert *et al.* (116) (tabla 1-4), donde se analizó la aEMG durante la vibración del sistema mano-brazo en diferentes posturas de trabajo, los autores concluyeron que el cambio en la postura afectaba a la transmisibilidad de la vibración por las extremidades superiores y, por consiguiente, a la magnitud de la aEMG de los músculos del hombro. En cambio, durante la aplicación directa de vibración al tendón del BB ($f=30, 65$ y 100 Hz, $A=1$ y $2,4$ mm_{p-p}), Luo *et al.* (29) observaron que el cambio del

ángulo de flexión del codo (120° y extensión completa a 180°) no produjo modificaciones significativas en el nivel de la aEMG observada durante la exposición a vibración.

En cambio, no tenemos constancia de que ningún trabajo haya analizado la influencia de la variación del ángulo de flexión o del tipo de ejercicio en la respuesta EMG durante el EJV de las extremidades superiores mediante la transmisión de la vibración de forma indirecta a través de las manos.

1.2.1.7. Artefactos y ruidos inducidos por la vibración en las señales EMG: estado de la cuestión

El incremento de la respuesta neuromuscular inducido por el EJV se atribuye a factores neurales, como el aumento del reclutamiento o la sincronización de unidades motoras y de las respuestas reflejas similares al reflejo tónico vibratorio, causadas por la activación del huso muscular (17, 152-153). Durante el registro de la aEMG intramuscular, se ha encontrado una estrecha relación entre la frecuencia de descarga de las unidades motora y la fase del ciclo de vibración, lo que apoya la presencia de actividad muscular refleja durante el EJV, similar al reflejo tónico vibratorio (152). Sin embargo, discriminar la actividad sincronizada de las unidades motoras de posibles artefactos derivados de la vibración parece ser, a día de hoy, un desafío en cualquier experimento donde se utilice la electromiografía de superficie en un músculo sometido a vibración.

Aunque la electromiografía de superficie lleva usándose décadas de forma regular en los estudios de vibración aplicada al cuerpo, ha sido en estos últimos años cuando se ha generado un debate enorme en torno a la interpretación de las señales EMG registradas durante el EJV, debido a la posible contaminación de estas señales con artefactos de movimiento (81, 153-154). Incluso cuando se realizan con cuidado, las grabaciones de las señales EMG pueden contener artefactos de movimiento, y especialmente cuando se aplica una estimulación mecánica en la extremidad o en los músculos que se mueven bajo los electrodos de superficie (155). Mester *et al.* (94) sugirieron que la variabilidad de la intensidad de los artefactos de movimiento inducidos en las señales EMG durante la vibración podría ser una de las razones que explican la

inconsistencia general de los resultados encontrados en la literatura. Pero fue tras la publicación de dos estudios en particular, entre 2007 y 2009 (81, 154), cuando se instauró en la literatura una preocupación generalizada al respecto, lo que provocó la continua aparición de trabajos en los que se aplicaban procesos de filtrado similares a los propuestos por ambos estudios. En concreto, Abercromby *et al.* (81) analizaron los efectos agudos del tipo de vibración (sincrónica y basculante), del tipo de contracción y del ángulo de la rodilla en la aEMG de 4 músculos de la pierna. Los autores interpretaron los picos agudos de los espectrogramas en la f y sus armónicos de las señales EMG como una evidencia de la aparición de artefactos de movimiento. Posteriormente, Fratini *et al.* (154) estudiaron la relevancia de los artefactos de movimiento durante las WBV colocando electrodos en la patela de la rodilla y asumiendo que cualquier señal registrada por los electrodos de la patela tenía que ser un artefacto. En el análisis espectral, observaron también picos agudos en la f fundamental y en sus armónicos, incluso en las señales obtenidas en la patela. Así, ambos trabajos sugirieron la presencia de artefactos de movimiento derivados de la vibración y propusieron diferentes métodos de filtrado centrados, fundamentalmente, en eliminar eficazmente la banda de frecuencia que contiene la f y sus armónicos con el propósito de suprimir los artefactos. A partir de la publicación de estos dos trabajos, diversos estudios procesaron las señales EMG con filtros similares a los aplicados por el grupo de Abercromby (73, 156) y por el de Fratini (31, 157), con aproximaciones algo diferentes (53) o, directamente, aplicando un filtro de paso alto de 100 Hz (banda 100-450 Hz) y eliminando, así, no solo cualquier supuesto artefacto causado por la f de la plataforma vibratoria, sino también la parte excesiva correspondiente a la señal EMG del músculo (50, 123). Sin embargo, este tipo de filtrado hace que sea imposible ver, mediante el análisis espectral convencional, la actividad sincrónica de las unidades motoras en fase (del inglés *phase-locked*) a la f . Para evitar este problema, es posible registrar la aEMG del músculo usando electrodos intramusculares (158). De hecho, recientemente, mediante el registro EMG intramuscular, se encontró una relación de la actividad de la unidad motora con la fase del ciclo de la vibración, que sugirió que el disparo de la unidad motora se producía en fase al ciclo de la vibración y demostró, así, que la actividad era de origen reflejo (152). Aunque el uso de electrodos intramusculares sólo permite registrar la actividad de una

pequeña porción de un músculo, constituye un método fiable para observar la actividad de la unidad motora. Los registros intramusculares son menos propensos a incluir artefactos de movimiento, ya que los potenciales de acción de las unidades motoras pueden ser discriminados fácilmente de los artefactos de movimiento a través de una inspección visual o utilizando algoritmos de comparación de plantillas (del inglés *template-matching*) (155). Sin embargo, el registro intramuscular EMG es invasivo, puede causar algunas molestias y comporta riesgos de infección.

Poco después de la publicación de los trabajos de Abercromby *et al.* (81) y de Fratini *et al.* (154), apareció un riguroso estudio que puso en entredicho las metodologías usadas por ambos (153) y que sugirió que ninguno de ellos, debido a sus limitaciones metodológicas, podía aportar evidencias concluyentes de la existencia de una cantidad considerable de señal EMG derivada de artefactos de movimiento. En concreto, Ritzmann *et al.* (153) aportaron evidencias de la existencia de actividad refleja durante la WBV y afirmaron que la contribución de los artefactos de movimiento al global de la actividad EMG durante la WBV era insignificante. Para demostrarlo, exploraron el origen de las señales EMG durante WBV ($f=5-30$ Hz, $A=8$ mm_{p-p}, plataforma basculante Galileo) usando 4 aproximaciones diferentes e independientes con el objetivo de determinar la posible afectación de los artefactos de movimiento en los registros EMG: 1) Electrodo ficticios: electrodos idénticos a los usados para registrar la aEMG del sóleo, del tibial anterior y del recto femoral, pero colocados junto a éstos sobre cinta aislante adherida a la piel para aislar los electrodos de las señales del músculo; 2) Análisis de frecuencias a nivel espectral: las señales EMG durante WBV y las señales de las respuestas reflejas evocadas en un ergómetro de tobillo se trataron para que los dominios espectrales de ambos tipos de señales pudieran compararse en función de la f ; 3) Latencias: se compararon las latencias evocadas mediante dorsiflexiones pasivas provocadas en un ergómetro de tobillo con las producidas durante WBV en la aEMG de 4 grupos musculares de la pierna; 4) Experimento del puño (*cuff experiment*): comparación de la influencia de la compresión mecánica del vientre muscular del sóleo en la respuesta del reflejo de estiramiento evocado en el ergómetro de tobillo con y sin la exposición a vibración. En resumen, la comparación de las integrales de las señales EMG registradas por los electrodos ficticios y por los electrodos reales de cada músculo (ratio) mostró

ratios medias muy bajas (del 7 % en el soleo y en el recto femoral) para todas las f , lo que indicó una contribución insignificante de los artefactos de movimiento. Según el grupo de Ritzmann, Fatrini *et al.* (154) asumieron erróneamente que cualquier señal registrada por electrodos colocados en la patela de la rodilla durante WBV tenía que corresponder necesariamente a ruido provocado por la vibración. Por otro lado, los espectrogramas de frecuencia de las señales derivadas de los electrodos ficticios fueron bastante diferentes de los espectrogramas de las señales EMG, mientras que el espectro de frecuencias de los reflejos evocados mecánicamente y el espectro de las señales EMG registradas durante la WBV fueron muy similares, lo que sugirió la posibilidad de que la WBV desencadenara una respuesta refleja. Dicha similitud hacía pensar, según los autores, que no era adecuado determinar los métodos de filtrado a partir de la forma del espectrograma (81, 159). Resumiendo, el grupo de Ritzmann también encontró que las latencias de las respuestas reflejas evocadas por las dorsiflexiones fueron prácticamente idénticas a las supuestas respuestas reflejas de estiramiento producidas durante la WBV; asimismo, vio que la aplicación de presión sobre los músculos redujo la amplitud de ambos reflejos: los supuestamente provocados por WBV y los provocados por el ergómetro de tobillo. Ritzmann *et al.* (153), concluyeron su estudio afirmando que era posible usar los valores de EMG registrados durante WBV sin aplicar ningún filtro adicional debido a la escasa intervención de los artefactos de movimiento.

A partir de la publicación del trabajo de Ritzmann *et al.* (153), han ido apareciendo diversos estudios, en ocasiones desde ámbitos tecnológicos puros, como la ingeniería eléctrica, con diferentes propuestas de filtrado de las señales EMG registradas con electromiografía de superficie durante el EJV con un propósito: poder utilizar la electromiografía de superficie de forma fiable para demostrar la actividad sincrónica de las unidades motoras en fase con la vibración aplicada al músculo (160-162). Sin embargo, no existe, a día de hoy, un consenso claro en la literatura sobre si es necesario o no filtrar las señales EMG registradas durante el EJV, ni respecto al método más adecuado para hacerlo. En este contexto, resulta muy complicado, tras comparar diferentes trabajos, establecer unas bases de conocimiento consistente a partir del análisis de la respuesta EMG durante el EJV.

1.2.1.8. Resumen final - Efectos del EJV en la aEMG de las extremidades superiores

En resumen, se ha demostrado que las f de entre 25 y 50 Hz son capaces de provocar incrementos significativos de la aEMG de las extremidades inferiores durante el EJV con plataforma vibratoria en comparación con la misma situación sin vibración. Efectos similares se han encontrado en las extremidades superiores con f de 26 Hz (59), de 28Hz (53) y, recientemente, de entre 25 y 40 Hz (49) durante la transmisión de la vibración a través de las manos, sin hallarse diferentes efectos entre unas f y otras (49). Sin embargo, y a diferencia de lo ocurrido con el EJV de las extremidades inferiores, donde, en ocasiones, aunque de forma inconsistente, se han observado mayores incrementos de la aEMG con unas f que con otras, apenas existen trabajos que analicen de forma sistemática la repercusión de diferentes valores de f en la aEMG durante el EJV de las extremidades superiores aplicando la vibración indirectamente a través de las manos (49). Además, la escasez de estudios focalizados en las extremidades superiores y la inconsistencia en algunos de los parámetros de vibración detallados (59), junto con la ausencia de la magnitud de la A en otros (53), dificultan la comparación y la extracción de conclusiones sólidas.

Aunque, puntualmente, la aplicación directa de vibración al tendón del BB con f de 65 Hz y 100 Hz (especialmente, $f=65$ Hz, $A=2,4$ mm_{p-p}) ha provocado mayores incrementos en la aEMG que una f de 30 Hz (29), en la mayoría de ocasiones, unos parámetros de vibración similares no han provocado ningún efecto en la aEMG, ni durante la vibración ni tras su cese (134-135).

Los cambios en la postura corporal, ya sea durante las WBV (44, 92) o durante el EJV de las extremidades superiores (116), influyen en la transmisibilidad de la vibración por las extremidades, y, en consecuencia, pueden alterar la magnitud de la respuesta neuromuscular inducida por la vibración. Sin embargo, ningún trabajo ha analizado la influencia del ángulo de flexión de los brazos o del tipo de ejercicio en la respuesta muscular durante el EJV de las extremidades superiores con el propósito de determinar unas condiciones que maximicen la respuesta muscular.

Por otro lado, aunque los estudios al respecto son escasos, existen evidencias suficientes para afirmar que la coactivación muscular puede incrementarse durante el

EJV de las extremidades superiores (53, 138). Sin embargo, en ninguno de ellos se ha valorado la influencia de los diferentes valores de f en los niveles de coactivación.

Por tanto, existe la necesidad de realizar nuevos estudios que analicen la influencia de la variación de algunos factores, como la f , el ángulo de flexión de los brazos, el tipo de ejercicio y la carga, en la respuesta neuromuscular durante el EJV de las extremidades superiores. Trabajos de este tipo podrían ayudar a definir unas recomendaciones específicas para la prescripción del EJV con barra vibratoria.

1.2.2. Efectos del EJV en la potencia muscular

1.2.2.1. Efectos agudos – Potencia en las extremidades inferiores

Los efectos agudos del EJV en la potencia de las extremidades inferiores han sido analizados en un gran número de ocasiones. En diversos estudios, aunque no en todos (129), se han observado incrementos agudos de la potencia muscular, valorada mediante el salto vertical (80, 130, 163-168), el salto horizontal (169), el ejercicio de *leg press* (170) y los *squats* con sobrecarga (171) inmediatamente después de breves exposiciones a vibración. En general, la exposición a la vibración se ha realizado normalmente de forma intermitente, durante un rango variado de series (1-10 series) de 30 a 60 s/serie (164, 170), y, en ocasiones, en series únicas prolongadas hasta 5 min (130, 168, 172). Las exposiciones intermitentes a la vibración de entre 30 y 60 s han demostrado ser efectivas para inducir incrementos significativos de la potencia muscular (72, 163-164). Además, se ha demostrado que hay una ventana temporal límite, durante la cual se pueden maximizar los niveles de potencia muscular después de la exposición a una o a varias series agudas de vibración (72, 173). En general, los intervalos de descanso de 1 min (72) o inferiores (164) han demostrado ser los más efectivos para maximizar los niveles de potencia muscular inducidos por la vibración; con intervalos de descanso superiores a 5 min, los niveles de potencia generalmente descienden hasta niveles basales, los previos a la exposición vibratoria (72, 164).

Se ha podido observar, asimismo, que el incremento de la potencia muscular inducido por la vibración, si se compara con la de la misma condición sin vibración, no va acompañado de aumentos adicionales de la aEMG de la musculatura implicada (164).

Además, los niveles de fuerza isométrica parecen reducirse de forma aguda después de la exposición a vibración (146, 174-175). Se ha argumentado previamente que el incremento de la potencia muscular inducido durante la exposición a vibración e inmediatamente después de ésta está relacionado con la facilitación neuromuscular (23, 176). Sin embargo, esta justificación parece no ser compatible con las respuestas neurofisiológicas que se han comentado y entra en contradicción, además, con las aparentes reducciones agudas observadas en los niveles de fuerza (146, 174-175). Por tanto, de acuerdo con esto, los mecanismos sugeridos como explicación de los incrementos agudos de la potencia muscular inducidos por la vibración se basan, en parte, en un efecto de potenciación posactivación (177) provocado por un incremento rápido de la temperatura intramuscular (efecto *warm-up*) (172). Como es sabido, el aumento de la temperatura muscular tiene un efecto considerable en la potencia muscular, pero un efecto leve en la capacidad de generar fuerza (178). En cualquier caso, aparte del incremento de la temperatura intramuscular, otros mecanismos relacionados con el efecto *warm-up* también pueden influir en el aumento agudo del rendimiento muscular. En concreto, durante el EJV se han observado incrementos agudos del flujo sanguíneo de la arteria poplítea (179). En función del trabajo realizado, el rendimiento muscular podría verse incrementado, probablemente, por un efecto de potenciación posactivación influenciado por la interacción de estos factores.

Por otro lado, durante extensiones balísticas de rodilla con vibración aplicada directamente a la parte distal del tendón del cuádriceps ($f=65$ Hz, $A=1,2$ mm), no se han encontrado cambios significativos en la velocidad angular pico, en el pico de potencia ni en el tiempo al pico de potencia (132).

1.2.2.2. Efectos agudos – Potencia en las extremidades superiores

Son pocos los estudios que han analizado los efectos agudos de la vibración en la potencia de las extremidades superiores (16, 30, 48, 54, 59, 134-135, 137, 180).

Bosco *et al.* (59), junto con un incremento en la aEMG (tabla 1-2), encontraron, en 12 boxeadores del equipo nacional italiano, un incremento posvibración (5 x60 s con $f=26$ Hz, $A=6$ mm, $a=34$ m·s⁻², masa=2,8 kg, Galileo 2000) en la potencia mecánica media del 12 %. La potencia se valoró durante la realización de flexiones dinámicas antes de la

exposición a la vibración y después de ésta, con una carga del 5 % de la masa corporal. Sin embargo, mediante el uso de mancuernas vibratorias (Galileo TOP) con parámetros similares a los escogidos por Bosco *et al.* (1999) ($f=26$ Hz, $A=3$ mm, masa=2,8 kg), Cochrane y Hawke (30) no hallaron incrementos agudos en la potencia muscular en el lanzamiento de pelota medicinal de 12 escaladores después de una exposición a vibración durante ejercicios unilaterales con ambos brazos (5x30 s/brazo, total 5 min). Posteriormente, Cochrane *et al.* (19), en un estudio muy similar al anterior (tabla 1-2), encontraron, en sujetos expertos en el entrenamiento con resistencia, aumentos significativos del 4,8 % en la potencia pico posvibración durante tracciones de brazos.

En un estudio similar al de Bosco *et al.* (59), Issurin y Tenenbaum (16) usaron un sistema de transmisión de la vibración hasta la empuñadura ($f=44$ Hz, $A\sim 0,8$ mm_{p-p}) mediante un cable. Dos grupos, uno de atletas de élite y otro de activos físicamente, realizaron 3 series de 3 reps. con una carga de entre el 67 y el 70 %1RM durante la realización de *curls* de bíceps bilaterales con vibración y sin ella, y a un ritmo de 2 s por repetición. Concluyeron que ambos grupos habían aumentado la potencia máxima (10,4 % y 7,9 %, respectivamente) y la potencia media (10,2 % y 10,7 %, respectivamente) durante la vibración en comparación con la misma condición sin vibración.

Un trabajo posterior a los anteriores, pero esta vez llevado a cabo mediante una barra vibratoria, volvió a evidenciar mejoras agudas en la potencia muscular. Poston *et al.* (54) analizaron los efectos agudos de la vibración en las potencias media y máxima durante el *press* de banca horizontal con sujetos expertos en el entrenamiento con resistencia. Éstos realizaron dos sesiones idénticas (vibración y control), separadas por tres días, de 3 series de 3 reps. cada una y con una carga del 70 %1RM. En ambas sesiones, entre las series 2 y 3 se incorporó un ejercicio isométrico de 30 s con una carga de 60 kg (barra olímpica de 20 kg con un motor vibrador de 20 kg en un extremo y con un peso de 20 kg en el otro). Durante la sesión con vibración, los sujetos realizaron dicho ejercicio isométrico con una f de 30 Hz, una A de 2,2 mm_{p-p} y una a de 4 g. En la sesión de control, el ejercicio se realizó de forma idéntica pero sin vibración. El coeficiente de correlación intraclase (ICC) entre la sesión de vibración y la de control fue de 0,85 (potencia media) y de 0,75 (potencia pico). Durante la sesión de vibración, los sujetos

aumentaron la potencia media del conjunto de las 3 series un 5,2 % ($p<0,01$) comparado con la sesión de control. Sin embargo, los resultados de este estudio hay que analizarlos con cautela, ya que los autores no encontraron un efecto principal de la serie ni un efecto de la interacción entre la serie y la condición (vibración o control), por lo que las mejoras en la potencia media registradas durante la sesión de vibración fueron similares en las series 1 y 2 (previas a los 30 s de vibración) frente a la tercera serie (realizada después de la vibración). Los autores sugirieron que otros factores más allá de la exposición a la vibración podían explicar el aumento general de la potencia durante las 3 series de la sesión con vibración. En concreto, defendieron que podía explicarse por un posible efecto excitatorio facilitador provocado en los sujetos por el hecho de que sabían, antes de la sesión, que iban a verse expuestos a una modalidad o a un estímulo de entrenamiento novedosos.

Por otro lado, cuando el estímulo vibratorio ha sido aplicado directamente al tendón, no han podido encontrarse mejoras agudas en la potencia muscular valorada en acciones de *curl* de bíceps (134-135) (estudios detallados en la tabla 1-5). Los autores de estos estudios señalaron que, al realizar ejercicios dinámicos, como el *curl* de bíceps, basado en ciclos de estiramiento-acortamiento, podría requerirse una *A* inferior a la usada (2,4 mm_{p-p}) para activar y optimizar la sensibilidad y la respuesta de los husos musculares, y, por tanto, el *output* neuromuscular en contracciones dinámicas máximas. Algunos de los estudios contradicen esta idea, ya que prueban aumentos significativos de la potencia con *A* similares o ligeramente superiores, aunque con aplicación indirecta de la vibración a través de las manos (19, 54, 59). Por tanto, de acuerdo con Cochrane (75), los causantes de la ausencia de resultados significativos durante la aplicación directa de vibración al tendón podrían ser el método en sí de aplicación de la vibración (directamente al tendón) y la magnitud de la *f* usada. Sin embargo, Cochrane y Hawke (30) tampoco encontraron mejoras en la potencia usando una mancuerna vibratoria.

Hay que destacar dos estudios particulares realizados por el grupo de Marín, en los que se examinaron los efectos agudos de las WBV en el rendimiento de las extremidades superiores durante series hasta la fatiga. La particularidad de ambos estudios reside en el hecho de transmitir el estímulo vibratorio por los pies mediante una plataforma vibratoria para analizar su efecto en el rendimiento de las extremidades superiores. En

el primero (48), los sujetos, manteniendo una flexión isométrica de 30° sobre la plataforma, realizaron una serie de extensiones de brazo a la máxima velocidad posible hasta el fallo muscular con una carga del 70 %1RM en 3 condiciones diferentes: con vibración de baja magnitud ($f=30$ Hz, $A=1,15$ mm_{p-p}), con vibración de alta magnitud ($f=50$ Hz, $A=2,51$ mm_{p-p}) y con control (sin vibración). Los sujetos realizaron un mayor número de reps. en el total de la serie durante ambas condiciones de vibración, con magnitud alta (+21,5 %) y baja (+18,1 %), y a una velocidad media significativamente mayor ($p \leq 0,05$) que en la serie de control. En el segundo estudio del mismo grupo (181), realizado de forma similar pero con una sola condición de vibración ($f=50$ Hz, $A=2,41$ mm_{p-p}; A transmitida a los brazos=0,1 mm_{p-p}) y durante el ejercicio de *curl* de bíceps, se observó, de nuevo, un aumento significativo del número total de reps. realizadas (+17,6) durante la exposición a vibración, así como un retraso significativo en la aparición del descenso de la velocidad media de ejecución (al 60 % del total de reps.) respecto al control (al 50 % del total de reps.). Los autores sugirieron que los efectos facilitadores de la estimulación global producidos sobre las plataformas vibratorias en sujetos sanos podrían influenciar el estado excitatorio de las estructuras periféricas y centrales del cerebro y facilitar, así, los movimientos voluntarios.

Recientemente, Cochrane *et al.* (137) investigaron los efectos agudos del EJV en la potencia muscular de las extremidades superiores en 12 sujetos sanos. Los autores dieron con un incremento significativo de la potencia mecánica durante el ejercicio balístico de *press* de banca, realizado 5 min después de la exposición a vibración (30 s). La vibración se transmitió a través de las manos, apoyadas directamente sobre una plataforma vibratoria basculante. De forma similar a los de los estudios previos (19), los autores observaron que el incremento de la potencia muscular posvibración no iba acompañado de aumentos en la respuesta EMG del deltoides anterior, del pectoral mayor o del TB. Así, a partir de estos resultados, los autores propusieron que la potenciación posactivación inducida por la vibración podría ser debida, más allá de los mecanismos basados en el incremento de la respuesta refleja, a efectos ergogénicos a nivel periférico (efecto *warm-up*), como el aumento del flujo sanguíneo (179) y de la temperatura, que podrían favorecer la mejora del rendimiento posterior (172).

En resumen, existen evidencias suficientes para sugerir que el EJV con exposiciones breves a vibración transmitida a través de las manos produce un efecto de potenciación posactivación que permite incrementar de forma aguda los niveles de potencia muscular en las extremidades superiores (rango +4,8-12 %), tanto durante la exposición a vibración (16, 59) como después de su cese (19, 54, 137). Las f usadas en estos estudios ($f=20-50$ Hz) son similares a las utilizadas en las extremidades inferiores con plataformas vibratorias ($f=15-50$ Hz). En cambio, los valores de A ($0,6-3$ mm_{p-p}) son, en la mayoría de los casos, similares a los usados con plataformas sincrónicas ($1,2-4$ mm_{p-p}), e inferiores a los usados con plataformas basculantes ($A\sim 4,4-11,6$ mm_{p-p}). Por contra, la aplicación de vibración directa al tendón de la musculatura de la extremidad superior, de forma similar a los resultados obtenidos en las extremidades inferiores (132), no parece tener el mismo efecto agudo facilitador en la potencia (134-135).

Finalmente, hay que destacar que Poston *et al.* (54), para analizar los efectos de la vibración en la potencia muscular de las extremidades superiores, utilizaron en su estudio una barra vibratoria durante un ejercicio clásico de entrenamiento multiarticular como es el *press* de banca (ver dispositivo en la figura 1-12). A pesar de que sus resultados hay que valorarlos con precaución, su análisis conjunto con los obtenidos por otros estudios nos permite sugerir que un sistema de barra vibratoria podría ser un dispositivo interesante para la estimulación neuromuscular durante el EJV de las extremidades superiores.

1.2.2.3. Efectos a corto plazo (<2 meses) y a largo plazo (>2 meses) – Potencia en las extremidades inferiores

La mayoría de los estudios que han analizado los efectos a corto plazo (<2 meses) del EJV en la potencia muscular se han centrado principalmente en las extremidades inferiores (18). En general, las sesiones llevadas a cabo a lo largo de estos estudios han consistido en repetir series (4-10) de 15-90 s de EJV, en la mayoría de los casos con la realización de *squats* estáticos y/o dinámicos sobre plataformas vibratorias, durante varios días (9-10), o con una frecuencia de entrenamiento de 2-3 días/semana durante un total de 8 semanas. Bosco *et al.* (15) encontraron mejoras del 11,9 % en la altura del salto (5 s de saltos continuos) en jugadores de balonmano y de waterpolo después de

realizar EJV durante 10 días (5x90 s de EJV/día; $f=26$ Hz, $A=10$ mm, plataforma basculante Galileo). Fagnani *et al.* (182) también encontraron mejoras en el salto CMJ en atletas femeninas (8,7 %) después de 8 semanas de EJV ($f=35$ Hz, $A=4$ mm, plataforma sincrónica Nemes). De forma similar, otros autores han encontrado también incrementos en la altura del salto (+8,8 %) en sujetos tras haber entrenado 5 semanas con EJV combinado con 6RM (183), en bailarinas (+5,7 %) tras 4 semanas de EJV ($f=35$ -40 Hz, $A=8$ mm_{p-p}) (184), en bailarinas expertas después de 2 meses de EJV ($f=30$ Hz, $A=5$ mm, plataforma sincrónica Nemes), y mejoras en la potencia media y en la velocidad durante el ejercicio de *leg press* (83). Además, Di Giminiani *et al.* (67) encontraron mejoras superiores en la altura del *squat* con salto (+11 %), en la altura de los saltos continuos con rebote (+22 %) y en la potencia media en el grupo de sujetos que entrenó con una f individualizada que en el grupo que entrenó con una f fija (30 Hz) y que en el grupo sin vibración. En cambio, no registraron mejoras en el salto CMJ después de 8 semanas. En la misma línea, otros estudios tampoco han recogido cambios en la altura del salto después de 9 días de EJV (176) ni tras 5 semanas (3 días/semana) (185). Preatoni *et al.* (74) compararon los efectos de 8 semanas de entrenamiento periodizado en 3 grupos de atletas femeninas: EJV solo ($f=25$ -35 Hz, $A=2,2$ -4,4 mm_{p-p}, plataforma sincrónica Nemes), EJV combinado con entrenamiento de fuerza convencional, y entrenamiento de fuerza convencional. Los autores observaron que el entrenamiento de EJV periodizado solo y el combinado con entrenamiento de fuerza no comportaron mejoras significativas si se comparan con las provocadas por el grupo de entrenamiento de fuerza convencional. No obstante, destacaron que el EJV combinado con entrenamiento de fuerza supuso un incremento moderado de la altura del salto vertical y de la altura media durante 15 s de saltos (+5 % y +4 % respecto al grupo de EJV y al grupo de entrenamiento de fuerza, respectivamente). Wang *et al.* (186), en un estudio reciente realizado con jugadores de voleibol, hallaron que la combinación de WBV y de saltos CMJ durante 8 semanas provocó mayores adaptaciones neurales, incluidas mejoras en el salto vertical, que un programa aislado de saltos CMJ.

Diversos estudios han investigado los efectos del EJV a largo plazo (>2 meses) en la potencia muscular mediante la valoración de la altura del salto vertical (ver detalles en Cochrane (75)). En muchos de ellos, se han encontrado mejoras en el rendimiento del

salto. Por ejemplo, Delecluse *et al.* (23) detectaron mejoras del 7,6 % en mujeres desentrenadas que realizaron EJV sobre plataforma vibratoria ($f=35-40$ Hz, $A=2,5-5$ mm_p, plataforma sincrónica Power Plate; valores de A inconsistentes con la a_{peak} aportada) durante 12 semanas (3 días/semana) respecto al grupo sin vibración y al grupo de entrenamiento convencional. De forma similar, y resumiendo, otros autores (187-188) han encontrado mejoras en la altura del salto en hombres (9,0 %) y mujeres (7,0 %) de nivel atlético bajo después de 4 y 8 meses, respectivamente, de EJV ($f=25-40$ Hz, $A=2$ mm, plataforma sincrónica Kuntotary), y en mujeres posmenopáusicas; en unos casos después de 24 semanas (+19,4 %, 3 días/semana) de EJV (189), y en otros, tras 6 meses (4,7 %, 2 días/semana) (190). Sin embargo, otros no han encontrado mejoras en la altura del salto vertical después de 11 semanas (3 días/semana) de EJV (191).

En los últimos años, se han publicado diversas revisiones sistemáticas con metaanálisis en torno a los efectos del EJV en la potencia muscular (192-193), que nos permiten plasmar una visión global del estado de la cuestión. En el metaanálisis realizado por Marín y Rhea (192) se incluyeron 30 estudios con intervención de entrenamiento de potencia y que debían contener los datos necesarios para calcular el alcance del efecto. La búsqueda se limitó a estudios comprendidos entre 1966 y el 29 de febrero de 2008 (MEDLINE, Pubmed, SPORT DISCUS Y Embase). En concreto, el tamaño del efecto demostró que el primer moderador del efecto de la vibración en las adaptaciones de potencia fue el tipo de plataforma vibratoria utilizado. Las plataformas sincrónicas provocaron un efecto del tratamiento significativamente mayor para las adaptaciones crónicas (tamaño del efecto=0,99) que las plataformas basculantes (tamaño del efecto=0,36). Los resultados también evidenciaron que la edad era un moderador de la respuesta al EJV para las adaptaciones de potencia: sujetos <25 años, tamaño de efecto=0,43; sujetos de ~50 años, tamaño de efecto=2,24. Además, se observó que las f medias de entre 35 y 45 Hz fueron las más apropiadas para el uso de plataformas sincrónicas. Finalmente, desde un análisis global de los resultados obtenidos, concluyeron que era evidente que el EJV podía ser eficaz para provocar adaptaciones crónicas en la potencia muscular. Más tarde, Osawa *et al.* (193) incluyeron estudios controlados aleatorizados de al menos 5 semanas de duración y en los que se compararan ejercicios con vibración y sin ella, o que comparasen solo la exposición a

WBV y la condición control. La revisión incluyó solo estudios focalizados en el análisis de los efectos crónicos del EJV en la fuerza de la musculatura extensora y en la altura del salto con contramovimiento o CMJ. Las bases de datos incluidas en la búsqueda fueron MEDLINE (Pubmed), EBSCO (SPORT DISCUSTM) y la Web of ScienceSM. El acceso a dichas bases de datos se realizó en marzo de 2012. El período mínimo de intervención de los estudios establecido para su inclusión fue de 4 semanas. Finalmente, se incluyeron 10 estudios centrados en las adaptaciones de la fuerza de la musculatura extensora y 7 estudios focalizados en el salto con contramovimiento. En cuanto a las adaptaciones en la potencia, el metaanálisis mostró efectos adicionales significativos del EJV en la fuerza de la musculatura extensora y en el salto con contramovimiento. Los autores concluyeron que el uso del EJV (WBV) provocaría mayores incrementos en la fuerza de la musculatura extensora y en el salto con contramovimiento que las mismas condiciones sin vibración.

1.2.2.4. Efectos a corto plazo (<2 meses) y a largo plazo (>2 meses) – Potencia en las extremidades superiores

A diferencia de lo que ocurre con el EJV de las extremidades inferiores o WBV, existe una carencia de evidencias concluyentes, debido a la falta de estudios, para valorar si el EJV puede provocar mejoras en los niveles de potencia muscular de las extremidades superiores a corto (<2 meses) y a largo plazo (>2 meses) mediante la transmisión indirecta de vibración a través de las manos. No obstante, Mikhael *et al.* (194) analizaron los efectos de 3 meses de EJV con plataforma vibratoria en gente mayor (50-80 años) en diversos aspectos de la función y de la morfología muscular, y del rendimiento físico. Se asignó a los participantes a uno de los 3 grupos: 2 de intervención con vibración y uno de control (vibración falsa). Los dos grupos de intervención con vibración realizaron exactamente la misma intervención sobre un prototipo de plataforma vibratoria ($f=12$ Hz, $A=1$ mm_{p-p}, $a_{peak}=0,3$ g): consistía en mantener una posición en bipedestación estática sobre la plataforma; uno de los dos grupos lo hacía con una flexión de 20° y el otro, con las piernas estiradas. Por su parte, el grupo de control mantuvo también la flexión de 20° bajo una vibración falsa ($f=12$ Hz, $A=0$ mm). Después del período de entrenamiento, el grupo de intervención con vibración y flexión

de piernas aumentó la velocidad de contracción (+16 %, $p<0,01$) en el ejercicio de *press* de pecho respecto al grupo de intervención sin flexión (-7,6 %), aunque, curiosamente, no lo hizo de forma significativa si se compara con el grupo de control (+4,7 %).

En resumen, existen evidencias para sostener que el EJV puede incrementar de forma aguda la potencia muscular de las extremidades inferiores y superiores. Además, también existen evidencias para afirmar que el EJV puede provocar adaptaciones a corto y a largo plazo en la potencia muscular de las extremidades inferiores tanto en hombres como en mujeres, y en un amplio espectro de edad. Por contra, debido a la escasez de estudios, no existen evidencias suficientes para valorar si el EJV de las extremidades superiores puede provocar, tanto a corto como a largo plazo, adaptaciones crónicas en la potencia muscular.

1.2.3. Efectos del EJV en la fuerza muscular

1.2.3.1. Efectos agudos – Fuerza en las extremidades inferiores

Parece no existir un consenso claro sobre si la vibración incrementa de forma aguda la fuerza muscular de las extremidades inferiores en acciones isométricas, isocinéticas e isoinerciales. En la revisión publicada en 2011 por Cochrane (18) sobre los efectos del EJV en la fuerza de las extremidades inferiores, se pueden observar las discrepancias entre los resultados obtenidos por los diferentes estudios analizados. En resumen, en 4 de los 10 estudios analizados y resumidos en la revisión se encontraron aumentos significativos de la fuerza isocinética en extensión de piernas (195), fuerza dinámica máxima (196), fuerza isométrica en el torque durante la extensión de piernas (197) y fuerza isométrica en extensión de piernas (130), en comparación con la condición de control. Las f en estos estudios variaron entre 10 y 30 Hz, y las A , entre 4 y 10 mm_{p-p}, aunque en ocasiones no se ha indicado (195-196); y los tiempos de exposición a la vibración, entre 2 y 6 min, o durante 4 series de 8 reps. En cambio, en los otros 6 artículos no se encontraron cambios en los niveles de fuerza, ni durante la exposición a vibración (131) ni después de ésta (129, 198), o hasta se registraron descensos inmediatamente después (174-175), e incluso después de 1 y 2 h posvibración en un protocolo de 10 series de 60 s de exposición (175).

De nuevo Marin y Rhea (192), en una revisión sistemática con metaanálisis focalizada en los efectos del EJV en la fuerza muscular, analizaron 13 estudios que evaluaron los efectos agudos del EJV en la fuerza muscular. En resumen, y en el análisis de la totalidad de los estudios incluidos, los efectos agudos en la fuerza inducidos por el EJV fueron insignificantes. Sin embargo, el análisis reveló que las mejoras en las adaptaciones de fuerza a nivel crónico con el EJV mediante plataforma sincrónica eran comparables a las obtenidas con el entrenamiento convencional de resistencia, y que incluso podían ser superiores a éstas.

Posteriormente, McBride *et al.* (199) encontraron, en jóvenes estudiantes varones, que una única serie de *squat* estático con el peso corporal combinado con WBV ($f=30$ Hz, $A\sim 3,5$ mm) incrementó la fuerza muscular aguda hasta 8 min después del ejercicio. Dicho aumento de la fuerza no se registró acompañado de incrementos en el nivel de excitabilidad de la motoneurona ni de la activación muscular. En un estudio más reciente realizado con levantadores de peso de nivel nacional, Rønnestad *et al.* (80) tampoco encontraron diferencias entre la 1RM en *squat* paralelo durante la exposición a vibración ($f=50$ Hz, $A=3$ mm_{p-p}, plataforma sincrónica Pneu-Vibe Pro) y la 1RM valorada en la misma condición sin vibración. En cambio, los autores sí detectaron un incremento en el pico de potencia ($SJ_{65\text{ kg}}$ y $SJ_{100\text{ kg}}$) acompañado de un aumento de la aEMG del vasto medial, del vasto lateral y del recto femoral del cuádriceps. Los autores sugirieron que el incremento observado en la aEMG sin cambios en la fuerza máxima dinámica podría explicarse por el hecho de que, durante acciones de 1RM, los atletas tienen tiempo suficiente para alcanzar la activación completa de todos los músculos involucrados, por lo que un aumento adicional en la frecuencia de descarga o en la sincronización de unidades motoras no afectaría el rendimiento en la 1RM. Sin embargo, el mismo autor, en un estudio previo muy similar (200), encontró incrementos en la 1RM en sujetos entrenados (4,9 %, $p<0,05$) y desentrenados (8,7 %, $p<0,05$) durante la realización de *squats* con las mismas condiciones de vibración ($f=50$ Hz, $A=3$ mm_{p-p}, plataforma sincrónica Pneu-Vibe Pro) en comparación con la condición sin vibración. Además, f inferiores, de 20 y 35 Hz, no provocaron ningún efecto significativo en la 1RM. En cambio, en esta ocasión, para explicar los incrementos observados en la 1RM, los autores aludieron a un supuesto efecto facilitador para activar unidades motoras de

umbral alto (rápidas), así como a un descenso del umbral de activación de dichas unidades motoras, que provocaría una mayor activación de los músculos y una activación más rápida de unidades motoras (de umbral alto), lo que supondría una mayor producción de fuerza en ejercicios dinámicos con la f de 50 Hz.

Las discrepancias en los resultados de parte de los estudios comentados pueden ser debidas a las variaciones existentes entre los protocolos: los diferentes métodos y dispositivos vibratorios, los tipos y los parámetros de la contracción muscular, la duración, la f y la A , y las velocidades de la contracción muscular, entre otras variables.

1.2.3.2. Efectos agudos – Fuerza en las extremidades superiores

Los pocos estudios que han analizado los efectos agudos del EJV en la fuerza muscular de las extremidades superiores presentan marcadas diferencias tanto en los métodos y en los ejercicios usados para transmitir el estímulo vibratorio como en los parámetros de vibración. Issurin y Liebermann (58) compararon los efectos agudos en la fuerza máxima dinámica de vibración ($f=44$ Hz, $A=0,6$ mm_{p-p}, transmisión por cable hasta la empuñadura) aplicada de forma simultánea al ejercicio de resistencia durante 5 cargas diferentes (60-100 %1RM) en 41 atletas de diferentes niveles (olímpico, nacional, juvenil y *amateur*). Encontraron aumentos significativos en el peso máximo levantado comparado con el mismo trabajo sin vibración en todos los atletas, pero en mayor medida en los de élite (+10 kg, +8,3 %), además de un descenso (no significativo) en la percepción del esfuerzo respecto al resto de atletas. Kin-Isler *et al.* (28) distribuyeron a 40 sujetos activos físicamente en 4 grupos de 10 para exponer a cada grupo a una f diferente ($f=6, 12, 24$ y 48 Hz, $A=4$ mm, 3 series×16 s) y a la misma condición sin vibración. Cada f se aplicó durante una posición estática de flexión de codo con 3 ángulos diferentes (90, 120 y 150°) y de forma directa al BB mediante una cincha de transmisión sometida a vibración y que envolvía el vientre muscular. Los autores encontraron incrementos significativos (+6,4 %) en la MCVI con las f de 6, 12 y 24 Hz, y un descenso de ésta con la f de 48 Hz. Además, el ángulo de flexión no provocó cambios en la influencia de la vibración. Gabriel *et al.* (138), aplicando vibración directamente al tendón del TB en condiciones de fatiga, también encontraron un incremento significativo ($p<0,05$), del 10 %, del torque en la extensión del codo inmediatamente

después del cese de la vibración ($f=60$ Hz, $A=1$ mm), comparado con la condición de control.

En cambio, cuando los estudios se han centrado en los efectos agudos de la vibración en la fuerza de agarre, ninguno ha encontrado cambios significativos en ella. Cochrane y Hawke (30), al igual que con la potencia muscular, no encontraron mejoras en la fuerza de agarre en 12 escaladores después de una exposición a vibración (5×30 s) sosteniendo una mancuerna vibratoria ($f=26$ Hz, $A=3$ mm_{p-p}, Galileo TOP) durante ejercicios unilaterales con ambos brazos (5×30 s/brazo, total 5 min). Gómez *et al.* (70) analizaron los efectos de la exposición prolongada a vibración de baja f en diferentes variables (frecuencia cardíaca, precisión visual, temblor fisiológico, etc.), y entre ellas, la fuerza de agarre. Los autores tampoco encontraron modificaciones significativas en la fuerza de agarre, en comparación con la misma condición sin vibración, después de aplicar a 14 sujetos sanos 60 min de vibración ($f=7,5$ Hz, $A=3,8$ mm) en ambos brazos mediante unas asas acopladas a un dispositivo vibrador. Tampoco se observaron cambios significativos en la fuerza de agarre 15 s después del cese de la vibración cuando ésta se aplicó indirectamente mediante la colocación de las manos con los brazos estirados sobre una plataforma vibratoria ($f=26$ Hz, $A=6$ mm_{p-p}), debido, seguramente, en este caso, a la breve duración del estímulo vibratorio (60 s) y al bajo nivel de carga usado (168). En realidad, el estudio de Cochrane y Stannard (168) se centraba principalmente en los efectos en las extremidades inferiores, ya que 5 de los 6 ejercicios con vibración que se realizaron estaban dirigidos a éstas. De forma similar, el grupo de Torvinen, en dos estudios muy similares con jóvenes sanos (129-130), comparó los efectos con vibración y sin ella, con diferentes ejercicios realizados durante 4 min sobre una plataforma vibratoria, en variables del rendimiento de las extremidades inferiores y también en la fuerza de agarre de las manos. Como era de suponer, no se encontraron cambios significativos en la fuerza de agarre, valorada después de 2 y 60 min, en ninguna de las dos condiciones. Recientemente, García-Gutiérrez *et al.* (136) tampoco detectaron un efecto significativo en la fuerza de agarre, valorada durante 10 reps. de prensión de mano, en ninguna de las condiciones con vibración propuestas.

En resumen, solo cuando la vibración se ha aplicado con altos niveles de tensión muscular (60-100 %1RM y MCVI), ya sea de forma indirecta (58) o directa (28, 138), se

han encontrado incrementos agudos en la fuerza muscular valorada durante acciones dinámicas e isométricas de las extremidades superiores. Además, estos estudios tienen en común que los efectos de la vibración se valoraron durante la exposición a ésta. En cambio, cuando se analizaron los efectos agudos de la vibración en la fuerza de agarre, en ningún caso se encontraron cambios significativos. La ausencia de cambios en la fuerza de agarre podría ser debida a diferentes factores comunes en muchos de estos estudios, más allá de a las diferencias en los parámetros de vibración, como los bajos niveles de tensión muscular de las extremidades superiores (30, 130, 168), la baja o inexistente exposición a la vibración de las estructuras musculotendinosas del sistema mano-brazo o el hecho de valorar los efectos después del cese de la vibración. Así, existen evidencias para suponer que la exposición a vibración directa o indirecta de un músculo o tendón de las extremidades superiores puede producir incrementos agudos en los niveles de fuerza. Sin embargo, este efecto agudo, que podría resultar del incremento de la actividad de los husos musculares y de la ratio de descarga de las unidades motoras como resultado de la estimulación vibratoria, parece producirse principalmente durante la exposición a vibración y a niveles máximos de tensión.

1.2.3.3. Efectos a corto (<2 meses) y a largo plazo (>2 meses) – Fuerza en las extremidades inferiores

Analizando en conjunto los resultados de los estudios detallados en la revisión publicada por Cochrane (18) se puede observar que no existe un fuerte consenso a favor de la eficacia del EJV para provocar mejoras crónicas en la fuerza muscular a corto y a largo plazo. Ruitter *et al.* (174) no encontraron mejoras en la MCVI de los extensores de la rodilla después de un período de entrenamiento de 11 semanas (3 días/semana) con vibración intermitente ($f=30$ Hz, $A=8$ mm_{p-p}, Galileo). Delecluse *et al.* (185) tampoco percibieron mejoras en los niveles de fuerza isométrica y dinámica de los flexores y de los extensores de las piernas en atletas entrenados después de 5 semanas de entrenamiento vibratorio con plataforma sincrónica ($f=35-40$ Hz, $A=1,7-2,5$ mm_{p-p}, Power Plate). Preatoni *et al.* (74), en un estudio reciente, compararon los efectos de 8 semanas de entrenamiento periodizado en 3 grupos de atletas femeninas: EJV solo ($f=25-35$ Hz, $A=2,2-4,4$ mm_{p-p}, Nemes), EJV combinado con entrenamiento de fuerza

convencional y entrenamiento de fuerza convencional. Los autores se encontraron con que el entrenamiento periodizado de EJV, solo o combinado con el entrenamiento de fuerza, no comportó mejoras significativas si se comparaban con las provocadas por el grupo de entrenamiento de fuerza convencional. Sin embargo, destacaron que el EJV combinado con el entrenamiento de fuerza provocó un efecto moderado, aunque no significativo, en la fuerza máxima dinámica (+1 % respecto al resto de grupos). Sí que encontraron incrementos de la fuerza Mahieu *et al.* (201) y Fagnani *et al.* (182) después de 6 semanas (3 días/semana) y 8 semanas (3 días/semana) de entrenamiento con vibración con plataforma vibratoria, respectivamente. Sin embargo, ninguno de los dos estudios comparó los efectos con un grupo control adecuado, como sería la misma condición sin vibración. Rønnestad *et al.* (183) encontraron mejoras del 32 % durante la realización de *squats* (60-100 %1RM) con vibración ($f=40$ Hz, A =no aportada). No obstante, las mejoras observadas (+24 %) no fueron significativamente diferentes a las obtenidas con la misma condición sin vibración. Recientemente, Cheng *et al.* (202) analizaron los efectos en la economía de carrera y en la fuerza muscular de 8 semanas (3 días/semana) motivados por un entrenamiento con vibración en 24 atletas masculinos colegiados ($f=30$ Hz, $A=1-2$ mm_{p-p}, *semi-squats*). En este caso, sí se compararon los efectos con un grupo control, que realizó el mismo entrenamiento pero sin vibración. El grupo que entrenó con vibración mejoró la economía de carrera a diferentes velocidades (+5.0-8,5 %, $p<0,05$), así como los niveles de fuerza máxima isométrica en la flexión plantar (+20 %, $p<0,05$) y dorsal (+11 %, $p<0,05$) y en la *rate of force development* durante la flexión plantar (+30 %, $p<0,05$).

El grupo de Torvinen llevó a cabo dos estudios separados analizando los efectos a largo plazo del EJV realizado sobre una plataforma vibratoria sincrónica ($f=25-35$ Hz, $A=2$ mm, Kuntotary) durante 4 y 8 meses en sujetos jóvenes sanos (187-188). En el estudio de 4 meses, la fuerza isométrica de los extensores de la rodilla se incrementó un 3,7 % a los dos meses en comparación con el control, pero sin mejoras adicionales a los 4 meses (187). De forma similar, y después de 8 meses de intervención, el protocolo con vibración no provocó ningún cambio significativo en la fuerza isométrica de los extensores de la rodilla (188). Según Cochrane (18), una gestión más adecuada a la hora de introducir la carga adicional a lo largo del programa y la naturaleza dinámica de los

protocolos con vibración usados por los autores, que podría haber inhibido parte del potencial del estímulo vibratorio, podrían ser las razones de la ausencia de resultados a largo plazo.

Posteriormente, con la intención de superar los defectos metodológicos de los estudios del grupo de Torvinen (129-130, 187-188), Delecluse *et al.* (23) diseñaron un estudio de 12 semanas (3 días/semana) de entrenamiento periodizado en el cual la f , la A , la duración del ejercicio, la carga, las series y las reps. fueron progresiva y sistemáticamente programadas. 74 sujetos desentrenados se dividieron en 4 grupos: 1) vibración ($f=35-40$ Hz, $A=2,5-5$ mm, $a=2,5-5,1$ g, Power Plate); 2) entrenamiento de resistencia y cardio; 3) placebo (vibración muy baja, $a=0,4$ g); 4) control. Se encontró un incremento en las fuerzas isométrica y dinámica de la rodilla del 16 % y del 9 %, respectivamente, en el grupo de vibración, un incremento que fue similar al del grupo de entrenamiento de resistencia (+14 % y +7 %, respectivamente); no se apreciaron cambios significativos, en cambio, en los grupos placebo y control. Otros estudios han demostrado también mejoras en los grupos que entrenaron con vibración, pero similares a las obtenidas por el grupo de entrenamiento con resistencia (189, 203), y por el grupo de *fitness* (204).

De nuevo, el análisis global de otras dos revisiones sistemáticas con metaanálisis en torno a los efectos del EJV en la fuerza muscular (192-193) nos permite plasmar una visión global del estado de la cuestión de las adaptaciones crónicas de fuerza con el EJV. En otro metaanálisis realizado por Marín y Rhea (192), de características metodológicas muy similares a las del que realizaron en relación con las adaptaciones en potencia muscular (205), se concluyó que era evidente que el EJV podía ser eficaz para provocar adaptaciones crónicas en la fuerza muscular. De forma similar al metaanálisis realizado para las adaptaciones crónicas en la potencia muscular, observaron que las plataformas sincrónicas provocaron un efecto del tratamiento significativamente mayor en las adaptaciones crónicas de fuerza (tamaño del efecto=1,24) que las plataformas basculantes (tamaño del efecto=-0,13). Los resultados también evidenciaron que, con el uso de plataformas sincrónicas, la edad, el género, el nivel de entrenamiento y el protocolo de ejercicio utilizado fueron moderadores de la respuesta en las adaptaciones de fuerza inducidas por el EJV a largo plazo. En resumen, las mujeres evidenciaron

mayores incrementos en la fuerza comparados con la media, aunque esta diferencia entre géneros podría deberse a las diferencias existentes entre géneros en el nivel de entrenamiento, ya que los sujetos desentrenados mostraron mayores incrementos en las adaptaciones de fuerza inducidos por el EJV. El análisis también demostró que la combinación de contracciones estáticas y dinámicas provocó aumentos en la fuerza de casi el doble de los incrementos obtenidos con solo contracciones isométricas. Además, se observó un aumento lineal de los efectos con el incremento de la f , y fueron las f de entre 40 y 50 Hz las que provocaron un mayor tamaño medio del efecto. Recientemente, Osawa *et al.* (193) concluyeron que el uso del EJV (WBV) debería provocar mayores incrementos en la fuerza de la musculatura extensora que las mismas condiciones sin vibración.

1.2.3.4. Efectos a corto plazo (<2 meses) y a largo plazo (>2 meses) – Fuerza en las extremidades superiores

Son escasos los estudios que han examinado los efectos de la vibración a corto y a largo plazo en la fuerza muscular de las extremidades superiores (51, 55, 57, 194, 206).

Issurin *et al.* (57), con el objetivo de analizar los efectos de la vibración en los niveles de fuerza de las extremidades superiores y en la flexibilidad de las extremidades inferiores, distribuyeron a 28 estudiantes de actividad física en 3 grupos de intervención que entrenaron durante 3 semanas (3 días/semana). El primer grupo de intervención realizó ejercicios convencionales de fuerza de las extremidades superiores con ejercicios de estiramiento con vibración en las piernas. El segundo grupo de intervención llevó a cabo ejercicios convencionales de fuerza de las extremidades superiores con vibración y ejercicios de estiramiento en las piernas. El tercer grupo (control), por su parte, realizó ejercicios irrelevantes, como ejercicios calisténicos, carrera y juegos. La vibración se aplicó con una f de 44 Hz y con una A de 0,6 mm_{p-p} en la empuñadura, tras la atenuación de la transmisión del estímulo vibratorio por el cable. Los entrenos consistieron en 6 series de acciones bilaterales de tracción de brazos con cargas de entre el 80 y el 100 %1RM. La duración aproximada de la sesión fue de 20-23 min; aunque los autores no precisaron el tiempo total de exposición a la vibración por sesión, se intuye que fue inferior al tiempo total de ésta. En resumen, el grupo que entrenó con vibración mejoró

un 50 % la fuerza máxima isotónica media en la tracción bilateral de brazos, frente al incremento medio del 16 % en el grupo sin vibración. El grupo control no mostró ninguna mejora. Además, el grupo que realizó ejercicios de estiramiento con vibración en las extremidades inferiores mejoró la amplitud de movimiento en mayor medida que el grupo sin vibración y que el control.

En el estudio de Silva *et al.* (55), sujetos jóvenes desentrenados se dividieron en dos grupos, que realizaron el mismo entrenamiento durante 4 semanas (3 días/semana) con vibración y sin ella (control). Cada sesión consistió en 12 MCVI de 6 s con 45° de flexión del codo. Durante las MCVI, el grupo de entrenamiento con vibración recibió de forma simultánea un estímulo vibratorio ($f=8$ Hz, $A=6$ mm) transmitido por el cable hasta la empuñadura. Los sujetos que recibieron vibración aumentaron la fuerza máxima voluntaria un 26 % frente al 10 % de mejora en el grupo control. Cabe destacar que, al no concretarse valores de α , es imposible saber si la A detallada correspondía a valores p-p; partiendo de la presunción de que los valores de A sean correctos, la A_{p-p} resultante sería, teóricamente, de ~12 mm.

Hand *et al.* (51) analizaron la influencia de un programa de EJV de 10 semanas de duración en la fuerza isocinética del manguito de los rotadores (trabajo total isocinético) en 13 atletas femeninas de diversas disciplinas. Las participantes se dividieron en dos grupos con diferente intervención: un grupo con vibración y entrenamiento de resistencia, y otro grupo de entrenamiento de resistencia. Ambos grupos siguieron el mismo programa de entrenamiento con resistencia 3 días por semana durante las 10 semanas. Antes de comenzar cada sesión de su programa de entrenamiento con resistencia, el grupo con vibración y entrenamiento de resistencia realizó un protocolo de exposición a vibración de no más de 15 min, que consistió en colocar las palmas de las manos sobre el centro de la plataforma vibratoria en una posición estática de flexión de brazos modificada, con una ligera flexión de brazos y las rodillas apoyadas en el suelo. El protocolo vibratorio consistió en 2 series de 60 s con una f de 50 Hz y una A de 4 mm (plataforma sincrónica WAVE Pro), con un descanso de 30 s entre series. No se encontraron diferencias significativas entre ambas intervenciones, y los dos grupos mejoraron de forma significativa la fuerza del manguito de los rotadores en la 5ª y en la 10ª semana respecto a los niveles previos al inicio del programa. No obstante, la

ausencia de un grupo control, de un grupo únicamente expuesto a vibración o de un grupo placebo, limita la determinación de los efectos del protocolo vibratorio.

Durante el estudio de Mikhael *et al.* (194), se analizaron los efectos a largo plazo de 13 semanas de entrenamiento de EJV sobre plataforma vibratoria en la fuerza muscular de las extremidades superiores en hombres y mujeres de entre 50 y 80 años. En resumen, ambos grupos de intervención con vibración mejoraron significativamente ($p < 0,05$) la fuerza durante el *press* de pecho (rodillas bloqueadas, +15,1 %; rodillas flexionadas, +12,1 %) tras las 13 semanas de entrenamiento, en comparación con el grupo control. En cambio, no se encontraron cambios significativos en el área de sección transversal en la mitad del antebrazo en ninguno de los grupos. Las mejoras encontradas por estos autores, tanto en la fuerza como en el pico de velocidad, no dejan de ser sorprendentes, ya que, a lo largo del protocolo de entrenamiento, la exposición a vibración se realizó siempre a través de los pies mediante plataforma vibratoria y sin la realización de ningún ejercicio complementario en las extremidades superiores. Sería interesante, así, que futuros estudios longitudinales similares, consistentes en ejercicios en bipedestación sobre plataformas vibratorias, recogieran también medidas de la función y de la morfología muscular de las extremidades superiores con el fin de comprobar la consistencia y la reproducibilidad de los resultados obtenidos por Mikhael *et al.* (194).

Recientemente, Xu *et al.* (206) analizaron el efecto de 8 semanas de EJV de los flexores del codo en la fuerza dinámica e isométrica. Para aplicar el estímulo vibratorio, y de forma simplificada, los autores utilizaron un complejo sistema vibratorio que permite la realización de ejercicios isométricos con vibración mediante la transmisión del estímulo vibratorio por una cuerda hasta la empuñadura; dicho sistema había sido presentado y validado en un estudio previo por los mismos autores (162). 42 sujetos fueron distribuidos en 4 grupos de 10: el grupo con vibración, el grupo sin vibración, el grupo con mancuerna y el grupo control. Se utilizó el ejercicio de *curl* de bíceps para entrenar los flexores del codo 2 veces por semana durante 8 semanas. Los sujetos del grupo con vibración fueron entrenados usando una fuerza base con la imposición de una vibración sinusoidal de 30 Hz, mientras que los sujetos del grupo sin vibración se entrenaron con el mismo nivel de fuerza base pero sin vibración. El grupo con

mancuerna se entrenó con mancuernas convencionales, y los sujetos del grupo control no realizaron ningún tipo de entrenamiento. La fuerza de ruptura isométrica y la 1RM del brazo dominante de cada sujeto se valoraron antes y después de las 8 semanas del período de entrenamiento. Al finalizar éste, se vio que el grupo con vibración aumentó el valor de 1RM (+22,7 %) en mayor medida que el grupo sin vibración (+10,8 %) pero en un grado similar al del grupo con mancuernas (+22,3 %). En cambio, no se encontraron diferencias significativas entre las ganancias de fuerza de ruptura isométrica observadas en los 3 grupos. Así, los autores concluyeron que el EJV propuesto en el estudio podría ser incluido en los programas de entrenamiento de la fuerza con el objetivo de mejorar la fuerza dinámica en los flexores del codo.

En resumen, aunque los estudios son muy escasos, existen evidencias de que el EJV de las extremidades superiores mediante la aplicación indirecta de vibración a través de las manos puede, a corto y a largo plazo, provocar mejoras crónicas de la fuerza muscular en mayor medida que el mismo trabajo realizado sin vibración (55, 57, 206) y en un grado similar al del entrenamiento convencional con resistencias (55, 57, 206), al menos en sujetos desentrenados y activos físicamente.

1.3. Efectos del EJV en la respuesta hormonal

Se ha podido constatar que una serie de entrenamiento con resistencias provoca cambios agudos en el entorno hormonal que dependen, en gran parte, de los parámetros del ejercicio con resistencia (207). Los incrementos en la concentración de algunas hormonas, como la testosterona y la hormona del crecimiento (GH), son proporcionales al volumen muscular reclutado relativo a la intensidad del ejercicio (207). Por tanto, los principios del entrenamiento se han creado para maximizar el incremento posejercicio de estas hormonas de acuerdo con la hipótesis de que los aumentos hormonales inducidos por el ejercicio influenciarán y optimizarán las ganancias de rendimiento funcional y las adaptaciones de fuerza y de masa muscular (208).

Las respuestas hormonales inducidas por el EJV han sido valoradas en muchas ocasiones, pero los resultados conseguidos son contradictorios (163, 175, 209-211). Aunque en un inicio se observaron incrementos pequeños pero significativos en los niveles de testosterona y aumentos claros en los niveles de la hormona del crecimiento

(163), estos hallazgos no han podido ser confirmados en estudios posteriores, ni para la testosterona (175, 209-210) ni para la hormona del crecimiento (209-210, 212). Sin embargo, Kvorning *et al.* (203) sí observaron incrementos significativos en los niveles de testosterona en sangre inducidos por una sesión de entrenamiento convencional con resistencias elevadas (6 series de 8RM) con vibración y sin ella, pero no los encontraron en el grupo expuesto únicamente a vibración. Los autores sugirieron, a partir de los resultados obtenidos, que probablemente la vibración no tiene un efecto específico en la liberación de testosterona. Además, también observaron mayores incrementos de la hormona del crecimiento en el grupo que combinó el entrenamiento con resistencia externa elevada con WBV. Por otro lado, en personas mayores, 5 series de 1 min de ejercicio con WBV ($f=30$ Hz) basado en mantener una posición de *squat* estática sobre la plataforma vibratoria provocaron incrementos significativos en el factor de crecimiento insulínico tipo-1 o IGF-1 y en los niveles de cortisol (209). Los autores concluyeron que un ejercicio con WBV de 5 min puede ser realizado por personas de la tercera edad sin que muestren signos aparentes de estrés o de fatiga. Así, de acuerdo con estos resultados, se ha sugerido que podría existir un efecto específico de la vibración en la hormona del crecimiento y en el factor de crecimiento insulínico tipo-1 (20). Recientemente, en mujeres jóvenes sanas y activas físicamente, la combinación de *squats* con sobrecargas externas y vibración (12 series $\times$ 12 *squats* dinámicos) provocó un mayor incremento en los niveles de la hormona del crecimiento que los ejercicios de *squat*, *squat* con vibración y *squat* con carga externa (211). En cambio, el hecho de añadir cargas externas a un ejercicio de WBV no produjo incrementos adicionales de los niveles de liberación de la hormona del crecimiento en mujeres jóvenes obesas (213).

Aunque los niveles de cortisol suelen incrementarse con el ejercicio, existen algunas evidencias de que el EJV podría provocar el efecto contrario (163, 203). Sin embargo, trabajos posteriores han contradicho dicha hipótesis al observar incrementos en los niveles de cortisol inducidos por las WBV (175, 209, 211). Es interesante destacar que Giunta *et al.* (211) también observaron un descenso en los niveles de cortisol después de 3 tipos diferentes de ejercicios (*squat*, *squat* con vibración y *squat* con carga externa), frente al ejercicio de *squat* con sobrecargas externas y vibración, tras el cual los niveles de cortisol aumentaron significativamente. Además, observaron picos de incremento en

el lactato en sangre inmediatamente después de todos los ejercicios, aunque solo de forma significativa tras el ejercicio de *squat* con sobrecargas externas y vibración.

Hay que destacar, asimismo, dos trabajos recientes que han analizado la respuesta hormonal inducida por el EJV de las extremidades superiores mediante la aplicación del estímulo vibratorio a través de las manos (214-215). Gyulai *et al.* (215) analizaron el efecto agudo residual del EJV en la musculatura de las extremidades superiores y en los niveles de testosterona en orina. Para ello, distribuyeron a 24 sujetos de diferentes condiciones atléticas en tres grupos (gimnastas altamente entrenados, gimnastas con entrenamiento moderado y personas activas físicamente como grupo control). La intervención con vibración para ambos grupos de gimnastas consistió en la realización de 5 series de 30 s cada una durante una posición estática de flexiones de brazos (flexión de codos a 90°) sobre la plataforma vibratoria ($f=30$ Hz, $A=6$ mm). Resumiendo, observaron que la vibración influyó en el trabajo dinámico de las extremidades superiores, aunque de forma diferente según el grupo; por otra parte, no observaron variaciones en los niveles de testosterona. Los autores justificaron la ausencia de efecto en los niveles de testosterona aludiendo a la relativa baja masa muscular de los músculos implicados en la intervención.

Sin embargo, posteriormente, Di Giminiani *et al.* (214), en un estudio similar, observaron incrementos agudos en los niveles de hormona del crecimiento y de testosterona después de la intervención con vibración. En concreto, se distribuyeron 30 estudiantes varones aleatoriamente en un grupo con vibración alta ($f=40$ Hz, $D=\sim 0,9$ mm y $a=2,88-5,72$ g), un grupo con vibración baja ($f=20$ Hz, $D=\sim 0,2$ mm y $a=0,12-0,36$ g) y un grupo control. Ambos grupos con vibración realizaron 20 series de 10 s de EJV (10 s de pausa entre series y 4 min después de la décima serie) durante una posición estática de flexiones de codos a 90° sobre plataforma vibratoria. El grupo control realizó la misma intervención pero sin vibración. Se valoraron los niveles de hormona del crecimiento y de testosterona, la potencia aplicada durante acciones dinámicas en *press* de banca, la MCVI durante el ejercicio estático de *press* de banca, la MCVI durante la fuerza de agarre y la EMG_{RMS} del TB, del pectoral mayor, del deltoides y del flexor radial del carpo durante las acciones de MCVI. Los tests se realizaron antes y después de la intervención con vibración, en este último caso en dos ocasiones (post-1 min y post-60 min).

Resumiendo, se observaron incrementos agudos en los niveles de hormona del crecimiento (post-1 min y post-60 min) en el grupo con vibración alta (+300 %, post-1 min), y en los niveles de testosterona en ambos grupos con vibración (+15-21 %, post-1 min). Solo la respuesta inducida por la vibración en la hormona del crecimiento fue dependiente de la magnitud de la α . Además, también se observaron descensos significativos en los niveles de MCVI durante el ejercicio de press de banca (post-1min) y en sus respectivos niveles de EMG_{RMS} en el TB, deltoides y flexor radial del carpo (post-1min). En base a los resultados, los autores sugirieron que el efecto de fatiga inducido por la vibración podría estar más relacionado con factores centrales que con factores periféricos.

1.4. Efectos del EJV en el dolor muscular tardío (DOMS)

El dolor muscular tardío (del inglés *delayed onset muscle soreness* o DOMS) hace referencia al dolor muscular y al malestar experimentados aproximadamente 24-72 h después de la realización del ejercicio. Fue descrito con detalle por primera vez por Theodore Hough (216). El dolor muscular tardío se manifiesta normalmente después de un incremento de la intensidad o del volumen de entrenamiento, o al modificar el programa de entrenamiento e incorporar ejercicios o acciones musculares a los que los sujetos no están acostumbrados (217). Suele manifestarse después de un entrenamiento excéntrico (especialmente si éste es de alta intensidad) al que no se está acostumbrado (218). El dolor muscular tardío no es un trastorno ni una enfermedad, sino que se puede considerar una lesión dolorosa de esfuerzo muscular de tipo I (217), y se debe a microrroturas o desgarros de las fibras musculares. Los principales síntomas del dolor muscular tardío son una reducción de la producción de fuerza, aparición de dolor, inflamación, aumento de la sensibilidad y de la rigidez muscular y pérdida de amplitud de movimiento (217, 219). La presencia del dolor muscular tardío puede aumentar el riesgo de lesión (220).

Se han estudiado varios tipos de intervenciones, tanto previas como posteriores, dirigidas a prevenir y reducir los síntomas relacionados con la aparición del dolor muscular tardío. En concreto, se han efectuado intervenciones con tratamientos farmacológicos, tratamientos terapéuticos mediante la realización de diferentes

modalidades físicas e intervenciones con suplementos nutricionales. Diversos estudios han demostrado la eficacia del EJV en la prevención y el control de los síntomas del dolor muscular tardío (221-228). Por ejemplo, Bakhtiary *et al.* (226) analizaron el efecto de la exposición a vibración después de la realización de un trabajo excéntrico. Para ello, 50 sujetos sanos se dividieron en dos grupos: un grupo se expuso a vibración antes de la intervención y el otro no. Ambos grupos efectuaron una intervención de trabajo excéntrico que consistió en caminar cuesta abajo durante 30 min con una inclinación de 10° a 4 km·h⁻¹. El grupo con vibración recibió, antes de la intervención excéntrica, 1 min de vibración ($f=50$ Hz) aplicada directamente en la línea media del cuádriceps, los isquiotibiales y los gemelos. 24 h después de la intervención de trabajo excéntrico caminando cuesta abajo, se sometió a los sujetos a diversos tests para valorar la influencia de la intervención en factores asociados al dolor muscular tardío. Los resultados evidenciaron una reducción significativa de la fuerza máxima isométrica en ambas piernas, un descenso significativo del umbral del dolor, un incremento significativo de la percepción del nivel de dolor (escala visual análoga o VAS) y un mayor y significativo aumento de los niveles de creatinquinasa (en la arteria braquial) en el grupo sin exposición a vibración en relación con los resultados registrados en el grupo que había recibido vibración. Los autores concluyeron, pues, que el EJV antes del trabajo excéntrico puede prevenir y controlar los niveles de dolor muscular tardío.

Cabe destacar que, en varias de las investigaciones, las intervenciones se han centrado en las extremidades superiores mediante ejercicios intensos, como la acción excéntrica de los flexores del codo, para inducir el dolor muscular tardío (222-223, 227, 229). Además, en uno de estos estudios, la vibración se aplicó indirectamente por los pies mediante una plataforma vibratoria tipo cama, en posición decúbito supino (227), y en otros casos directamente al vientre o al tendón de algunos músculos, como el BB (222-223, 229). Por ejemplo, en el estudio de Imtiyaz *et al.* (229), la vibración ($f=50$ Hz) se aplicó directamente al tendón y al vientre muscular del BB durante 5 min. Al comparar los efectos de la terapia vibratoria con los de una terapia de masaje en los brazos para prevenir el dolor muscular tardío, los autores encontraron, en general, resultados efectivos y similares en ambos tratamientos.

Así, a partir de los estudios realizados, se puede considerar que los efectos fisiológicos y neuromusculares inducidos por el EJV, como la reducción del dolor muscular, el aumento de la flexibilidad, el incremento del flujo sanguíneo de la piel y de la temperatura, la mejora de la función propioceptiva, el control de la inflamación, el aumento de la sincronización de unidades motoras y la aparición de respuestas hormonales que conducen a la reducción del dolor, pueden ayudar a prevenir y reducir los síntomas del dolor muscular tardío (220).

1.5. Efectos del EJV en el sistema sensoriomotor y estabilidad articular

El control neuromuscular y la estabilidad articular son cruciales en el rendimiento y en la prevención de lesiones, especialmente en la extremidad superior, en la que existe una falta intrínseca de estabilidad ósea (230). *Sistema sensoriomotor* es el término utilizado para describir la integración fisiológica de los procesos neurosensoriales y neuromusculares responsables de proveer al cuerpo de coordinación y de estabilidad dinámica (231). Éste abarca el procesamiento y la integración de las señales aferentes y eferentes por el sistema nervioso central a nivel espinal, mediante la activación refleja, o a niveles superiores después de su transmisión a la base del cerebro y la corteza cerebral. La integración de los datos aferentes y eferentes, así como su comparación, son constantes y dinámicas. Permiten el control neuromuscular y facilitan la estabilidad dinámica de la articulación mediante mecanismos de alimentación directa y retroalimentación (231). Sin embargo, estas funciones vitales del sistema sensoriomotor se ven en gran medida mermadas tanto por la fatiga (232) como por las lesiones (233), lo que puede provocar disminuciones de la estabilidad funcional y un ciclo dañino que incluye daños estructurales, fatiga y disfunción.

Estudios clásicos han demostrado que la aplicación directa de vibración a un músculo o a un tendón altera el sentido de la posición del miembro y del movimiento (234-235). También se ha demostrado que cuando la vibración se ha aplicado durante el test de reproducción de la posición, los sujetos infravaloran la posición correcta de destino (236). Por contra, cuando la vibración se ha aplicado antes del test, los sujetos

sobrestiman la posición correcta (237). Estudios independientes también han demostrado que las alteraciones en la precisión propioceptiva pueden atribuirse a cambios en el *feedback* aferente de los husos musculares (238). De hecho, los resultados proporcionados en el conjunto de la literatura indican claramente que la aplicación directa de vibración aumenta de forma drástica la descarga aferente primaria de los husos musculares durante la vibración (34, 238). No obstante, las evidencias observadas en diferentes articulaciones de la extremidad superior sugieren que la agudeza del sentido de la posición es altamente dependiente del *input* aferente del huso muscular, aunque también intervienen otros mecanorreceptores de la piel, las articulaciones y, en menor medida, los ligamentos (239). De hecho, es sabido que el sentido del tacto se altera de forma aguda durante la exposición a vibración y después de ésta (240-241). En conjunto, las evidencias aportadas por la literatura sugieren que la vibración aplicada a la mano entera perturba la descarga de receptores aferentes sensoriales y afecta, así, a la capacidad de los sujetos para percibir con precisión la posición de la articulación de la muñeca. No en vano, la mayoría de este tipo de estudios, ya sea mediante la aplicación directa de la vibración al músculo o al tendón, o mediante su aplicación a la mano entera, utilizan f excesivamente elevadas (>80 Hz), muy por encima de las f utilizadas en el EJV, comprendidas, generalmente, entre 15 y 50 Hz.

Sin embargo, Radovanovic *et al.* (61), en un estudio del ámbito ocupacional, valoraron en 12 sujetos jóvenes la influencia aguda de la exposición de la mano a 15 s de vibración ($f=80$ Hz; $A=1,5$ mm_{p-p}) en la capacidad propioceptiva mediante la evaluación de la capacidad de los sujetos para identificar posiciones de la mano con flexión y extensión de la muñeca. En las condiciones con vibración, la mano fue expuesta a la vibración inmediatamente antes de los tests de valoración. Los autores observaron que la exposición breve (15 s) de la mano a vibración no afectó el sentido de la posición de la articulación de la muñeca, excepto cerca del rango final del movimiento articular de la extensión de la muñeca.

Tripp *et al.* (56), en un estudio con parámetros de vibración típicos del EJV, observaron una mejora aguda significativa en el sentido de posición de la flexión del codo en jóvenes sanos después de un entrenamiento vibratorio. En concreto, cada condición experimental incluyó 3 series de 15 s de vibración con cada una de las f

seleccionadas (0, 5 y 15 Hz). Para cada condición experimental, los sujetos mantuvieron una mancuerna vibratoria ($A=2$ mm, Mini-VibraFlex) de 2,55 kg de peso con un ángulo de flexión del codo de 90° y con apoyo de *biofeedback* para mantener el ángulo de flexión constante durante la exposición a la vibración. Después del cese de cada intervención, los sujetos realizaron los tests sensoriomotores de sentido de la posición articular. El protocolo de EJV con una f de 15 Hz incrementó la precisión y redujo la variabilidad en el sentido de posición del codo, mientras que con la f de 5 Hz no se observaron cambios en la precisión. La condición control y la intervención con 0 Hz no tuvieron ningún efecto en la precisión ni en la variabilidad. Estos resultados concuerdan con los de un trabajo previo centrado en la propiocepción lumbosacra, en el que Fontana *et al.* (242) percibieron mejoras agudas en el sentido de la posición lumbopélvica tras una serie corta de EJV mediante plataforma vibratoria ($f=18$ Hz, plataforma basculante Galileo 2000^b). En relación con estas mejoras agudas observadas en el sentido de la posición articular después de la exposición a vibración (56, 242), se ha sugerido que ésta proporciona una estimulación aferente adicional al sistema sensoriomotor que facilita la creación de una imagen más clara de la posición del miembro con relación a la estructura recordada del sistema nervioso central (61). Esta idea parece contradecir los hallazgos de la mayoría de investigaciones tradicionales, normalmente del ámbito ocupacional, en las que se ha demostrado que la vibración puede afectar negativamente a la capacidad de los sujetos para percibir con precisión la posición de la articulación (235-237). Sin embargo, hay que destacar que, en este tipo de trabajos tradicionales, la vibración se ha aplicado normalmente de forma directa al músculo o al tendón con f elevadas, y se ha valorado el sentido de la posición articular durante la exposición a vibración. Así, Tripp *et al.* (56) concluyeron que la combinación del modo de aplicación de la vibración (indirectamente por la mano con mancuerna vibratoria) y de los ajustes utilizados, f y A bajas, y unas exposiciones a vibración breves con bajos niveles de resistencia podrían haber limitado los efectos nocivos de la vibración.

Con el EJV mediante plataformas vibratorias también se han encontrado mejoras agudas en la estabilidad de la rodilla después de la exposición a vibración (2x60 s con $f=30$ Hz) durante una posición estática de *squat* con flexión de rodillas de 30° sobre

plataforma vibratoria (243). En cambio, no se observó ninguna modificación aguda, tras la exposición a WBV, en la estabilidad del tobillo (244). Además, se ha sugerido que el EJV con plataforma vibratoria puede ser útil en programas de rehabilitación después de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (245). En concreto, Moezy *et al.* (245) compararon los efectos de un programa de WBV y de un programa de entrenamiento convencional, ambos de 12 sesiones de entrenamiento, en la propiocepción de la rodilla y en la estabilidad postural en atletas con reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Los autores encontraron mejoras significativamente mayores en el grupo con WBV respecto al grupo de entrenamiento convencional, tanto en la propiocepción de la rodilla (capacidad de reproducir activamente un ángulo alcanzado previamente sin carga) como en la estabilidad corporal. Recientemente, en estudios parecidos, se ha demostrado la eficacia de los programas de rehabilitación con WBV para mejorar la estabilidad corporal en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior (246-247). En concreto, han podido observarse mejoras mayores en el grupo de WBV en el control postural, el rendimiento muscular, el salto a una sola pierna y la carrera lanzada que en el grupo de entrenamiento convencional, aunque sin diferencias entre ambos grupos en el sentido de posición de la articulación de la rodilla, el triple salto, el rango de movimiento articular y la estabilidad (247). Además, junto con una mejora significativa del control postural en el grupo con WBV, también se ha constatado, en éste, una reducción del tiempo de duración de las sesiones de hasta un 50 % en comparación con el programa de rehabilitación convencional (246). Finalmente, en un interesante y reciente estudio llevado a cabo por Ritzmann *et al.* (248), esta vez con sujetos jóvenes sanos y entrenados, se constató que un programa de entrenamiento combinado con WBV, de 4 semanas de duración, comportó mejoras adicionales en el control postural y en la resistencia muscular local estática en comparación con un programa equivalente sin la adición de la vibración.

1.6. Objetivos e hipótesis

1.6.1. Objetivos

El objetivo general de esta tesis es diseñar y desarrollar un sistema de barra vibratoria para el EJV de las extremidades superiores e identificar condiciones que maximicen la intensidad de activación neuromuscular durante el EJV con barra vibratoria. Otros objetivos específicos son:

- a) Diseñar y desarrollar un sistema de barra vibratoria que produzca vibraciones de tipo sinusoidal con rangos de a , f y D apropiados y seguros para el EJV de las extremidades superiores (Estudios I y II).
- b) Diseñar y desarrollar un sistema de barra vibratoria para el EJV de las extremidades superiores con la suficiente funcionalidad y solidez para ser sometido a diferentes niveles de resistencia externa sin comprometer su integridad estructural y mecánica (Estudio II).
- c) Valorar los efectos agudos de la exposición a vibración en la aEMG de la musculatura de la extremidad superior actuando como agonista y antagonista durante ejercicios estáticos de tracción y empuje con diferentes niveles de carga (Estudios I y III).

1.6.2. Hipótesis

- a) El sistema de barra vibratoria diseñado será válido para el EJV de las extremidades superiores con un rango amplio de f , cargas y tipos de ejercicios (Estudios I y II).
- b) El EJV con barra vibratoria provocará mayores incrementos en los niveles de activación agonista y de coactivación antagonista en la musculatura de las extremidades superiores que los observados durante las mismas condiciones sin vibración (Estudios I y III).

2. DISEÑO Y DESARROLLO DE LOS PROTOTIPOS I Y II DE BARRA VIBRATORIA

El proyecto consta de dos prototipos principales de barra vibratoria (I y II). El prototipo I ha sido utilizado en el Estudio I; y el prototipo II, en los Estudios II y III de esta tesis. En este apartado, se describen las fases principales del diseño y del desarrollo de ambos prototipos con la intención de ofrecerle al lector una visión global del proceso de desarrollo llevado a cabo. Dicho proceso incluye diversas pruebas piloto basadas en la fabricación de prototipos previos al desarrollo final de los prototipos I y II llevados a estudio.

La figura 2-1 ilustra la temporalización seguida en la realización del proyecto de tesis en función del desarrollo de los prototipos I y II.

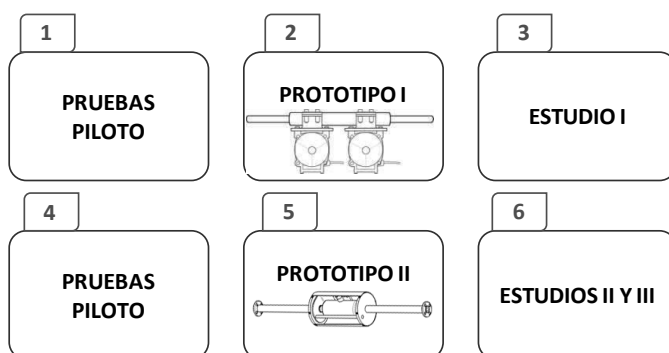


Figura 2-1. Esquema de la temporalización seguida en la realización del proyecto de tesis en función del desarrollo de los prototipos I y II de barra vibratoria.

2.1. Prototipo I de barra vibratoria

2.1.1. Prototipo I: pruebas piloto

Las pruebas piloto se llevaron a cabo partiendo de las siguientes premisas:

- El prototipo debía permitir la aplicación simultánea de vibración a ambas extremidades superiores de forma fácil y cómoda.

- b) El prototipo debía permitir probar varias configuraciones de montaje con diferentes componentes en un plazo de tiempo reducido.

Durante las pruebas piloto, siempre se realizaron, al menos, las siguientes acciones en el orden que se detalla:

- a) Montaje de la configuración seleccionada.
- b) Puesta en marcha de la barra vibratoria sobre una esterilla de material amortiguador para comprobar su funcionamiento y para facilitar un primer contacto con las manos sin necesidad de sostener la barra y un agarre seguro.
- c) Comprobación del nivel de confort y de transmisibilidad de la vibración en el sistema mano-brazo, el tronco y la cabeza (por palpación) durante condiciones estáticas y dinámicas en los siguientes ejercicios convencionales: remo horizontal con barra con agarre en pronación, *press* de banca y remo con barra apoyado sobre un banco horizontal con agarre en pronación.
- d) Valoración de la magnitud de la vibración en la barra vibratoria mediante acelerometría.

2.1.1.1. Componentes principales

Los componentes que se detallan a continuación se usaron en el desarrollo de las diferentes configuraciones desplegadas en las pruebas piloto y en la definitiva del prototipo I.

- 2 × motores vibratorios.
- 1 × variador de frecuencia.
- 2 × abrazadera de fijación del motor.

Motores vibratorios

Se utilizaron dos motores vibratorios trifásicos (Italvibras MVSI 3/200E-S90) usados en plataformas vibratorias sincrónicas disponibles en el mercado (figura 2-2). El uso de motores pertenecientes a plataformas vibratorias convencionales se consideró un buen punto de inicio, ya que, partiendo de sus especificaciones técnicas, se podían encuadrar de forma aproximada los parámetros de vibración que podría ofrecer el prototipo de barra vibratoria. El peso de cada motor fue de 4,95 kg. En la figura 2-2, se detallan las

principales especificaciones técnicas del motor (MVSI 3/200E-S90) tal y como aparecen en su placa. La figura 2-3 detalla sus principales cotas de dimensión.



Figura 2-2. Pareja de motores vibratorios trifásicos (Italvibras MVSI 3/200-S90) utilizada en el desarrollo del prototipo I.

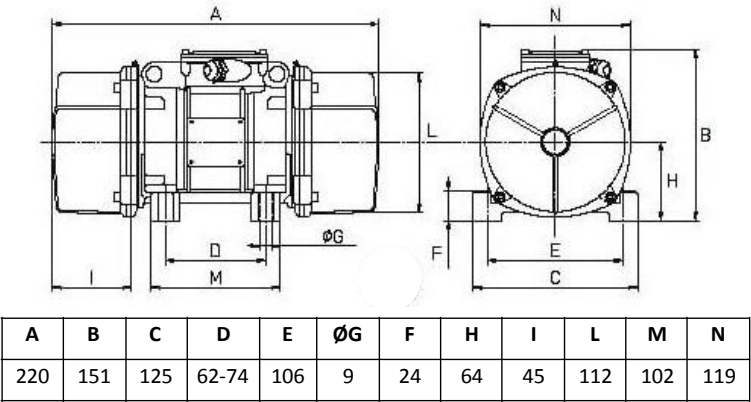


Figura 2-3. Cotas de dimensiones de los motores vibratorios utilizados en el desarrollo del prototipo I (Italvibras MVSI 3/200-S90).

Variador de frecuencia

Para regular la f , se utilizó un variador de frecuencia (Omron Sysdrive 3G3JV INVERTER). Éste se compone de un pequeño panel de control con un potenciómetro y una pantalla digital de dimensiones reducidas que permite disminuir la velocidad de giro de los motores en función de la f deseada (f_{in}) (figura 2-4). La botonera del panel de

control permite ajustar los diferentes parámetros de control. Este panel incorpora, además, los botones RUN y STOP-RESET para el encendido y el paro de los motores. Para mayor seguridad y funcionalidad, el variador se atornilló por su base a una caja de conexiones de plástico, en la que se fijó tanto el cable de alimentación de red como la base eléctrica de conexión trifásica para alimentar los motores. A continuación, se detallan las principales especificaciones técnicas del variador: monofásico, 230 V; salida máxima del motor, 0,55 kW; corriente de salida, 3,0 A; tensión y frecuencia de entrada, 200-240 V a 50/60 Hz; variación máxima en frecuencia, 5 %; rango de frecuencia de salida, 0,1-400 Hz; resolución de frecuencia de salida, 0,01 Hz.



Figura 2-4. Izquierda, montaje del panel de control para la regulación de la f a partir de un variador de frecuencia; derecha, detalle del variador (Omron Sysdrive 3G3JV INVERTER).

Abrazaderas

Para la fijación de ambos motores a las diferentes barras fabricadas, se diseñaron dos abrazaderas circulares metálicas (figura 2-5). Cada abrazadera se compone de dos mitades: la mitad inferior o base (1) y la mitad superior o tapa (2), que atrapan la barra al unirse entre sí gracias a dos tornillos, que las atraviesan y permiten regular la fuerza de fijación. La mitad inferior o base (1), sobre la que se encaja la barra, está soldada en el centro de una placa de hierro rectangular (3). Dicha placa se atornilla al motor mediante 4 tornillos y tuercas de seguridad (4). El diámetro interior de la abrazadera permite la fijación firme a cualquier barra con un diámetro exterior de ~50 mm. Para

reforzar la unión entre las caras internas de la abrazadera y la barra, se utiliza una pasta selladora elástica (5), especial para uniones metálicas sometidas a vibración.

El proceso de fijación se llevó a cabo sistemáticamente mediante los siguientes pasos: a) Fijación, mediante tornillos y tuercas de seguridad (4), de los motores a las placas de hierro rectangulares de las abrazaderas; b) Distribución de una capa homogénea de pasta selladora mediante una pistola de extrusión manual (5) por la superficie de ambas mitades de la abrazadera; c) Colocación de los dos motores sobre una mesa según la configuración deseada y encaje de la barra por presión en la mitad inferior de la abrazadera; d) Encaje y unión de ambas mitades de la abrazadera apretando ligeramente los tornillos de fijación (6); e) Espera de, al menos, 48 h para el secado de la masa selladora y para apretar los tornillos de fijación durante el período de secado.

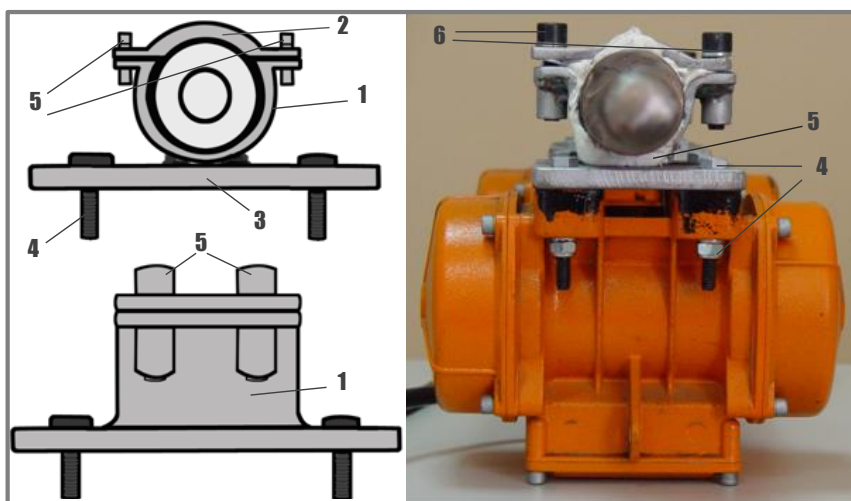


Figura 2-5. Izquierda, dibujos con vistas en alzado de una abrazadera; derecha, imagen del detalle de la fijación de un motor vibratorio a la barra mediante la abrazadera.

2.1.1.2. Circuito de conexión de los motores

Para un correcto arranque de los motores con una tensión de línea de 220-240 V, éstos se conectaron, de acuerdo con sus especificaciones técnicas, mediante una conexión en triángulo (figura 2-6). La conexión en triángulo iguala la tensión de cada fase del motor a la tensión de la línea.

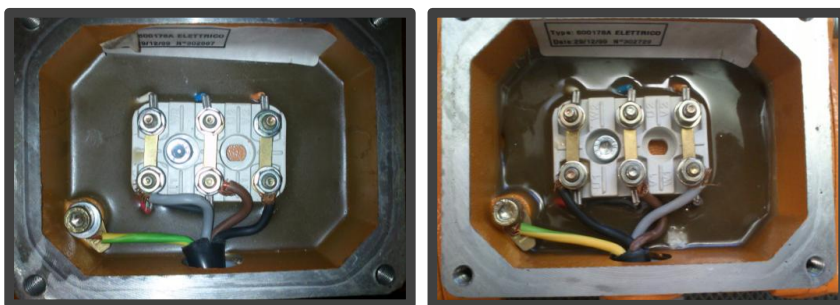


Figura 2-6. Detalle de la caja de bornes de ambos motores vibratorios y de la conexión interna en triángulo.

2.1.1.3. Ajuste de la intensidad de la vibración mediante la regulación de las masas excéntricas

Las masas excéntricas permiten una regulación continua de la fuerza centrífuga. Tal regulación es facilitada por una escala graduada que expresa en porcentaje la fuerza centrífuga de la fuerza centrífuga máxima (figura 2-7). Para la regulación de la intensidad de las vibraciones, es necesario desmontar las tapas laterales del motor. Las masas regulables de ambos extremos del eje deben estar posicionadas de forma que se pueda leer el mismo valor en la escala porcentual de referencia; además, tienen que regularse en el mismo sentido en ambos extremos. En la configuración utilizada en las pruebas piloto, las masas regulables se ajustaron al 100 % de la fuerza centrífuga máxima (figura 2-7).

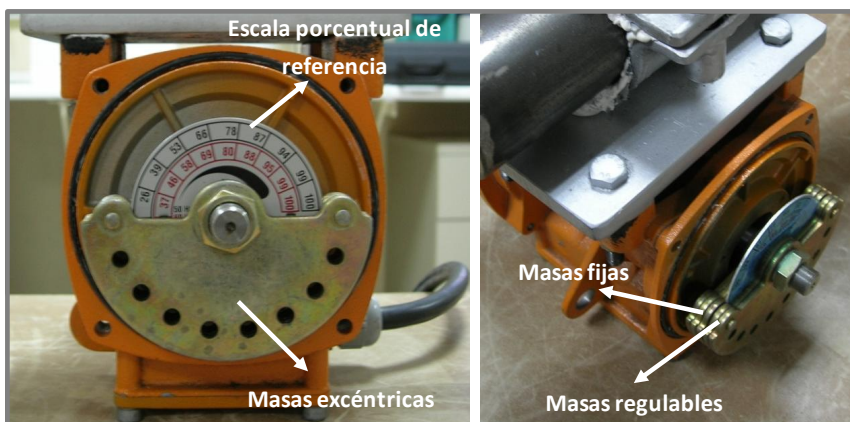


Figura 2-7. Detalle de uno de los extremos de un motovibrador (Italtibras MVSI 3/200E-S90) sin tapas. Obsérvese el posicionamiento de las masas excéntricas regulables, ajustadas al 100 % de la fuerza centrífuga máxima (escala numerada en color negro).

2.1.1.4. Posición y sentido de giro de los motores

Ambos motores se colocaron siempre paralelos entre sí y conectados de forma que contrarrotaran (figura 2-10). Cuando los motores contrarrotan, se anulan las fuerzas en todas las direcciones excepto en un eje, donde las fuerzas se suman (posiciones 1 y 3 de la figura 2-8). Esto genera una fuerza sinusoidal en una única dirección; en este caso, en la dirección vertical. Esta configuración es la misma que la utilizada por la mayoría de plataformas vibratorias sincrónicas del mercado (Power Plate, Nemes e iTonic, entre otras).

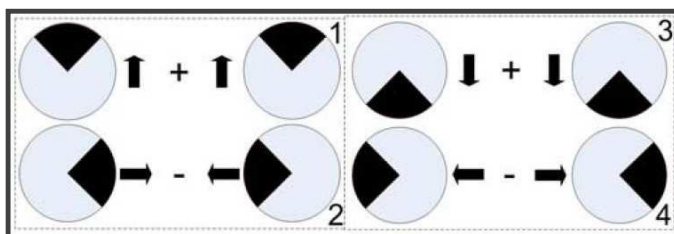


Figura 2-8. Esquema de la cancelación y la adición de las fuerzas de los motores (42).

2.1.1.5. Fijación de los motores vibratorios en los extremos de una barra olímpica - Pruebas piloto

La primera prueba piloto se realizó fijando ambos motores a los extremos de 50 mm de diámetro de una barra olímpica estándar de 20 kg (figura 2-9). El peso total de esta configuración de barra vibratoria fue de aproximadamente 31 kg. Los objetivos de esta prueba piloto fueron:

- Comprobar la viabilidad y la funcionalidad de las abrazaderas fabricadas para fijar los motores a la barra.
- Observar el comportamiento y la resistencia de las abrazaderas al ser sometidas a vibración mecánica.
- Analizar el comportamiento mecánico del sistema de barra vibratoria.
- Experimentar y valorar las primeras sensaciones y el nivel de confort de la transmisión de vibración a las extremidades superiores con dicha configuración.

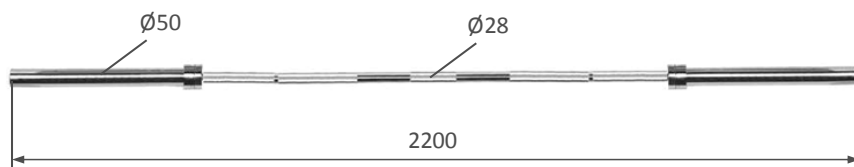


Figura 2-9. Dimensiones de la barra olímpica utilizada (20 kg).

Observaciones

- Las abrazaderas demostraron ser capaces de fijar los motores a la barra con seguridad y firmeza, y sin aparentes pérdidas de consistencia durante períodos continuos de exposición a la vibración.
- Las pruebas revelaron niveles excesivamente elevados de D en el eje vertical ($>11 \text{ mm}_{p-p}$), y especialmente en los extremos de la barra. Este fenómeno podría deberse, en parte, al excesivo efecto de cimbreo provocado por la interacción de la colocación de los motores en los extremos de la barra y a la elevada longitud de ésta (2 200 mm).
- Los valores excesivamente altos de D observados en las zonas de agarre provocaron, en todo el rango de f_{in} (20-50 Hz), un efecto generalizado de incomodidad en las manos durante exposiciones cortas a la vibración (10-20 s).

- d) Se generó un excesivo e incómodo nivel de ruido debido a los impactos intermitentes, provocados por la vibración, entre los extremos de la barra olímpica (cilindros con $\varnothing$ de 50 mm con movimiento libre en rotación) y la barra de agarre ($\varnothing$ de 28 mm) (figura 2-9). En las barras olímpicas, el sistema de acoplamiento permite la rotación libre de la barra de agarre respecto a los extremos, donde se encajan los discos de pesos, lo que libera las muñecas y los antebrazos de las fuerzas de torsión de los pesos.

Conclusiones

- a) Viabilidad aceptable como para seguir usando las abrazaderas de fijación de los motores en nuevas configuraciones.
- b) Necesidad de fabricar barras a medida con longitudes inferiores y sin elementos estructurales móviles para conseguir un sistema de barra vibratoria más compacto, ligero y silencioso.
- c) Conveniencia de reducir el peso total del sistema de barra vibratoria para mejorar el confort del agarre durante el EJV y garantizar una correcta y cómoda ejecución durante exposiciones de, al menos, 15 s.
- d) La reducción de la longitud y del peso en las nuevas configuraciones debería atenuar el excesivo cimbreo en los extremos de la barra, reducir los niveles de D y mejorar el nivel de confort y la sensación de seguridad en el agarre.

2.1.1.6. Barra larga fabricada a medida para la fijación de los motores en sus extremos - Pruebas piloto

Partiendo de las conclusiones extraídas en las pruebas piloto con la barra olímpica, se fabricó la primera de las barras a medida (figura 2-10). Ésta consistía en un tubo redondo de acero (longitud: 1 125 mm; $\varnothing$ ext.: 28 mm; espesor: 2,6 mm), en cuyos extremos se soldaron longitudinalmente unos tubos redondos (longitud: 150 mm; $\varnothing$ ext.: 50 mm) destinados a la fijación de los motores. La longitud de la barra fue la mínima necesaria para que los usuarios pudieran realizar cómodamente ejercicios como el *press* de banca o el remo con barra con una separación adecuada entre las manos para evitar el contacto directo con los motores vibratorios. Ambos motores se fijaron a

los extremos de la barra con las abrazaderas. El peso de la barra fue de 3,5 kg, y el peso total de la barra vibratoria fue de aproximadamente 14,5 kg (figura 2-10).

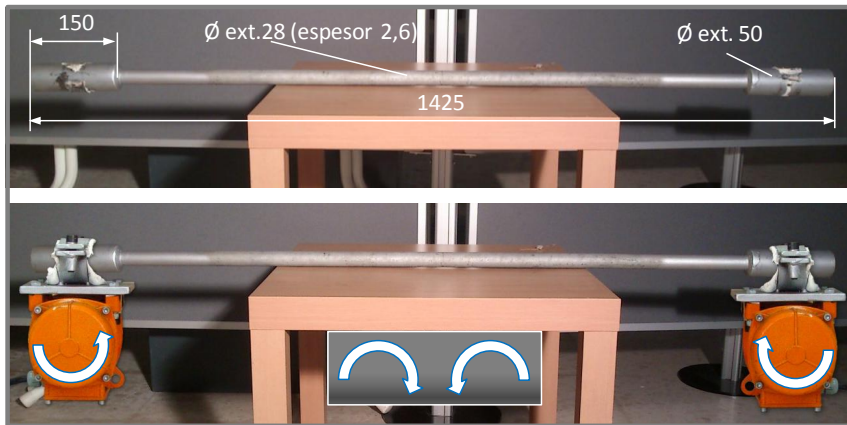


Figura 2-10. Superior, detalle y dimensiones de la barra fabricada a medida, formada por tramos de tubo redondo de acero; inferior, vista en alzado lateral de la configuración de la barra vibratoria con los motores fijados en los extremos. Las flechas indican las dos opciones posibles de sentido del giro de ambos motores para provocar su contrarrotación.

Observaciones

- a) Evidente reducción del nivel de ruido respecto a la configuración anterior (barra olímpica).
- b) Ligera disminución del cimbreo y del D en los extremos de la barra respecto a los de la configuración con barra olímpica. Sin embargo, los valores de D obtenidos en las zonas de agarre más próximas a los motores continuaron siendo elevados (entre 7 y 9 mm_{p-p}).
- c) Reducción considerable de la sensación de hormigueo y pérdida aguda de la sensibilidad en las manos manifestadas en la configuración anterior.

Conclusiones

- a) El ruido detectado se encontró dentro de los niveles deseables para garantizar el confort acústico durante la exposición a vibración.
- b) Los valores de D observados en la barra (entre 7 y 9 mm_{p-p}) se consideraron todavía por encima de los adecuados para la transmisión de la vibración a través de las manos.

- c) La ligera reducción de los valores de D fue acompañada de una mejora considerable en la sensación de confort del agarre durante exposiciones breves a vibración (5-20 s).
- d) La reducción del peso del sistema de barra vibratoria (14,5 kg) respecto a la configuración con la barra olímpica (31 kg) contribuyó sustancialmente a su viabilidad para realizar cómodamente ejercicios estáticos o dinámicos con vibración durante al menos 15-20 s.
- e) Sería interesante desarrollar y poner a prueba una nueva configuración de barra vibratoria basada en la colocación de los motores en la zona central de la barra de forma que los extremos de ésta quedasen libres para su agarre.

2.1.1.7. Barra corta fabricada a medida para la fijación de los motores en su zona central - Pruebas piloto

La barra diseñada consistió en un tubo redondo de acero (longitud: 550 mm; $\varnothing$ ext.: 50 mm; espesor: 2,5 mm) destinado a la fijación de los motores y en cuyos extremos se soldaron dos tubos redondos de menor diámetro (longitud: 300 mm; $\varnothing$ ext.: 30 mm; espesor: 2,5 mm) destinados al agarre (figura 2-11). El peso de la barra fue de 2,9 kg. Ambos motores se fijaron en la zona central de la barra con una separación interna entre abrazaderas de 315 mm. El peso total de la barra vibratoria fue de 15kg; su longitud, de 1 150 mm.

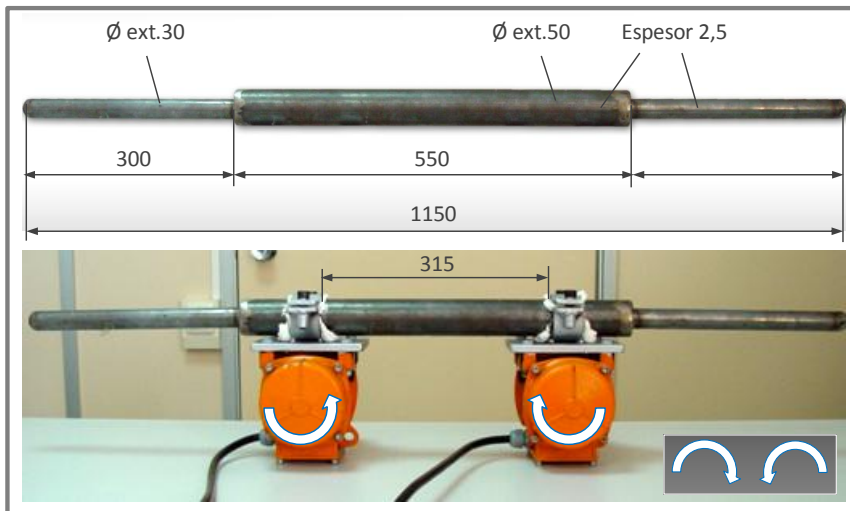


Figura 2-11. Superior, detalle y dimensiones de la barra fabricada a medida para el desarrollo del prototipo I, formada por tramos de tubo redondo de acero; inferior, vista en alzado lateral del montaje final del prototipo I de barra vibratoria. Las flechas indican las dos opciones posibles de sentido del giro de ambos motores para provocar la contrarrotación deseada.

Observaciones

- Niveles de ruido muy aceptables, similares a los generados con la configuración anterior.
- Descenso, respecto a la configuración anterior, del D en los extremos de la barra ($< 5 \text{ mm}_{p-p}$) en todo el rango útil de f_{in} (20-50 Hz).
- Mejora generalizada en cuanto a la sensación de comodidad en el agarre durante la vibración.
- La reducción de la longitud total de la barra propició una mayor facilidad y comodidad para sostener y mover la barra durante exposiciones cortas ($\sim 20 \text{ s}$) a vibración en diferentes ejercicios estáticos y dinámicos.

Conclusiones

- De todas las configuraciones desarrolladas, ésta fue la que proporcionó una mayor sensación de comodidad y seguridad en todo el rango de f_{in} (20-50 Hz) durante exposiciones cortas a vibración (5-20 s).

2.1.2. Prototipo I: análisis del comportamiento mecánico

Se seleccionó la configuración desarrollada en la última de las pruebas piloto, formada por una barra corta con ambos motores fijados en la zona central (figura 2-11), por considerarse la más adecuada para el Estudio I. Éste se centra en analizar el comportamiento mecánico de dicho prototipo y los efectos agudos de la vibración en la aEMG de las extremidades superiores. A continuación, se detallan las principales limitaciones funcionales y estructurales del prototipo I extraídas del análisis de los resultados del Estudio I y de la revisión de su diseño estructural. Dichas limitaciones determinaron la evolución del diseño y el desarrollo del prototipo II.

2.1.2.1. Limitaciones funcionales y estructurales del prototipo I

- a) Aunque el incremento de la f_{in} de 20 a 30 Hz comportó el esperado incremento progresivo de la a y la f_{out} medidas en la barra, dicho incremento apenas se observó al pasar de 30 a 40 Hz, y menos todavía de 40 a 50 Hz.
- b) Las f_{out} medidas en el centro y el extremo de la barra fueron siempre inferiores a las f_{in} , especialmente durante f_{in} de 40 y 50 Hz (-26 % y -39 %).
- c) La f_{out} más elevada generada en el prototipo I fue de ~30 Hz, y se alcanzó al seleccionar f_{in} de 40, 45 y 50 Hz.
- d) Las limitaciones observadas en el rendimiento mecánico del prototipo I, especialmente al seleccionar f_{in} a partir de 40 Hz, podrían deberse a aspectos mecánicos relacionados con la interacción entre ambos motores y a restricciones estructurales de las abrazaderas de fijación para transmitir correctamente la vibración desde los motores hasta el cuerpo de la barra.
- e) La disposición de los motores vibratorios y su excesivo volumen ponen en riesgo la dinámica de ejecución y el nivel de seguridad en ejercicios con rangos articulares amplios, y especialmente en aquellos de acción dinámica que requieran el acercamiento de la barra al cuerpo o a partes de éste.
- f) La disposición de los motores vibratorios y su elevado peso comprometen la evolución hacia un sistema más práctico y seguro. La colocación de los motores, descentrados respecto al eje longitudinal de la barra de agarre, convierte el sistema

en un péndulo que puede provocar momentos de fuerza indeseados durante acciones específicas de flexo-extensión de la articulación de la muñeca (figura 2-12).

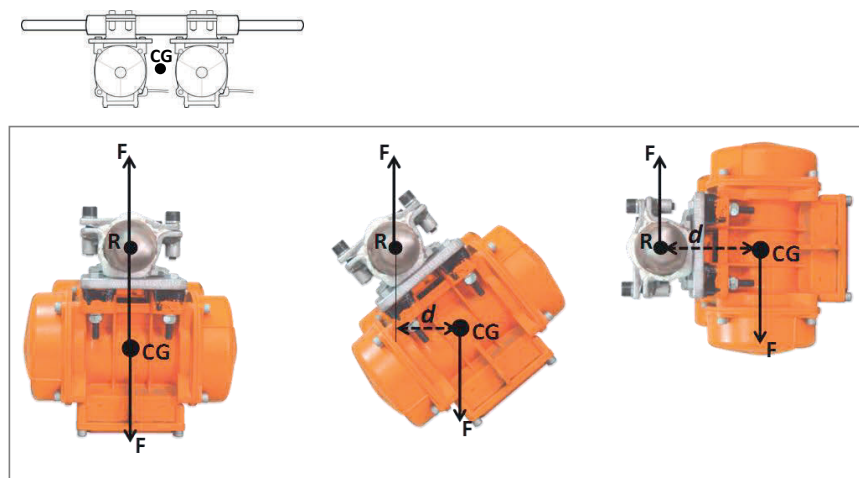


Figura 2-12. Ilustración del cambio en el momento de fuerza en función del ángulo de rotación del prototipo I de barra vibratoria. En la figura de la izquierda, el sistema está en reposo. Nótese como, con el aumento de la rotación de la barra vibratoria, se incrementa el momento de fuerza debido al aumento de la distancia más corta (d) que separa ambas fuerzas (F). Téngase en cuenta que, en esta simplificación, se ha excluido la articulación de la muñeca, por lo que el eje de rotación del sistema coincide con el eje longitudinal de la barra. CG: centro de gravedad de la barra vibratoria; R: eje de rotación.

2.2. Prototipo II de barra vibratoria

A partir del análisis de las características técnicas y de las limitaciones estructurales y funcionales del prototipo I, se determinaron los requisitos principales que debían considerarse para el diseño y el desarrollo del prototipo II:

- Reducir el número de motores vibratorios y su volumen. Para ello, se propone el uso de un solo motor vibratorio de dimensiones más reducidas que permita simplificar y compactar el diseño estructural de la barra vibratoria para mejorar la funcionalidad y el nivel de seguridad.
- Ocultar el motor vibratorio para evitar el contacto directo del cuerpo con éste por cuestiones de seguridad y acústica. Para ello, se propone aislarlo en algún tipo de contenedor rígido.

- c) Cambiar a un sistema de fijación del motor mucho más simple, funcional, consistente y seguro.
- d) Pasar del tipo de vibración unidireccional (vibración fundamentalmente vertical) a una vibración de tipo rotacional para obtener una bidireccional.
- e) Reducir el peso del prototipo y alinear el centro de masas del sistema de barra vibratoria con el eje longitudinal de la barra de agarre para minimizar el momento de fuerza que se pueda generar durante las acciones de flexo-extensión de la muñeca.
- f) Dotar al sistema de puntos de anclaje sólidos que permitan fijar la barra vibratoria a diferentes tipos de resistencia externa regulable, como bandas elásticas, poleas gravitacionales o sistemas neumáticos.

La implementación total de dichos requisitos se llevó a cabo en dos fases. En la primera fase, se diseñó y se desarrolló un primer prototipo acorde con los principales requisitos detallados. En la segunda fase, se fabricó un prototipo final incorporando pequeñas mejoras estructurales con la finalidad de dotar al prototipo II de un mayor grado de funcionalidad y consistencia.

2.2.1. Prototipo II en la primera fase

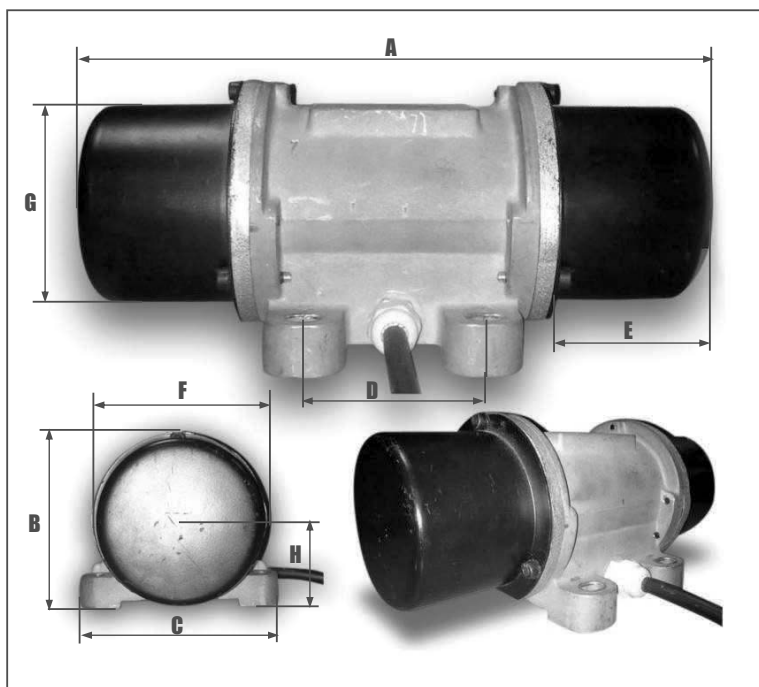
2.2.1.1. Componentes eléctricos y electrónicos principales

A continuación, se detallan los principales componentes utilizados en la primera fase de fabricación del prototipo II:

- 1 × motor vibratorio (MVE 100/3).
- 1 × variador de frecuencia (Omron Sysdrive 3G3JV INVERTER).

Motor vibratorio: conexión y ajuste de la intensidad

Se utilizó un motor vibratorio trifásico perteneciente a un modelo de plataforma vibratoria sincrónica (Power Plate) disponible en el mercado (figura 2-13). El peso del motor fue de 4,9 kg. La figura 2-14 muestra la placa del motor con sus especificaciones técnicas.



A	B	C	D	E	F	G	H
243	105	127	68	58	105	82,5	53,7

Figura 2-13. Cotas de dimensiones del motor vibratorio MVE100/3 utilizado en la primera fase de desarrollo del prototipo II.



Figura 2-14. Placa de especificaciones técnicas del motor MVE 100/3.

La alimentación y el control del motor se llevaron a cabo mediante el mismo variador de frecuencia que se utilizó para la puesta en marcha del prototipo I (figura 2-4).

2.2.1.2. Circuito de conexión de los motores

Para un correcto arranque del motor con una tensión de línea de 220-240 V, éste se conectó, de acuerdo con sus especificaciones técnicas, mediante una conexión en triángulo (figura 2-15). Este tipo de conexión iguala la tensión de cada fase del motor a la tensión de la línea.

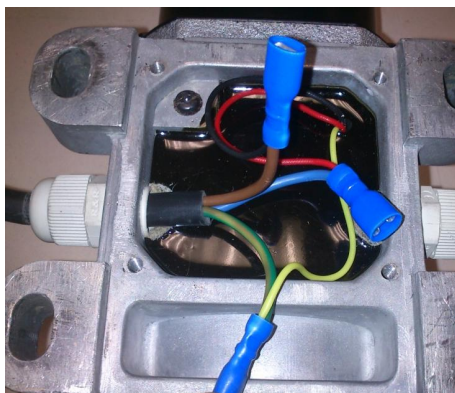


Figura 2-15. Detalle de la caja de bornes del motor MVE 100/3 y de la conexión interna en triángulo.

2.2.1.3. Ajuste de la intensidad de la vibración mediante la regulación de las masas excéntricas

La configuración de masas utilizada en el motor (MVE 100/3) permitió regular dos niveles de fuerza centrífuga, 100 % y 50 %, mediante el cambio del sentido del giro del motor (figura 2-16). Para ello, se montaron, en cada uno de los extremos del eje del motor, 3 masas fijas (1) más una masa libre (2). Cuando el eje del motor (3) gira en el sentido de las agujas del reloj (imagen izquierda de la figura 2-16), el tope de caucho (4) atravesado por el tornillo (5) que une las 3 masas fijas contacta con la masa libre y la arrastra, de manera que la hace girar superpuesta al resto de masas. En esta situación, se genera el 100 % de la fuerza centrífuga. Al cambiar el giro del motor al sentido

contrario a las agujas del reloj (imagen derecha), las masas fijas también cambian el sentido de su giro, y el tope de caucho (4) contacta con el otro lado de la masa libre, de modo que la hace girar en el mismo sentido que el resto de masas pero desfasada 180 grados respecto a éstas (imagen derecha de la figura 2-16). En esta posición, la fuerza centrífuga del motor se reduce al 50 % debido a que la masa libre de cada lado del eje anula la acción de una de las masas fijas; y, en efecto, 4 masas anuladas de un total de 8 supone una reducción del 50 % de la fuerza centrífuga del sistema. En los registros realizados durante las pruebas piloto, se utilizó la configuración correspondiente al 100 % de la fuerza centrífuga.

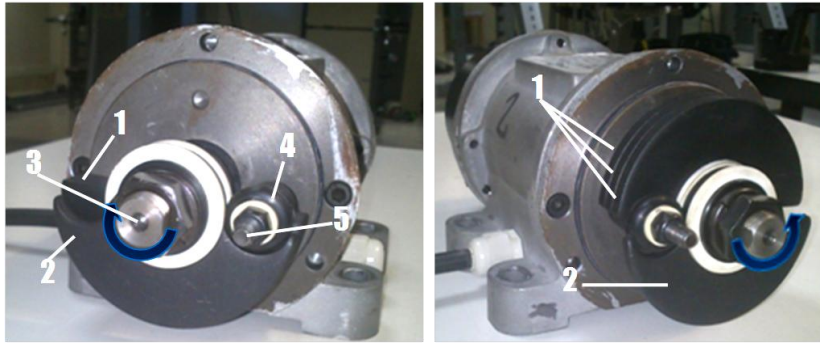


Figura 2-16. Configuración de masas y ajuste de la intensidad de la vibración. Izquierda, el giro del eje del motor en el sentido de las agujas del reloj provoca que todas las masas roten superpuestas entre sí, por lo que se genera el 100 % de la fuerza centrífuga; derecha, el giro del eje del motor en el sentido opuesto a las agujas del reloj comporta que la masa libre gire desfasada 180 grados respecto al resto de masas, lo que provoca una reducción del 50 % en la fuerza centrífuga generada.

2.2.1.4. Posición del motor y dirección del desplazamiento de la vibración

El motor se fija de forma que su eje de rotación queda alineado con la proyección de las barras tubulares destinadas al agarre. De esta forma, se produce una vibración rotacional alrededor del eje mediolateral (eje X) mediante la vibración del eje vertical (Z) y del anteroposterior (Y) (figura 2-17). Dicha vibración rotacional es similar a la producida por las mancuernas vibratorias disponibles en el mercado, como la Galileo 2000 (Novotec, Pforzheim, Alemania) y la BodyVib (Alemania), entre otras.

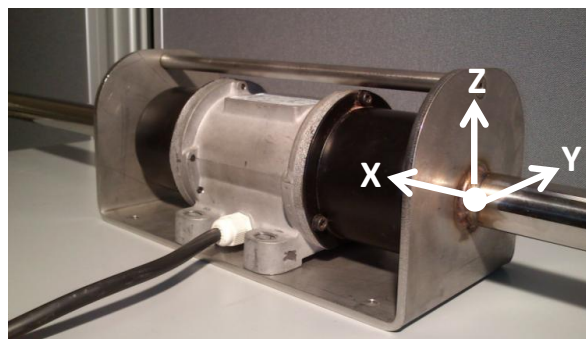


Figura 2-17. Ejes de vibración del prototipo II en primera fase. La vibración rotacional se produce alrededor del eje mediolateral (X) mediante el desplazamiento en el eje vertical (Z) y en el anteroposterior (Y).

2.2.1.5. Descripción del prototipo II en la primera fase

El prototipo II en la primera fase (figura 2-18) consiste en un cajón de base rectangular (1) con dos caras laterales semicirculares (2) sobre el que se fija el motor vibratorio (3) con tornillos de seguridad. Las caras laterales internas del cajón, en su parte superior, se unen mediante una varilla de refuerzo (4). La zona central de ambas caras del cajón dispone de un orificio circular, en el que se acoplan, mediante soldadura interna y externa (5), dos barras rígidas tubulares ($\varnothing$ ext.: 30 mm; espesor: 1,5 mm) (6) perpendiculares a las caras laterales del cajón y alineadas entre sí. Los extremos de ambas barras están destinados a ser puntos de anclaje (7) para la unión de resistencias externas. Cada punto de anclaje consiste en una pieza en forma de marco rectangular con una base tubular de un diámetro exterior ligeramente inferior al diámetro interno de la barra. Ambos puntos de anclaje se acoplan por el encaje de sus bases a los extremos de las barras, y posteriormente se fijan mediante puntos de soldadura. El orificio rectangular de ambos puntos de anclaje, con dos de sus caras en forma de semicírculo, se ha diseñado para el paso y el anclaje de cuerdas, elásticos y mosquetones. El cajón (1) presenta un recubrimiento extraíble rígido (8), que se fija a su base con tornillos de seguridad para ocultar y proteger el motor vibratorio. Además, este recubrimiento también protege al usuario del contacto directo con el motor y ofrece una superficie de contacto amplia y cómoda para la transmisión de la vibración mediante la colocación de las palmas de las manos (alternativa a la transmisión por agarre). El cable del motor vibratorio pasa por un prensaestopas (9) fijado en el recubrimiento extraíble rígido del cajón y se conecta, finalmente, al variador de frecuencia. La barra vibratoria está fabricada íntegramente en acero inoxidable (AISI 304). Su peso total, motor incluido, es de 9,6 kg; y su longitud, de 944 mm. La reducción de la altura del motor (105 mm) y del ancho de base (127 mm) permitió disminuir considerablemente el volumen de espacio ocupado por éste respecto a prototipos anteriores.

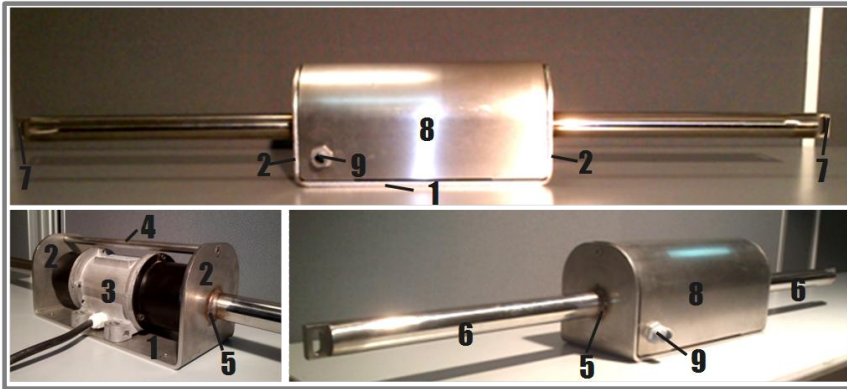


Figura 2-18. Detalle de los componentes estructurales del prototipo II de barra vibratoria en la primera fase. Superior, vista en alzado lateral del prototipo II, fabricado íntegramente en acero inoxidable; inferior, vistas en perspectiva del prototipo con el motor a la vista (izquierda) y con el recubrimiento extraíble fijado (derecha).

La figura 2-19 muestra los planos del prototipo con las cotas principales.

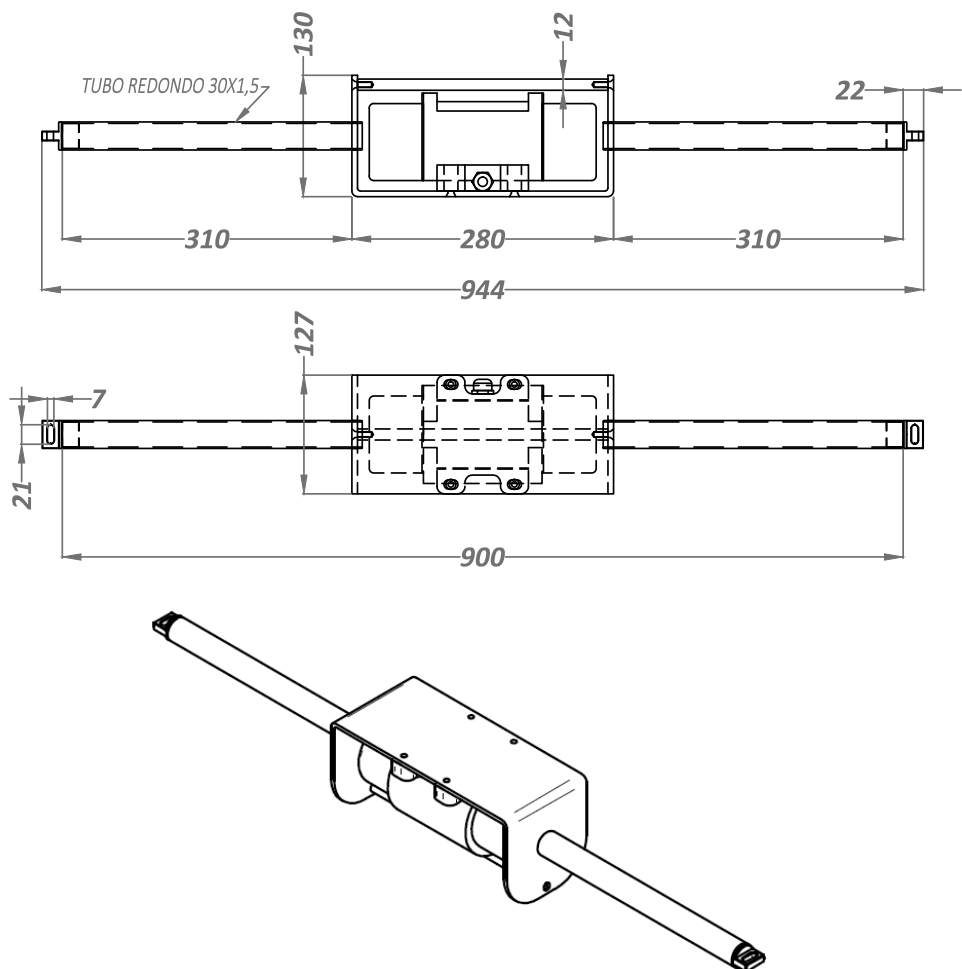


Figura 2-19. Detalle de las dimensiones del prototipo II en la primera fase. Superior, vista en alzado lateral del prototipo; centro, vista en planta aérea desde el extremo inferior del prototipo; inferior, vista en perspectiva del prototipo. Nótese que ninguna de las vistas incluye el recubrimiento extraíble rígido semicircular.

2.2.2. Prototipo II en la segunda fase

2.2.2.1. Principales componentes eléctricos y electrónicos

En la segunda fase de desarrollo del prototipo II se incorporó un nuevo motor vibrador de dimensiones reducidas (MICRO M3/45-SO2, Italvibras). La alimentación y el control del motor se llevaron a cabo mediante el mismo variador de frecuencia que se utilizó para la puesta en marcha de los prototipos anteriores (figura 2-4).

Motor vibratorio: conexión y ajuste de la intensidad

Se utilizó un motor vibratorio trifásico (MICRO M3/45-SO2, Italtvibras) de 50 Hz de dimensiones especialmente pequeñas (altura 74,5 mm × ancho de base 110 mm) para reducir aún más el volumen de la zona central de la barra vibratoria (figura 2-20). El peso del motor fue de tan solo 2,2 kg.

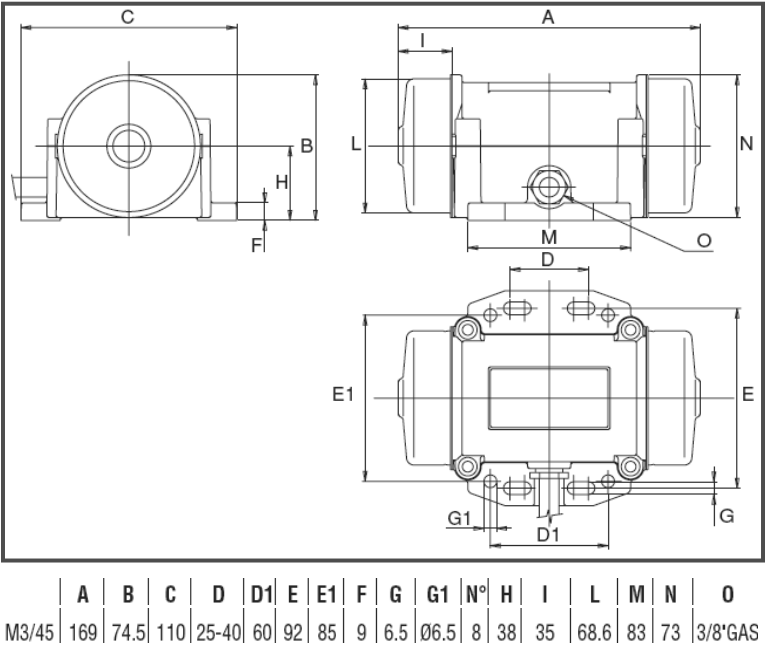


Figura 2-20. Cotas del motor vibratorio (MICRO M3/45-SO2, Italtvibras) utilizado en el desarrollo del prototipo II en la segunda fase.

2.2.2.2. Circuito de conexión y ajuste de la intensidad de la vibración mediante la regulación de las masas excéntricas

Como en prototipos anteriores, y de acuerdo con las especificaciones técnicas, el motor se conectó en su caja de bornes mediante una conexión en triángulo. Para regular la intensidad de la vibración, el eje del motor (MICRO M3/45-SO2, Italtvibras) permitió el montaje de hasta 9 masas excéntricas por cada lado del eje (figura 2-21). El motor fue capaz de generar así un máximo de 45 kg de fuerza centrífuga.

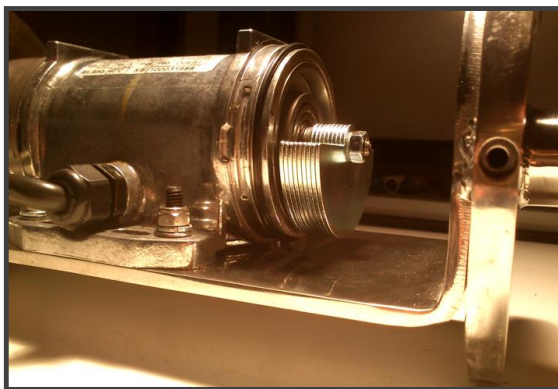


Figura 2-21. Detalle del montaje de las 9 masas excéntricas en uno de los dos extremos del eje del motor (MICRO M3/45-SO2, Italvibras). Nótese que el montaje de la figura, que permite obtener el 100 % de la fuerza centrífuga (45 kg), es la configuración de masas escogida para el desarrollo del prototipo II en su segunda fase.

La modificación del nivel de fuerza centrífuga puede llevarse a cabo mediante el desfase (180°) de masas (tabla 2-1) o mediante la extracción de masas (tabla 2-2).

Tabla 2-1. Relación de fuerzas centrífugas en función del número de masas excéntricas desfasadas 180° .

Masas desfasadas 180° (cada lado)	Fuerza centrífuga (50Hz)	
	N.º	
	kg	%
0	45	100 %
1	35	77 %
2	25	55 %
3	15	33 %
4	5	11 %

Tabla 2-2. Relación de fuerzas centrífugas en función del número de masas excéntricas extraídas.

Masas extraídas (cada lado)	Fuerza centrífuga (50Hz)	
	N.º	
	kg	%
0	45	100 %
1	40	89 %
2	35	77 %
3	30	66 %
4	25	55 %
5	20	44 %
6	15	33 %
7	10	22 %
8	5	11 %

Teniendo en cuenta los resultados de diferentes pruebas piloto, el motor se ajustó, finalmente, al 100 % de la fuerza centrífuga máxima (45 kg). La configuración de intensidad máxima se escogió por ser la que, con niveles de confort adecuados, generaba valores máximos de a y de A de la vibración en las zonas de agarre del prototipo.

2.2.2.3. Descripción del prototipo II en la segunda fase

El prototipo II en su segunda fase (figura 2-22) presenta algunas modificaciones estructurales respecto al prototipo II en la primera fase, destinadas a dotar al sistema de un mayor grado de funcionalidad y consistencia:

- a) Incorporación de dos placas laterales circulares (1), fijadas mediante soldadura y alineadas con las caras laterales externas del cajón (2), que presentan taladros roscados (3) para la fijación, mediante tornillos, de un recubrimiento rígido cilíndrico (4). Esta modificación permite conseguir un cuerpo cilíndrico que dota al sistema de un mayor nivel de seguridad y de comodidad al eliminar los puntos rectos.
- b) Nuevos puntos de anclaje (5), ubicados en ambos extremos de las barras rígidas tubulares y formados por un reborde circular con orificios circulares distribuidos en

su perímetro, destinados a facilitar el anclaje de sistemas de resistencia externos mediante cuerdas, elásticos y, preferentemente, mosquetones.

- c) Redirección del cable eléctrico del motor (6) por el interior de una de las barras rígidas tubulares con salida por su extremo a través de un prensaestopas (7). La redirección del cable dota al sistema de mayor seguridad y aumenta el nivel de confort durante la ejecución de ejercicios.

El peso total de la barra vibratoria, motor incluido, es de 8,8 kg; su longitud, de 900 mm.

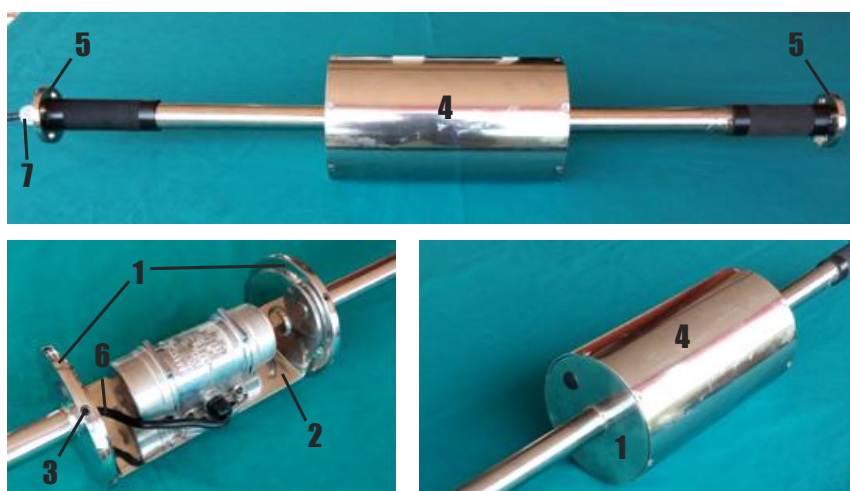


Figura 2-22. Prototipo II en la segunda fase: detalle de las principales modificaciones estructurales implementadas respecto al prototipo II en su primera fase.

La figura 2-23 muestra los planos del prototipo II en su segunda fase con sus cotas principales.

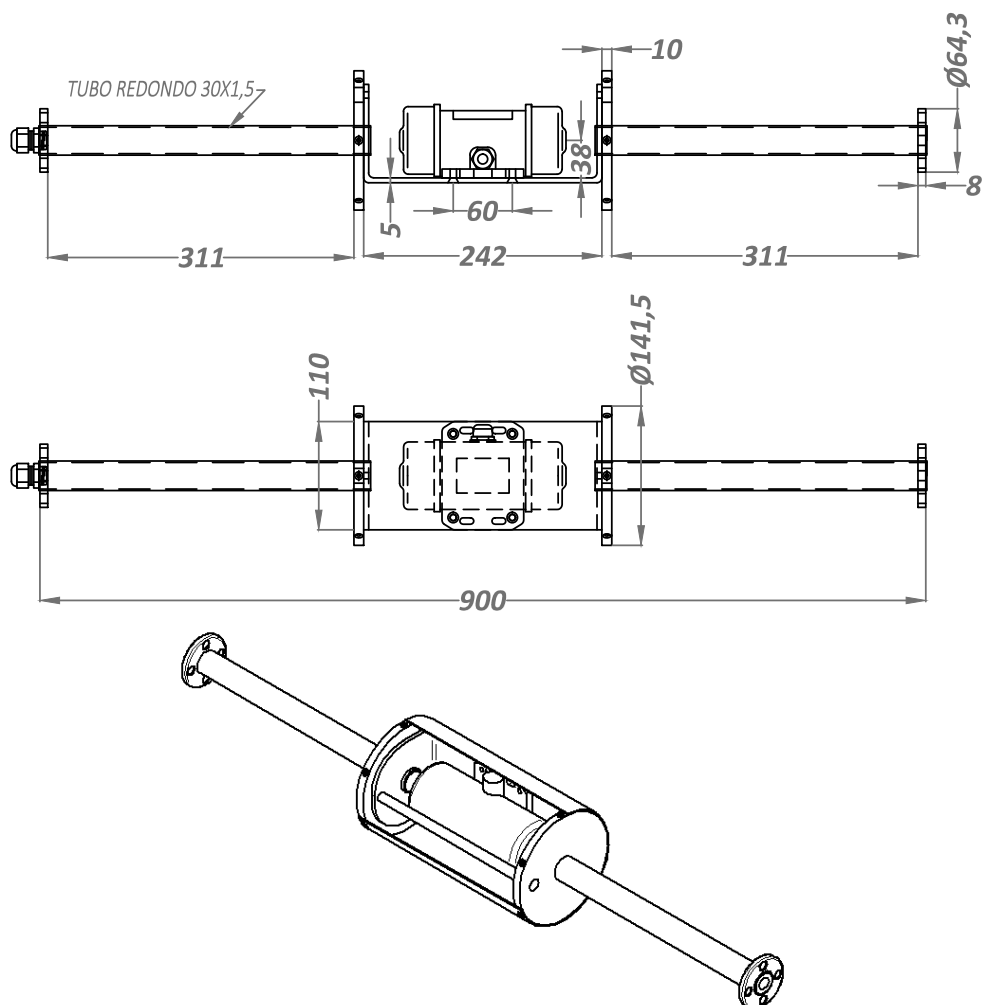


Figura 2-23. Detalle de las dimensiones del prototipo II en la segunda fase. Superior, vista en alzado lateral del prototipo; centro, vista en planta aérea desde el extremo inferior del prototipo; inferior, vista en perspectiva del prototipo. Nótese que ninguno de los dibujos, superior y centro, incluye el recubrimiento rígido cilíndrico ni la varilla de refuerzo, que sí se observan en la vista en perspectiva.

Para una descripción más detallada del prototipo II en su segunda fase, véase el documento anexo referente a la solicitud de patente P201030371.

2.2.3. Resumen de especificaciones técnicas del prototipo II

La tabla 2-3 detalla las principales características técnicas del prototipo II en la primera y segunda fase.

Tabla 2-3. Características principales del prototipo II en la primera y segunda fase.

	Prototipo II primera fase	Prototipo II segunda fase
Longitud total (mm)	944	900
Peso total (kg)	9,6	8,8
Medidas zona central (mm)	130×127	Ø150
Longitud zona de agarre (por lado) (mm)	310	310
Peso del motor (kg)	4,9	2,2
Fuerza centrífuga máxima motor (kg)	99	45
Circuito conexión	Δ (triángulo)	Δ (triángulo)

El análisis del comportamiento mecánico del prototipo II en su segunda fase se llevó a cabo en el Estudio II.

2.3. Derechos de propiedad industrial

La tesis incluye dos solicitudes de derechos de propiedad industrial, la primera de ellas como modelo de utilidad y la segunda como patente nacional.

2.3.1. Modelo de utilidad

Solicitante/s: Gerard Moras Feliu, Sergio Rodríguez Jiménez y Julio Tous Fajardo

Título: Sistema de barra vibratoria para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico

Número de expediente: U200700627

Fecha de presentación de la solicitud: 19/03/2007

Fecha de publicación de la solicitud en el BOPI*: 16/09/2007

Número de solicitud: 1065531

Fecha de publicación de la concesión: 16/12/2007

Fecha de entrega del título: 04/09/2008

***BOPI: Boletín Oficial de la Propiedad Industrial**

Véase la publicación del modelo de utilidad U200700627 en los anexos.

2.3.2. Patente de invención

Solicitante/s: Sergio Rodríguez Jiménez y Gerard Moras Feliu

Título: Sistema de barra vibratoria suspendida para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico

Número de expediente: P201030371

Fecha de presentación de la solicitud: 15/03/2010

Fecha de traslado del Informe sobre el Estado de la Técnica (IET): 21/09/2012

Fecha de publicación de la solicitud con IET (A1): 04/10/2012

Número de publicación: 2387976

Fecha de concesión: 16/08/2013

Fecha de publicación de la concesión: 28/08/2013

Fecha de expedición del certificado: 14/05/2014

Véase la publicación de la patente de invención P201030371 en los anexos.

3. RESULTADOS

A continuación, se resumen los resultados del conjunto de los Estudios I, II y III presentándolos en dos puntos independientes. El primero se centra en el comportamiento mecánico de los prototipos llevados a estudio; y el segundo, en el análisis de los efectos del EJV con barra vibratoria en la respuesta muscular de las extremidades superiores.

3.1. Comportamiento mecánico de la barra vibratoria (prototipos I y II)

La tabla 3-1 resume los parámetros de vibración registrados en el extremo de los prototipos de barra vibratoria I y II durante los Estudios I y II, respectivamente.

Tabla 3-1. Parámetros de vibración registrados en el extremo de los prototipos I (Estudio I) y II (Estudio II) de barra vibratoria.

Prototipo I				Prototipo II		
f_{in} (Hz)	f_{out} (Hz)	a_{peak} ($m \cdot s^{-2}$)	D_{p-p} (mm)*	f_{out} (Hz)	a_{RMS} ($m \cdot s^{-2}$)	D_{p-p} (mm)
20	18,5±0,2 ^a	18,7±3,2 ^a	2,8±0,5 ^a	18,2±0,2	6,2±0,4	1,3±0,1
25	23,0±0,3 ^b	31,6±3,4 ^b	3,0±0,3 ^b	nr	nr	nr
30	26,4±0,3 ^a	42,4±2,2 ^a	3,1±0,2 ^a	nr	nr	nr
35	nr	nr	nr	30,8±0,6	18,3±1,3	1,4±0,1
40	29,6±0,2 ^a	48,2±3,5 ^a	2,8±0,2 ^a	nr	nr	nr
45	30,9±0,4 ^b	56,3±3,3 ^b	3,0±0,2 ^b	nr	nr	nr
50	30,7±0,3 ^a	46,2±3,3 ^a	2,5±0,1 ^a	41,6±1,4	34,4±2,8	1,4±0,1

*Valores de D_{p-p} corregidos respecto a los publicados en el Estudio I (JSCR 24[8], 2132-2142); corresponden a la mitad de los publicados. ^a: Valores registrados durante la posición estática de extensión de brazos (Estudio I, sesión 1, trial 2); ^b: valores registrados durante las posiciones estáticas de extensión de brazos y de flexión de brazos a 90° (Estudio I, sesión 2); nr: condición no registrada. Nótese que, en el prototipo I, la a se detalla como a_{peak} ; y en el prototipo II, como a_{RMS} ($a_{peak} = a_{RMS} \times \sqrt{2}$). Nótese que el prototipo I genera vibraciones fundamentalmente en la dirección vertical (Z) y que el prototipo II produce vibraciones rotacionales alrededor del eje mediolateral (X) mediante la vibración en el eje vertical (Z) y el anteroposterior (Y); los valores de a_{RMS} y D_{p-p} corresponden al vector calculado mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los valores de los ejes Z e Y.

Con f_{in} de 20, 30, 40 y 50 Hz, el prototipo I de barra vibratoria generó vibraciones en el eje vertical con valores de a_{peak} , f_{out} y D comprendidos entre 18,7 y 48,2 $m\cdot s^{-2}$ (1,9-4,9 g), entre 18,5 y 30,8 Hz, y entre 2,3 y 3,1 mm_{p-p} , respectivamente (Estudio I, sesión 1). La máxima f_{out} que pudo suministrar el prototipo I fue de ~31 Hz, al seleccionar f_{in} por encima de 40 Hz. No se encontraron diferencias significativas entre los valores de f_{out} registrados en el centro y los del extremo de la barra para ninguna de las f_{in} (tabla 3, Estudio I). En cambio, sí se encontraron diferencias significativas ($p<0,05$) entre los niveles de a_{peak} y de D_{p-p} registrados en el centro y en el extremo de la barra para todas las f_{in} (a_{peak} , CV: 1,7-5,6 %; D_{p-p} , CV: 1,8-6,0 %) (ver tablas 1 y 4, Estudio I). Aunque el incremento progresivo de la f_{in} generó el aumento esperado en la a_{peak} ($p<0,05$), tanto en el centro como en el extremo de la barra, dicho incremento era menor a medida que se aumentaba la f_{in} (tabla 1, Estudio I). La reproducibilidad (ICC) de la a_{peak} medida en el extremo de la barra en el rango de f_{in} de entre 20 y 50 Hz varió entre 0,68 y 0,87. De forma similar a lo ocurrido con la a_{peak} , el incremento progresivo de la f_{in} generó un esperado y significativo aumento en la f_{out} ($p<0,001$), y dicho incremento disminuía a medida que aumentaba la f_{in} (tabla 3, Estudio I). Así, los valores de f_{out} fueron siempre inferiores a sus correspondientes valores de f_{in} ($p<0,001$), con variaciones que oscilaron entre el 6,8 % y el 38,6 %.

El prototipo II de barra vibratoria (Estudio II) generó vibraciones rotacionales alrededor del eje mediolateral (X) vibrando en el eje vertical (Z) y en el anteroposterior (Y). En general, con el aumento de la f_{in} (de 20 a 50 Hz), la a_{RMS} registrada en la barra vibratoria varió entre 0,63±0,04 y 3,51±0,29 g; el D varió entre 1,35±0,08 y 1,43±0,08 mm_{p-p} ; y la f_{out} varió entre 18,20±0,22 y 41,57±1,41 Hz. El aumento de la f_{in} (de 20 a 50 Hz) provocó un incremento progresivo y considerable en la a_{RMS} y en la f_{out} ($p\leq 0,001$), con variaciones más pequeñas en el D ($\leq 5,9$ %, $p\leq 0,001$) (figura 3, Estudio II). Los valores medios de f_{out} fueron un 9,0 %±0,6 %, un 12,0 %±1,5 % y un 16,9 %±1,7 % inferiores a sus correspondientes valores de f_{in} (20, 35 y 50 Hz, respectivamente). Añadir peso a la barra vibratoria (sobrecarga progresiva del 20 al 80 % de la carga máxima sostenida, MSL) no afectó al D y alteró mínimamente la a_{RMS} ($\leq 4,2$ %, $p=0,014$) y la f_{out} ($\leq 1,7$ %, $p=0,002$) (figura 4, Estudio II). La modificación del tipo de ejercicio (tracción vs.

empuje) no afectó a la a_{RMS} ($p=0,477$), al D ($p=0,046$) ni a la f_{out} ($p=0,059$) (figura 5, Estudio II).

3.2. Efectos del EJV con barra vibratoria en la actividad muscular de las extremidades superiores

Ninguno de los sujetos que participaron en los estudios manifestó síntomas inusuales derivados de la exposición a la vibración.

En el Estudio I, ambas f_{out} , de 23 y 30,8 Hz, provocaron un incremento en la respuesta EMG_{RMS} del TB, del deltoides anterior y del pectoral mayor que la misma condición sin vibración (0 Hz), excepto los 23 Hz en el deltoides anterior y en el pectoral mayor durante la posición de flexión de codos a 90°. No se encontraron diferencias significativas en ninguno de los músculos entre ambas f_{out} , de 23 y 30,8 Hz, en ninguna de las dos posiciones (flexión y extensión de codos).

En el Estudio III, la mayor f_{out} (42 Hz) provocó una mayor activación agonista del TB que la misma condición sin vibración (0 Hz) y que la f_{out} de 18 Hz ($21\pm 19\%$, $p<0,05$). En cambio, la vibración no provocó ningún efecto significativo en la activación agonista del BB (figura 2, Estudio III). La coactivación antagonista de ambos músculos, el BB y el TB, se vio significativamente afectada por la f_{out} ($p<0,001$) (figura 3, Estudio III). En concreto, la coactivación antagonista del BB fue mayor durante todas las f_{out} que con 0 Hz (18 Hz: $93\pm 74\%$; 31 Hz: $128\pm 84\%$; 42 Hz: $172\pm 84\%$). Además, la f_{out} de 42 Hz provocó un efecto mayor que la f_{out} de 18 Hz ($44\pm 15\%$, $p<0,001$). La coactivación antagonista del TB fue significativamente mayor durante las f_{out} de 31 y 42 Hz que con 0 Hz ($29\pm 4\%$ y $50\pm 9\%$, respectivamente) y con 18 Hz ($24\pm 2\%$ y $45\pm 8\%$, respectivamente). El incremento de la coactivación antagonista producido por la vibración fue proporcional a la f_{out} en el rango de 18-42 Hz. Por último, los aumentos de la activación agonista del TB y de la coactivación antagonista provocados por la vibración se dieron en todas las condiciones de carga en el rango del 20-80 %MSL.

4. DISCUSIÓN GENERAL

4.1. Diseño y comportamiento mecánico del sistema de barra vibratoria

Los principales hallazgos respecto al prototipo I de barra vibratoria (Estudio I) fueron que: a) los parámetros de vibración generados estuvieron dentro de los rangos utilizados en la literatura centrada en el EJV y parecen, a priori, apropiados para el EJV de las extremidades superiores; b) la preselección de f_{in} a partir de 40 Hz (hasta 50 Hz) evidenció limitaciones considerables en el rendimiento mecánico del prototipo I al no poder generar incrementos proporcionales de la a ni f_{out} superiores a ~ 30 Hz.

Los principales hallazgos en relación con el prototipo II de barra vibratoria (Estudio II) fueron que: a) incrementar la f_{in} de 20 a 50 Hz provocó un aumento progresivo de la a_{RMS} y de la f_{out} con pequeñas variaciones en el D ; b) sobrecargar la barra vibratoria (sobrecarga progresiva del 20 al 80 %MSL) no afectó al D y afectó mínimamente a los valores de a_{RMS} y de f_{out} ; c) alterar el tipo de ejercicio (empuje frente a tracción) no tuvo un efecto significativo en la a_{RMS} , el D , ni la f_{out} . Estos resultados establecen la validez del prototipo II de barra vibratoria para su uso con un amplio rango de f_{out} , condiciones de carga y tipos de ejercicio.

4.1.1. Influencia de la frecuencia de vibración en el comportamiento mecánico de la barra vibratoria

Los resultados observados en el análisis del comportamiento mecánico de ambos prototipos (Estudios I y II) sugieren que durante el EJV con barra vibratoria, y probablemente con otros dispositivos diseñados para aplicar vibración a través de las manos, debería esperarse una disminución de la f_{out} respecto a sus valores homónimos de f_{in} . El prototipo I no fue capaz de generar f_{out} superiores a ~ 30 Hz, y dichos valores solo se alcanzaron con f_{in} de 40, 45 y 50 Hz. Estas limitaciones del rendimiento mecánico podrían haberse dado, en parte, por la interacción entre ambos motores vibratorios y por las posibles limitaciones en la transmisibilidad de la vibración por las abrazaderas de

fijación de los motores hasta la barra. Es probable que la falta de rigidez y de consistencia mecánica de la pareja de abrazaderas diseñadas no permitiera una transmisión eficaz del estímulo a partir de determinados niveles de vibración. En cambio, las modificaciones implementadas en el diseño del prototipo II (se pasó de dos motores a un único motor central y se mejoró considerablemente la rigidez y la solidez del sistema de fijación del motor) permitieron optimizar considerablemente el rendimiento mecánico y la consistencia de la barra vibratoria, como demuestran los resultados del Estudio II. En concreto, el prototipo II alcanzó valores de f_{out} de ~ 42 Hz al seleccionar f_{in} de 50 Hz, claramente superiores a la f_{out} máxima de ~ 31 Hz obtenida en el prototipo I. Es interesante resaltar que, en pruebas piloto llevadas a cabo con el prototipo II en condiciones sin carga y durante el ejercicio de tracción, los valores de f_{out} generados en el prototipo II no disminuyeron más allá del 6 % respecto a sus valores homónimos de f_{in} . Esto significa que la mayor parte de las diferencias observadas entre los valores de f_{out} y de f_{in} ($<16,9$ %) se produjeron al sobrecargar la barra vibratoria hasta el nivel de carga más bajo (20 %MSL; rango 12-20 kg) y, como muestran nuestros resultados, sin mayores diferencias, a pesar de seguir sobrecargando la barra hasta condiciones casi máximas, del 80 %MSL (carga media=67 kg). Estas alteraciones de la f también se han observado en algunas plataformas vibratorias convencionales, en las que se han encontrado variaciones de ~ 6 % en condiciones con carga y sin ella (27, 74).

Durante el Estudio II, el incremento de la f_{in} de 20 a 50 Hz provocó incrementos pequeños, aunque significativos ($p \leq 0,016$), en el D del prototipo II. Dichos incrementos, que fueron del orden de $\sim 0,08$ mm, pueden considerarse, desde un punto de vista práctico, variaciones muy pequeñas y normales en el comportamiento mecánico de una barra vibratoria o de cualquier otro dispositivo para el EJV. De hecho, durante estudios previos con plataformas vibratorias sincrónicas, se han observado variaciones superiores en la A máxima vertical al incrementarse la f_{in} de 20 a 50 Hz (reducciones de $\sim 0,2$ mm), tanto en la A baja ($1,2$ mm_{p-p}) como en la A alta ($2,2$ mm_{p-p}) (27), o de 20 a 55 Hz (reducción de $0,9$ mm) con una A teórica de 4 mm_{p-p} (74). De forma similar, en el prototipo I de barra vibratoria también se redujeron los valores de D de $3,1$ a $2,3$ mm_{p-p} al incrementarse la f_{in} de 20 a 50 Hz, variaciones claramente superiores a las observadas en el prototipo II.

4.1.2. Influencia de la sobrecarga externa en el comportamiento mecánico de la barra vibratoria

Añadir peso a la barra vibratoria (Estudio II) (sobrecarga progresiva del 20 al 80 %MSL) no afectó al D y afectó mínimamente, aunque de forma estadísticamente significativa, a los valores de a_{RMS} y f_{out} . Esto prueba, al menos en parte, la validez del nuevo sistema de barra vibratoria para el EJV de las extremidades superiores, ya que su comportamiento mecánico se vio poco influenciado por la sobrecarga. Según nuestros conocimientos, este es el primer trabajo que analiza el impacto de sobrecargar una barra vibratoria o cualquier otro dispositivo diseñado para el EJV de las extremidades superiores. Por tanto, no se pueden establecer comparaciones al respecto con trabajos previos. No obstante, hay que decir que los estudios de Pel *et al.* (27) y de Preatoni *et al.* (74), comentados anteriormente, destacaron las limitaciones acusadas por el comportamiento mecánico de algunas plataformas vibratorias al añadirles cargas adicionales. En concreto, Pel *et al.* (27) encontraron una reducción de la a vertical del 10-12 % en dos plataformas sincrónicas al sobrecargarlas con sujetos con pesos corporales de 62 y 81 kg. Además, también observaron que, al sobrecargar una plataforma vibratoria capaz de generar vibraciones rotacionales fundamentalmente en el plano horizontal con voluntarios de 62, 81 y 100 kg de peso, el descenso de la magnitud de la vibración en dicho plano fue superior al 20 % en el eje X y de hasta el 40 % en el eje Y. En el estudio de Preatoni *et al.* (74), las diferencias entre los valores teóricos de A_{p-p} y a_{peak} , por un lado, y los valores reales, por el otro, fueron superiores al 20 % y se incrementaron con el aumento de la carga externa y de la f . En cambio, nuestros resultados evidenciaron un ligero, aunque significativo, descenso (4,2 %) de la a_{RMS} solo al sobrecargar la barra del 20 al 50 %MSL, y sin diferencias entre el 20 %MSL y el 80 %MSL. En la línea de los resultados de Pel *et al.* (27), también observamos que sobrecargar la barra vibratoria afectó a la a principalmente en el plano de carga (eje Z).

Finalmente, es interesante resaltar que, analizando a posteriori y de forma conjunta el comportamiento mecánico de ambos prototipos, I y II, y a pesar de las diferencias existentes entre ambos, parece lógico sostener que es principalmente durante condiciones sin carga, o al pasar de no carga a ligeras sobrecargas, cuando el comportamiento mecánico de una barra vibratoria es más susceptible de verse alterado

por las variaciones en la fuerza de agarre, la sobrecarga externa o la combinación de ambas; los resultados del Estudio II así lo sugieren. Además, aunque en el Estudio I no se valoró directamente la influencia ejercida por la variación de la carga en el rendimiento del prototipo I, las variaciones observadas en la reproducibilidad de la a vertical (ICC entre 0,68-0,87) mientras los sujetos sostenían el peso de la barra vibratoria podrían haberse debido, en parte, a posibles alteraciones intrasujeto en la fuerza de agarre. Hay que tener en cuenta que, aunque durante el protocolo se pidió a los sujetos que mantuvieran una fuerza de agarre cómoda y constante, ésta no pudo controlarse de forma precisa. Además, la fuerza de agarre también pudo verse afectada por posibles variaciones en la activación refleja del sistema mano-brazo inducidas por la vibración.

4.1.3. Influencia del cambio de tipo de ejercicio en el comportamiento mecánico de la barra vibratoria

La modificación del tipo de ejercicio (tracción vs. empuje) no tuvo ningún efecto significativo en la a_{RMS} , el D ni la f_{out} (Estudio II). Así, nuestros resultados sugieren que la barra vibratoria es capaz de preservar un comportamiento mecánico estable durante diferentes ejercicios estáticos en el plano vertical. Cabe aclarar que se escogieron los ejercicios estáticos de empuje (*press* de banca) y de tracción (remo tumbado) porque ambos son utilizados con frecuencia durante rutinas de entrenamiento y programas de rehabilitación, y porque presentaban entre sí claras diferencias en la acción de acoplamiento entre la mano y la barra durante su agarre (93). A diferencia del ejercicio de empuje, en el que la tensión derivada de la sobrecarga vertical de la barra actúa principalmente sobre la palma de la mano y se requieren niveles bajos de fuerza de agarre, durante el ejercicio de tracción la tensión actúa principalmente en los dedos, y se requieren altos niveles de fuerza de agarre para sostener la barra. Estas diferencias entre ejercicios en cuanto a la especificidad del agarre podrían haber influenciado de forma diferente al rendimiento mecánico de la barra debido a posibles diferencias en los mecanismos dinámicos del sistema mano-brazo para amortiguar y absorber las vibraciones. Sin embargo, éste no fue el caso. Sería interesante, en futuros estudios, valorar la consistencia de estos resultados durante movimientos fuera del plano vertical, y también con otro tipo de dispositivos para el EJV de las extremidades superiores.

4.1.4. Magnitud de la vibración y seguridad

Los valores medios de D y a_{RMS} observados en el prototipo II ($\sim 1,4 \text{ mm}_{\text{p-p}}$ y hasta $3,5 \text{ g}$, respectivamente) fueron inferiores a los del prototipo I y a los de otros dispositivos similares (54). El prototipo I generó valores de D y de a_{peak} en un rango de $2,3\text{-}3,1 \text{ mm}_{\text{p-p}}$ y $1,9\text{-}4,9 \text{ g}$, respectivamente. El dispositivo usado por Poston *et al.* (54) vibró a 30 Hz con una a_{max} de 4 g y un D de $2,2 \text{ mm}_{\text{p-p}}$. Aunque tanto el Estudio I como el trabajo de Poston evidenciaron efectos beneficiosos del EJV en el rendimiento neuromuscular, éstos hay que valorarlos con precaución debido a los altos picos de a generados por los dispositivos y a su potencial efecto nocivo para el cuerpo humano (2). De hecho, si nos guiáramos por las normativas de seguridad para controlar los riesgos de las vibraciones del sistema mano-brazo en el ámbito ocupacional (HSE), con el prototipo II vibrando a 32 Hz (valores medios de $a_{\text{RMS}}=1,9 \text{ g}$), el tiempo teórico correspondiente al límite máximo de exposición diaria a la vibración sería de $\sim 35 \text{ min}$, frente a los 10 min del prototipo I (para $a_{\text{peak}}=48,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) y a los 16 min de la barra de Poston *et al.* (54), vibrando ambos a una f similar de $\sim 30 \text{ Hz}$. Considerando que, teóricamente, sería recomendable que estos límites de exposición no se superaran para evitar potenciales problemas (8), el prototipo II de barra vibratoria parece relativamente seguro. Sin embargo, es necesario aclarar que este tipo de normativas de seguridad constituye solo una referencia, ya que no se aplica ni ha sido elaborada para el ámbito del EJV. No obstante, sería de gran interés una adaptación útil de esas normativas, especialmente a los dispositivos para el EJV de las extremidades superiores, como las barras vibratorias.

Por último, es interesante destacar que, aunque los parámetros de vibración generados por los prototipos de barra vibratoria I y II están dentro del rango de parámetros usados con las plataformas vibratorias más convencionales (Power Plate-sincrónica: $f=25\text{-}50 \text{ Hz}$, $a_{\text{RMS}}=2,5\text{-}7,7 \text{ g}$, $D=1,2\text{-}2,2 \text{ mm}_{\text{p-p}}$; Galileo Sport-vibración-oscilatoria: $f=5\text{-}30 \text{ Hz}$, $a_{\text{RMS}}=0,1\text{-}27 \text{ g}$, $D=\sim 2,8\text{-}12,8 \text{ mm}_{\text{p-p}}$), estamos lejos de saber hasta qué punto el uso de parámetros vibratorios similares podría ser igual de efectivo a largo plazo en las extremidades superiores y en las extremidades inferiores. No obstante, es sabido que las adaptaciones al entrenamiento de fuerza de la musculatura de las extremidades superiores son mayores y se producen de forma más rápida que en las extremidades inferiores (249). Además, a lo largo del período de vida adulta, y en ambos

géneros, se ha encontrado una mayor calidad muscular (fuerza por unidad de masa muscular) en el brazo en comparación con la pierna (250).

4.1.5. Evolución del prototipo I al prototipo II: de vibración sincrónica unidireccional a vibración bidireccional rotacional

Entre los diferentes aspectos estructurales y funcionales implementados en el prototipo II, cabe destacar los relacionados con el tipo de vibración generada y con su dirección. De forma muy similar a las plataformas sincrónicas (20), el prototipo I de barra vibratoria genera vibraciones fundamentalmente en el eje vertical. En cambio, el prototipo II produce vibraciones rotacionales alrededor del eje medio-lateral (X), al vibrar en el eje vertical (Z) y el eje anteroposterior (Y). Las vibraciones rotacionales no son tan comunes en el funcionamiento de las plataformas vibratorias más convencionales, principalmente de tipo sincrónico o basculante, aunque existen algunos modelos capaces de generar también vibraciones rotacionales alrededor del eje vertical en las dos direcciones horizontales (27). En cambio, la vibración rotacional sí es común en otros dispositivos destinados al EJV de las extremidades superiores, como las mancuernas vibratorias. Éstas, por motivos estructurales, disponen, en general, de un pequeño generador de vibración ubicado en el interior de la empuñadura que gira alrededor del eje longitudinal de la mancuerna en uno u otro sentido. Su configuración es muy parecida a la usada en el prototipo II para inducir vibraciones rotacionales.

Es sabido que la transmisión de la vibración en la mano y los efectos que ésta puede inducir en las extremidades superiores varían según la dirección de la vibración aplicada (6, 77-78). Supuestamente, una mayor alineación del eje de dirección de la vibración con el sistema mano-brazo favorecería la transmisibilidad del estímulo vibratorio por los brazos. De acuerdo con esto, la vibración rotacional generada por el prototipo II, a priori, podría transmitirse de forma efectiva por las manos y el antebrazo hacia los brazos y el tronco en una mayor variedad de ejercicios que la vibración vertical del prototipo I. Esto podría ser así debido a que la vibración rotacional facilitaría la adopción de la postura con un acoplamiento mano-barra adecuado para alinear el sistema mano-brazo con el eje de la dirección de la vibración. Como ejemplo práctico simulado, imaginemos que suspendemos el prototipo II mediante un sistema de resistencias como el detallado en el

documento de patente nacional P201030371 de la presente tesis (ver anexos). Resumiendo, la estructura tubular circular descrita y patentada permite suspender la barra vibratoria en su espacio interior mediante la interacción de dos sistemas de resistencia neumática variable cerrados e independientes. La barra vibratoria quedaría así suspendida y flotando en el aire, y facilitaría la realización de diferentes ejercicios de tracción y de empuje de brazos en cualquier dirección y sin la necesidad de sostener el peso de la barra. En este escenario, por ejemplo, un sujeto podría situarse frente a la barra agarrándola con los brazos paralelos al suelo, perpendiculares al eje longitudinal de la barra y con la muñeca en posición neutra, y el sistema mano-brazo quedaría bastante alineado con la dirección de la vibración generada en el eje anteroposterior (Y). En el mismo escenario, el sujeto también podría tumbarse en un banco horizontal debajo de la barra y sostenerla para hacer un *press* de banca horizontal, como el ejercicio estático de empuje de los Estudios II y III, y de nuevo el sistema mano-brazo, o al menos el eje longitudinal del antebrazo, podría alinearse con la dirección vertical de la vibración (eje Z). En cambio, al suspender en idénticas condiciones una barra vibratoria como el prototipo I, de vibración fundamentalmente vertical, el número de posiciones en las que se podría dar dicha alineación sería mucho más reducido. No obstante, a partir de nuestros resultados no podemos asegurar que esto sea así, ya que nuestros estudios no se centraron en analizar la influencia de la dirección de la vibración en la transmisibilidad por el sistema mano-brazo, ni en la respuesta EMG de la musculatura de las extremidades superiores. Sin embargo, algunos trabajos recientes con plataforma vibratoria han aportado algunos resultados de interés sobre la influencia del tipo y la dirección de la vibración en la magnitud de la respuesta EMG. Lienhard *et al.* (251) encontraron incrementos significativos de la $aEMG_{RMS}$ de la musculatura principal de las piernas durante la exposición a vibración fundamentalmente de dirección vertical (plataforma basculante) y durante la exposición a vibración dual (vibración simultánea en dirección vertical y horizontal), pero no durante la exposición a vibración horizontal (vibración circular alrededor del eje vertical). Además, los autores también observaron que solo la a vertical mostró una relación lineal ($r=0,970$, $p<0,001$) con la media de activación EMG_{RMS} de los músculos de la pierna (tibial anterior, gemelo medial, bíceps femoral, vasto lateral, vasto medial y sóleo). Los autores sugirieron que posiblemente las

respuestas reflejas generadas por la vibración (128, 152) fueran provocadas solo durante las vibraciones en dirección vertical debido a la función anatómica de los músculos analizados en el estudio. En concreto, según los autores, los grupos musculares que analizaron se movían principalmente en el plano sagital, por lo que debería esperarse que las respuestas reflejas se generaran en el plano vertical; es decir, durante α verticales. Si esto fuera así, durante el EJV con barra vibratoria, la influencia de una relativa alineación de la dirección de la vibración con el eje longitudinal del antebrazo podría ser un factor útil para maximizar la respuesta EMG de los músculos de los brazos, especialmente la de aquéllos en los que la dirección de sus fibras musculares se alinee en mayor medida con el eje longitudinal de las estructuras óseas, estructuras principales de transmisión. De hecho, las posiciones estáticas utilizadas durante los Estudios I, II y III permitieron una alineación aceptable de la dirección de la vibración con el antebrazo, condicionada, a su vez, en parte, por la posición de la muñeca.

4.2. Efecto del EJV con barra vibratoria en la actividad muscular de las extremidades superiores

4.2.1. Efecto de la frecuencia de vibración en la activación agonista y la coactivación antagonista

La primera de las hipótesis de la presente tesis se vio corroborada parcialmente. En general, el EJV con barra vibratoria con f_{out} de entre 18 y 42 Hz provocó mayores incrementos en los niveles de activación agonista y de coactivación antagonista en la musculatura de las extremidades superiores que las mismas condiciones sin vibración. En cambio, dicho efecto no se observó en el deltoides anterior ni en el pectoral mayor con una f_{out} de 23 Hz durante la posición de flexión de codos a 90° (Estudio I), ni en la activación agonista del BB durante el ejercicio de remo acostado o *pulling* (Estudio III). Es conocido que la posición del cuerpo puede afectar a la respuesta biológica durante la exposición a vibración (2). Estudios previos focalizados en las extremidades superiores han demostrado que cambios en la postura y en el nivel de contracción muscular provocan cambios en el nivel de transmisibilidad de la vibración ($f=30$ Hz, $a_{RMS}=40$ m·s⁻²)

por las extremidades superiores y en la respuesta EMG (116). Además, existen evidencias claras de que la transmisibilidad de la vibración por las extremidades inferiores hacia la cadera, el tronco y la cabeza puede reducirse mediante el aumento del ángulo de flexión de la rodilla (46, 92); por ejemplo, con 20° de flexión de rodilla, se han observado reducciones en la ratio de transmisibilidad a 0,5 en la cadera para f inferiores a 20 Hz, y a ~0,25 para f superiores a 30 Hz (92). Así, de acuerdo con lo dicho anteriormente y con los resultados del Estudio I, se puede suponer que una mayor flexión del codo (90° vs. extensión a 180°) hubiera provocado una reducción de la transmisibilidad de la vibración por las extremidades superiores y, en consecuencia, del nivel de activación muscular, especialmente en los músculos más distales al foco de vibración (deltoides y pectoral). De hecho, durante el Estudio I, el efecto de la vibración fue dependiente de la distancia entre el músculo diana y el foco de vibración (zona de agarre). Durante ambas posiciones, flexión y extensión de brazos, el incremento relativo en la $aEMG_{RMS}$ del TB inducido por la vibración fue mayor que el observado en los músculos más distales a la zona de agarre (deltoides y pectoral). Estos resultados coinciden con los observados durante los estudios de WBV, que concluyen que el efecto de la vibración es claramente dependiente de la distancia entre el músculo y la plataforma vibratoria (44, 50, 81, 122). Las articulaciones del tobillo, de la rodilla y de la cadera son capaces de atenuar y de absorber el estímulo vibratorio, y de reducir, así, considerablemente la transmisión de la vibración hacia la parte superior del cuerpo (tronco, cabeza y brazos). Así, a partir de los resultados del Estudio I, podemos afirmar que durante ejercicios estáticos con flexión de codo (90°) deberían usarse f superiores a 23 Hz, y preferentemente de ~31 Hz, si el objetivo es incrementar la intensidad de activación de los músculos más distales al foco de vibración, como el deltoides y el pectoral mayor.

Durante el Estudio III, el EJV ($f_{out}=42$ Hz) provocó un incremento en los niveles de activación agonista del TB (+21%) frente a la misma condición sin vibración, pero no en la activación agonista del BB. Esta discordancia entre ambos grupos musculares podría deberse a las diferencias biomecánicas existentes entre los ejercicios de tracción (*pulling*) y de empuje (*pushing*) de la barra vibratoria. La acción de acoplamiento de las manos y la barra durante el ejercicio de tracción se caracterizó por la combinación de

agarre y tracción, y la tensión actuaba principalmente sobre los dedos. En cambio, durante el ejercicio de empuje, dicho acoplamiento se caracterizó por la combinación de agarre y empuje, y la tensión actuaba principalmente sobre las palmas de las manos. Estas diferencias podrían haber afectado de forma diferente a la respuesta biodinámica del sistema dedo-mano-brazo y a la transmisibilidad del estímulo vibratorio hacia los músculos diana (93, 101, 252). Esto nos lleva a conjeturar que, durante el ejercicio de empuje, el mayor nivel de fuerza efectiva producida con la palma de la mano y una mayor carga aplicada sobre ésta podrían haber favorecido la transmisibilidad del estímulo vibratorio hacia la musculatura de los brazos en comparación con el ejercicio de tracción. Uno de los mecanismos que podrían explicar la supuesta facilitación de la transmisibilidad de la vibración durante el ejercicio de empuje sería un mayor incremento de la *stiffness* muscular en la palma de la mano o en el conjunto de ésta, hecho que podría aumentar la capacidad de las extremidades superiores para transmitir el estímulo vibratorio hacia otros grupos musculares (50, 133).

Sin embargo, el incremento inducido por la vibración en la activación agonista del TB sólo fue significativo durante la f_{out} más elevada, 42 Hz (Estudio III). Diversos estudios recientes han demostrado que la vibración puede provocar una respuesta refleja de estiramiento similar al reflejo tónico vibratorio que puede comportar un incremento del reclutamiento de unidades motoras y/o de la ratio de descarga (152-153). Además, se ha sugerido que durante el EJV las unidades musculotendinosas se estiran en cada ciclo vibratorio (253), lo que podría provocar una activación de los husos musculares dependiente de la f y, en consecuencia, cambios en la respuesta refleja de estiramiento detectable en las señales EMG (153). Si éste fuera el caso, se podría especular con que el incremento observado en la activación agonista del TB con la f de 42 Hz fue causado, al menos en parte, por un mayor número de respuestas reflejas de estiramiento en comparación con f inferiores. En los pocos estudios previos focalizados en las extremidades superiores y en la aplicación de la vibración de forma indirecta a través de las manos, se han observado incrementos en la activación agonista del TB y del BB con 28 Hz (53), y del BB con 30 Hz (59) y 50 Hz (136) en comparación con el mismo ejercicio sin vibración. Las discrepancias entre los resultados de estos estudios y los obtenidos en el Estudio III podrían ser debidas a las diferencias existentes en diversos aspectos que

podrían haber influenciado en el nivel de activación agonista durante el EJV, como la postura del ejercicio, las acciones de acoplamiento en el agarre, el tipo de dispositivo vibratorio, la dirección de la vibración o la magnitud de la α .

Los resultados del Estudio III, que muestran que la coactivación antagonista del BB y del TB fue mayor durante la vibración que en el mismo ejercicio sin vibración, están en consonancia con estudios previos de WBV y con otros centrados en las extremidades superiores (53, 254). Hay que resaltar que el hecho de que la vibración apenas haya provocado incrementos moderados en la activación agonista del tríceps (sin cambios en el bíceps) pero sí, y de forma clara, en la coactivación antagonista de ambos músculos nos lleva a conjeturar que uno o más de los siguientes mecanismos podrían haber influido en la modulación de dicha respuesta (144): primero, durante la vibración, la conducción de las motoneuronas α podría incrementar la excitación de las células de Renshaw, que inhibirían las interneuronas inhibitorias la, por lo que aumentaría la coactivación (255); segundo, la complejidad de la tarea de controlar la producción de fuerza durante la exposición a vibración podría haber provocado el incremento de los niveles de coactivación antagonista, necesaria ésta última para el control de los movimientos precisos (256). Es interesante, además, resaltar que el incremento de la coactivación antagonista producido por la vibración fue mayor para el BB que para el TB (~130 % vs. 40 %). Las diferencias biomecánicas y en la respuesta biodinámica durante el agarre de la barra existentes entre ambos ejercicios podrían haber favorecido el mayor incremento en la coactivación del bíceps durante el ejercicio de empuje. Además, de acuerdo con los resultados de Mischi y Cardinale (53), el BB y el TB parecen ser más sensibles a la vibración durante ejercicios estáticos que implican la extensión del codo (empuje, *pushing*) que en los que incluyen su flexión (tracción, *pulling*). Esto podría deberse al hecho de que, en general, los sujetos tendrían más dificultades para controlar la rotación articular y la posición de la extremidad superior durante el ejercicio de empuje, por lo que adoptarían una estrategia neural que favorecería el incremento de la actividad EMG antagonista. Además, en nuestro estudio, la dificultad para controlar la posición durante el ejercicio de empuje se acentuó debido a que el sistema mano-brazo actuaba como un péndulo invertido, inherentemente inestable (257). Se ha sugerido que la coactivación antagonista es necesaria para ayudar a los ligamentos a mantener la

estabilidad articular, igualar la distribución de presiones en la superficie articular y regular la impedancia mecánica de la articulación (141). Así, puede considerarse que el incremento en la coactivación antagonista inducido por la vibración, que fue proporcional a la f_{out} en el rango de 18-42 Hz, puede tener un efecto positivo en la protección y en la estabilización asociadas a las estrategias de control postural durante el EJV (53, 127).

En ambos estudios (Estudios I y III) se observó, en general, un incremento de la respuesta EMG proporcional a la f_{out} en el rango de 18-42 Hz. Estos resultados coinciden, en parte, con algunos estudios previos que han observado un incremento lineal de la respuesta EMG con el incremento de la f entre 5 y 30 Hz (73, 125, 127). Sin embargo, en el rango de entre 20 y 50 Hz, los resultados han sido menos consistentes; aunque algunos estudios han encontrado un incremento progresivo en la aEMG con el aumento de la f entre 25 y 45 Hz (50, 123), otros han observado una reducción progresiva de la aEMG con el incremento de la f entre 30 y 50 Hz (65). En nuestro caso, no encontramos diferencias significativas entre las diferentes f_{out} usadas en nuestros estudios, excepto entre 42 y 31 Hz frente a 18 Hz en la coactivación antagonista del TB, y en 42 Hz frente a 18 Hz en la coactivación antagonista del BB (Estudio III). De hecho, recientemente, Tankisheva *et al.* (49) tampoco encontraron ningún efecto de la variación de la f entre 25 y 40 Hz en el tamaño de la respuesta muscular, pues todas ellas provocaron incrementos similares y significativos en los niveles de activación del BB, el TB, el trapecio y el deltoides durante ejercicios de *curl* de bíceps estáticos y dinámicos, en comparación con la misma condición sin vibración. Algunos estudios previos de WBV tampoco han encontrado diferencias entre f (82), aunque otros sí las encontraron (22, 50). Cabe resaltar que en los pocos estudios de WBV en los que se ha observado una superioridad significativa de una f sobre otra en el rango entre 25 y 50 Hz, la diferencia entre ellas ha sido siempre de al menos 10 Hz (22, 50, 123). Estas discrepancias observadas entre estudios podrían deberse a diferencias metodológicas importantes relacionadas con la tipología de los dispositivos vibratorios utilizados, los parámetros de vibración, los métodos de normalización de la EMG, la aplicación de métodos de tratamiento y de filtrado de las señales EMG, y/o la alta variabilidad de la respuesta individual a la exposición de la vibración. Sin embargo, y en relación con la inconsistencia de estos

estudios para determinar supuestas f óptimas de forma grupal, cabe destacar un estudio reciente que encontró que el grupo que entrenó durante 8 semanas con un programa de entrenamiento vibratorio que incluía el uso de una f individualizada para cada sujeto mejoró el rendimiento del salto vertical más que el grupo que entrenó con una f fija de 30 Hz (67). La individualización de la f para optimizar la respuesta neuromuscular tiene su lógica si pensamos que el EJV es como cualquier otro método de entrenamiento en el que debe tenerse en consideración la respuesta individual y en el que se determinan los niveles de intensidad y de carga óptimos para cada individuo con el objetivo de optimizar al máximo su respuesta al entrenamiento. Sin embargo, llevar dicha individualización a la práctica en el caso del EJV más allá del ámbito exclusivo de la investigación puede resultar, a día de hoy, poco práctico y excesivamente caro. El equipo necesario para determinar la f óptima a partir de la respuesta EMG es caro, difícil de manejar y poco funcional en entornos prácticos, como gimnasios, centros deportivos e incluso algunas tipologías de clínicas especializadas. A todo esto hay que añadir también los posibles errores de interpretación que podrían producirse a partir de señales no filtradas adecuadamente.

Es interesante resaltar que a día de hoy existe en la literatura un intenso debate en torno a la presencia potencial de artefactos de movimiento en las señales EMG registradas durante el EJV (81, 153-154). Se ha sugerido, que la variabilidad de la intensidad de posibles artefactos de movimiento inducidos por la vibración en las señales EMG, podría ser una de las razones para explicar la inconsistencia de los resultados aportados por los estudios en este campo (94). Sin embargo, no existe a día de hoy un consenso claro en la literatura en cuanto a la necesidad de la aplicación de filtros adicionales sobre señales EMG registradas durante el EJV, o respecto a los métodos de filtrado más adecuados (161-162). En nuestros estudios, tal y como sugirieron recientemente Ritzmann *et al.* (153), no se aplicaron filtros adicionales (*notch filter* o similares) para evitar alteraciones significativas de las señales EMG. Ritzmann *et al.* (153) concluyeron su estudio afirmando que era posible usar los valores de EMG registrados durante WBV sin aplicar ningún filtro adicional debido a la baja contribución de artefactos de movimiento. En esta línea, en un estudio reciente centrado en el EJV de las extremidades superiores, Tankisheva *et al.* (49) no encontraron diferencias

significativas en los niveles de activación EMG entre no filtrar las señales EMG y filtrarlas con un *notch filter*, para eliminar posibles artefactos en la f de excitación de la plataforma vibratoria.

Es interesante destacar que, en los últimos años, algunos autores han sugerido que la a podría ser el parámetro más determinante para incrementar la activación global neuromuscular (133, 156). De hecho, cuando durante el EJV con plataforma vibratoria se ha comparado la respuesta neuromuscular provocada por diferentes niveles de D para una misma f , el D mayor ha provocado la mayor respuesta neuromuscular (122). Además, la combinación de f altas con D altos ha provocado mayores incrementos de la aEMG tanto en la musculatura de la pierna como en la de los brazos (50); en términos físicos, niveles de D y de f mayores suponen mayores niveles de a . Marín *et al.* (156) encontraron una correlación fuerte positiva entre 6 niveles diferentes de a (de 12 a 89 $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) y el nivel de activación muscular lumbar y de la pierna. Poco después, el mismo grupo de trabajo demostró que dos combinaciones de diferentes valores de D y de f (30 Hz y 2,5 $\text{mm}_{\text{p-p}}$ vs. 46 Hz y 1,1 $\text{mm}_{\text{p-p}}$) que generaban la misma a_{peak} (40 $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) provocaron el mismo nivel de activación muscular y la misma ratio de percepción del esfuerzo (133). Recientemente, Lienhard *et al.* (251) encontraron una relación lineal positiva ($r=0,97$; $p<0,001$) entre el nivel de a vertical de una plataforma vibratoria basculante y la $a\text{EMG}_{\text{RMS}}$ de la musculatura de la pierna. A partir de sus resultados, los autores afirmaron que, al realizarse EJV sobre plataformas basculantes, deberían usarse niveles de a_{peak} vertical de al menos 18 $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ (1,8 g) si se desea incrementar la intensidad del estímulo para maximizar la respuesta EMG de la musculatura de las piernas. En realidad, en la presente tesis, el incremento observado en la aEMG con el aumento de la f_{out} en el rango de 18-42 Hz (Estudio II) significa que la aEMG se incrementó con el aumento de la a , ya que los incrementos de la f para un D fijo suponen mayores niveles de a . Sin embargo, a diferencia de Lienhard *et al.* (251), no encontramos una relación lineal fuerte entre la a_{RMS} medida en la barra vibratoria y el nivel de coactivación muscular. Además, con la metodología utilizada en nuestros estudios, no pudimos constatar si niveles de a idénticos derivados de combinaciones diferentes de f y D provocarían respuestas similares de activación muscular. Finalmente, teniendo en cuenta estas reflexiones en torno al papel de la a y las realizadas sobre la posible

influencia de la dirección de la vibración, habría que considerar que pudieran ser la magnitud y la dirección de la a los parámetros que definirían de forma más completa las vibraciones generadas por los dispositivos diseñados para el EJV y, por tanto, los más determinantes de cara a maximizar los niveles de activación muscular durante el EJV.

4.2.2. Efecto de la carga en la actividad muscular

Como era de esperar, el incremento progresivo de la carga (del 20 al 80 %MSL) provocó un aumento proporcional de la activación agonista y de la coactivación antagonista del BB y del TB (Estudio III). Estos resultados reafirman la ya contrastada relación entre el nivel de carga y la respuesta aEMG durante el EJV con plataforma vibratoria (123, 125) y durante el EJV de las extremidades superiores con transmisión de la vibración a través de las manos (53). Así, se puede sugerir que la sobrecarga externa es un prerequisite para maximizar la activación de la musculatura agonista y antagonista durante el EJV de las extremidades superiores. Pero el hallazgo más interesante en relación con la carga fue la consistencia del efecto provocado por la vibración en la activación agonista del TB y en la coactivación antagonista del TB y del BB independientemente del nivel de carga en el rango del 20-80 %MSL (Estudio III). Esto implica que dicha modulación no es dependiente del nivel de tensión muscular y que, independientemente del nivel de carga aplicada, la vibración puede modificar el patrón de reclutamiento de unidades motoras respecto a la misma condición sin vibración. Sin embargo, estos resultados contrastan con los obtenidos por Mischi y Cardinale (53), que observaron incrementos en la activación muscular del BB y del TB provocados por la vibración fundamentalmente con cargas elevadas. De nuevo, estas discrepancias podrían deberse a los diferentes dispositivos vibratorios utilizados y a sus diferencias en la forma de transmitir la vibración a los músculos diana (BB y TB), que podrían haber provocado diferentes niveles de atenuación de la vibración según el nivel de carga utilizado. En concreto, hemos demostrado que los niveles de a y de D del prototipo II de barra vibratoria apenas se alteran con la sobrecarga de la barra (Estudio II). Sin embargo, la transmisibilidad de la vibración del dispositivo vibratorio usado en el estudio de Mischi y Cardinale (53) es claramente dependiente del nivel de tensión muscular, debido a que las vibraciones se transmiten mecánicamente hacia las manos a través de cinchas.

Por tanto, la excesiva atenuación de la vibración en las cinchas de transmisión podría explicar la ausencia del efecto vibratorio observado por los autores durante niveles bajos de tensión muscular. Además, nuestros resultados concuerdan con los obtenidos en el Estudio I, en el que también se observaron incrementos de la aEMG del TB, del deltoides y del pectoral con una carga baja correspondiente al peso de la barra vibratoria (15 kg), similar al nivel de carga inferior (20 %MSL) utilizado durante el Estudio III.

4.3. Limitaciones

Una limitación de los Estudios I y II estuvo relacionada con la alineación vertical del acelerómetro durante los protocolos de medida. Aunque se les pidió a los sujetos que sostuvieran la barra vibratoria con la mayor estabilidad posible, sin que modificaran la posición de la muñeca durante los registros, y la alineación del acelerómetro se inspeccionó visualmente para evitar inclinaciones indeseadas, asumimos que fue difícil de alcanzar la alineación perfecta en todo momento.

Otra limitación de la presente tesis, en base a los Estudios I y III, es que no hemos demostramos efectos crónicos del EJV con barra vibratoria. Sin embargo, los efectos agudos observados podrían tener un impacto potencial a largo plazo en funciones neuromusculares específicas, siempre que el estímulo se repita y se module adecuadamente en el tiempo.

También hay que considerar que la aEMG se registró sólo en un total de 4 músculos de las extremidades superiores, mientras que muchos otros grupos musculares del hombro, el codo y la muñeca contribuyeron en los ejercicios de empuje y tracción.

Finalmente, debido a que todos los registros se llevaron a cabo durante ejercicios estáticos, no podemos aclarar si pueden darse resultados similares durante acciones dinámicas, concéntricas o excéntricas, que son en realidad más comunes en las rutinas de entrenamiento.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES PRÁCTICAS

5.1. Conclusiones

- a) El prototipo II de barra vibratoria es válido para el EJV de las extremidades superiores con un amplio rango de f , de condiciones de carga y de tipos de ejercicio (Estudios II y III).
- b) Los valores de f_{out} generados en la barra vibratoria son menores que sus correspondientes valores de f_{in} (Estudios I y II).
- c) La magnitud de la respuesta muscular inducida por la vibración es dependiente de la distancia entre el músculo diana y la zona de agarre o de transmisión de la vibración a través de las manos; a mayor distancia, menor efecto (Estudio I).
- d) f_{out} de 23 Hz y de 31 Hz (Estudio I), y de 42 Hz (Estudio III), son capaces de provocar incrementos significativos en la activación agonista del TB durante el ejercicio estático de *press* de banca (empuje) en comparación con el mismo ejercicio sin vibración.
- e) La vibración no aumenta la activación agonista del BB durante el ejercicio estático de remo acostado (tracción) en comparación con el mismo ejercicio sin vibración (Estudio III).
- f) El incremento en la coactivación antagonista inducido por la vibración es proporcional a la f_{out} y mayor para el BB que para el TB (Estudio III).
- g) El uso de f_{out} altas dentro del rango de entre 18 y 42 Hz, independientemente del nivel de tensión muscular, es el prerequisite más importante para maximizar la respuesta EMG durante el EJV de las extremidades superiores con barra vibratoria (Estudios I y III).

5.2. Recomendaciones prácticas

Teniendo en cuenta los resultados y las conclusiones extraídas de los estudios de la presente tesis, se detallan, a continuación, una serie de recomendaciones prácticas para la prescripción del EJV de las extremidades superiores con barra vibratoria:

- a) Los profesionales del acondicionamiento físico deben considerar el uso de una barra vibratoria como un método efectivo de entrenamiento neuromuscular y más apropiado para estimular simultáneamente la musculatura de ambas extremidades superiores que la realización de ejercicios sobre plataforma vibratoria, como las flexiones de brazos.
- b) Las variantes en el agarre de una barra vibratoria facilitan la adopción de posturas más seguras y cómodas para las muñecas, así como la realización de una mayor variedad de ejercicios.
- c) Los usuarios pueden, de forma progresiva y efectiva, incrementar la intensidad del estímulo neuromuscular durante el EJV con barra vibratoria mediante la modulación de la f_{out} (en el rango efectivo, 18-42 Hz), de la resistencia externa (sobrecargando la barra vibratoria casi hasta los niveles de carga máxima sostenible, MSL) y del tipo de ejercicio (remo acostado y *press* de banca horizontal estático) sin que se produzcan excesivas alteraciones en su rendimiento mecánico.
- d) Si el objetivo es maximizar la respuesta EMG del deltoides anterior y del pectoral mayor durante el ejercicio de *press* de banca horizontal, esto es posible con f_{out} de 23 Hz y 31 Hz durante la extensión completa de codos (180°), pero solo es posible con f_{out} de al menos 31 Hz durante la flexión de codos a 90° .
- e) Si el objetivo es maximizar la activación agonista del TB y del BB durante los ejercicios estáticos de remo acostado y de *press* de banca horizontal, esto es posible para el TB, pero no para el BB, usando f_{out} de al menos 31 Hz, y preferentemente de ~ 42 Hz, independientemente del nivel de carga usado en el rango del 20-80 %MSL.
- f) Si el objetivo es maximizar la coactivación antagonista, esto es posible para ambos grupos musculares, BB y TB, usando f_{out} de 31 Hz y preferentemente de 42 Hz, independientemente del nivel de carga utilizado en el rango del 20-80%MSL.
- g) El hecho de que el incremento observado en la activación agonista y coactivación antagonista mediado por la vibración sea independiente del nivel de carga utilizada,

sugiere que el EJV con barra vibratoria puede ser especialmente adecuado en fases de programas de rehabilitación donde sólo puedan producirse contracciones musculares con niveles bajos de fuerza.

- h) El EJV con barra vibratoria con a_{peak} entre ~ 9 y $56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ no debiera provocar sensaciones agudas de malestar, al menos durante exposiciones diarias a vibración inferiores a 3 min y aplicada de forma intermitente (series de 15 s) en sujetos sanos.

6. PERSPECTIVAS DE FUTURO

Los resultados obtenidos en esta tesis permiten afirmar que el EJV con barra vibratoria puede constituir una modalidad de ejercicio o de terapia en el contexto del entrenamiento y de la rehabilitación válida, segura y efectiva. Sin embargo, a día de hoy, seguimos sin contar con los conocimientos necesarios para establecer leyes fundamentales de aplicación para optimizar el EJV en cualquiera de sus modalidades, especialmente en las extremidades superiores.

En función de los resultados obtenidos en la presente tesis y de acuerdo con otros trabajos, podemos concluir que, en general, para un determinado nivel de D (entre $\sim 1,4 \text{ mm}_{p-p}$ y $3,0 \text{ mm}_{p-p}$), el uso de f altas dentro del rango de entre 18 y 42 Hz, independientemente del nivel de tensión muscular, parece ser el prerrequisito más importante para maximizar la activación muscular en las extremidades superiores. Sin embargo, teniendo en cuenta que la carga de a impuesta al sistema neuromuscular se caracteriza por la interacción entre la f y el D generado en el dispositivo vibratorio, y a partir de los resultados de trabajos recientes (133, 251), es necesario aclarar si niveles de a idénticos derivados de combinaciones diferentes de f y D provocarían de forma consistente respuestas similares en la activación muscular durante el EJV con barra vibratoria. Pero no solo es necesario profundizar en la importancia que pueda tener la a para maximizar la respuesta muscular, sino también en la que puedan tener la dirección de la vibración generada en el dispositivo vibratorio y su orientación o alineación respecto a las partes del cuerpo a las que se transmite el estímulo vibratorio (ya sea aplicado de forma indirecta por las manos o de forma directa al vientre muscular).

Además, más allá de los parámetros de vibración (a , f y A), es necesario identificar si existen unos ejercicios estáticos o dinámicos más apropiados que otros para maximizar la activación muscular durante el EJV transmitiendo el estímulo vibratorio por las manos. Por ejemplo, de acuerdo con nuestros resultados, no podemos recomendar el uso del ejercicio de remo acostado estático si el objetivo es maximizar la respuesta agonista del BB, ya que durante la realización de éste la vibración no provocó cambios en los niveles de activación respecto al mismo ejercicio sin vibración. Sin embargo, sí se han observado incrementos en la aEMG del BB, del TB y del trapecio durante acciones estáticas y dinámicas de *curl* de bíceps (49, 53, 59), pero no durante el *curl* de tríceps ni durante la

elevación lateral de brazos (49). Nuestros resultados, junto con los obtenidos por otros autores en torno a la respuesta biodinámica del sistema mano-brazo, sugieren que diversos factores asociados al tipo de acoplamiento entre la mano y la barra durante el agarre pueden influir en los niveles de transmisibilidad de la vibración y en la magnitud de la respuesta muscular. Futuros estudios deberían centrarse en analizar, durante el EJV de las extremidades superiores, la influencia específica, en la respuesta neuromuscular, de la variación de factores como el tipo de acción (tracción frente a empuje), la fuerza de agarre, el ángulo de flexión y/o de extensión de la muñeca, el tamaño de la empuñadura y la dimensión de la mano, entre otros. Un conocimiento preciso de la influencia de estos factores facilitaría la selección de los ejercicios más adecuados para optimizar el EJV de las extremidades y la modulación controlada de dichos parámetros en función de los objetivos establecidos.

Aunque existen normativas específicas en el ámbito del trabajo para controlar los riesgos derivados de la exposición a vibración a través de las manos en función de la magnitud de ésta, deberían también enmarcarse de forma más precisa los niveles mínimos y máximos de a recomendables para optimizar la relación riesgo-beneficio del EJV con barra vibratoria, especialmente a largo plazo.

Además, aunque los efectos agudos observados en esta tesis podrían tener un impacto a largo plazo en funciones neuromusculares específicas, como la potencia y la fuerza muscular, siempre que el estímulo se repita y se module adecuadamente en el tiempo, es necesario abordar estudios específicos para demostrarlo.

Finalmente, más allá de las recomendaciones prácticas presentadas en esta tesis en función de los resultados obtenidos, nos gustaría destacar una alternativa concreta de EJV con barra vibratoria potencialmente interesante y beneficiosa. Con un sistema de barra vibratoria como el prototipo II (Estudios II y III), podría transmitirse al músculo un estímulo vibratorio simultáneamente a la estimulación mecánica de la fascia mediante la aplicación de la técnica de masaje miofascial o autoliberación miofascial, popularmente conocida como *foam rolling*. En la última década, las técnicas de masaje miofascial se han convertido en una modalidad de uso común como complemento a los métodos tradicionales para el tratamiento terapéutico de los tejidos blandos. El *foam roller* es, básicamente, un cilindro de espuma, caucho esponjoso o similar de mayor o menor

dureza. Actualmente, se comercializa una gran variedad de *foam rollers* de diferentes composiciones, tamaños y durezas. La técnica consiste en hacer rodar la zona que se debe tratar (músculo, tendón) lenta y repetidamente sobre el *foam roller* con una presión determinada para provocar la estimulación mecánica de las fascias (figura 6-1).



Figura 6-1. Ejercicios clásicos de autoliberación miofascial realizados con *foam roller*. Izquierda, ejercicio focalizado en el masaje miofascial del músculo tensor de la fascia lata; derecha, ejercicio de autoliberación miofascial de los isquiotibiales.

De forma similar, la autoliberación miofascial o el masaje miofascial con barra vibratoria consistiría, básicamente, en rodar el músculo sobre el cilindro central de la barra vibratoria, lo que permite la aplicación simultánea de la estimulación mecánica a la fascia y de la transmisión de la vibración. En este caso, el estímulo vibratorio se aplicaría directamente sobre el vientre muscular en dirección más o menos transversal a las fibras de éste. La figura 6-2 ilustra algunos ejercicios típicos de liberación miofascial con vibración.



Figura 6-2. Izquierda, ejercicio de masaje o autoliberación miofascial de los isquiotibiales con vibración mediante barra vibratoria; derecha, ejercicio asistido de masaje miofascial de los isquiotibiales con vibración mediante barra vibratoria.

El sistema miofascial es una red protectora tridimensional de tejido conectivo, altamente innervado, que envuelve todos los músculos, los órganos, las glándulas y las células del cuerpo, el sistema circulatorio, el nervioso, el musculoesquelético y el tracto

digestivo (258). Cada una de las fascias o formaciones de tejido conectivo contiene diversas concentraciones de colágeno y/o elastina. El colágeno proporciona apoyo, forma y estabilidad, y la elastina aporta flexibilidad. Por tanto, la fascia no es solo una estructura de soporte, sino también un sistema de distribución de tensiones y de comunicación de los diferentes niveles y las diferentes estructuras del cuerpo. La técnica de liberación o autoliberación miofascial se utiliza para tratar las restricciones miofasciales, las adherencias y la cicatrización de los tejidos blandos; y para recuperar los músculos, los tendones, los ligamentos, las fascias y/o la extensibilidad de los tejidos blandos. Por tanto, sus efectos beneficiosos son similares a los que se obtienen mediante las técnicas de estiramiento y masaje. En los últimos años, se ha incrementado la publicación de trabajos científicos basados en el análisis de los efectos del masaje miofascial mediante *foam roller*. En resumen, y de forma similar a los efectos beneficiosos documentados para el EJV, mediante la liberación o autoliberación miofascial con *foam roller* se han observado incrementos agudos de la amplitud de movimiento (259) sin reducciones posteriores del rendimiento muscular (260-262); reducciones en el dolor muscular tardío acompañadas de mejoras del rendimiento en acciones explosivas; incrementos en la amplitud de movimiento articular pasiva y dinámica (263); reducciones de la rigidez arterial y mejoras en la función endotelial (264). Por tanto, ambas modalidades de ejercicio o terapia, el masaje miofascial mediante *foam roller* y el EJV en cualquiera de sus modalidades, parecen provocar de forma independiente efectos similares. Futuros estudios deberían centrarse en el análisis de los efectos agudos y crónicos del masaje miofascial con vibración para determinar si con la aplicación simultánea de ambas técnicas se pueden obtener beneficios adicionales a los que puede generar cada una de ellas de forma independiente.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mester J, Spitzenfeil P, Schwarzer J, Seifriz F. Biological reaction to vibration: Implications for sport. *J Sci Med Sport*. 1999;2(3):211-26.
2. Griffin MJ. *Handbook of human vibration*. London, UK: Academic Press; 1996.
3. Bernard BP. *Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back*. US Department of Health and Human Services, National Institute of Occupational Safety and Health USA. 1997.
4. Zimmerman CL, Cook TM, Rosecrance JC. Operating Engineers: Work-related musculoskeletal disorders and the trade. *Appl Occup Environ Hyg*. 1997;12(10):670-80.
5. Nelson CM, Brereton PF. The European vibration directive. *Ind Health*. 2005;43(3):472-9.
6. Griffin MJ. Measurement, evaluation, and assessment of occupational exposures to hand-transmitted vibration. *Occup Environ Med*. 1997;54(2):73-89.
7. Vergara M, Sancho J-L, Rodríguez P, Pérez-González A. Hand-transmitted vibration in power tools: Accomplishment of standards and users' perception. *Int J Ind Ergon*. 2008;38(9–10):652-60.
8. HSE. *Hand-arm vibration: The Control of Vibration at Work Regulations 2005*. Sudbury: HSE Books; 2005.
9. Pelmeur PL, Wasserman DE. *Hand-arm vibration: a comprehensive guide for occupational health professionals*. 2 ed. Pelmeur PL, Wasserman DE, editors. Beverly Farm, MA, USA: OEM Press; 1998.
10. Voelter-Mahlknecht S, Pritsch M, Gigic B, Langer P, Loeffler KI, Dupuis H, et al. Socio-medicinal aspects of vibration-induced white finger disease. *Disabil Rehabil*. 2008;30(14):999-1013.
11. Cochrane DJ. *The Effect of Vibration Exercise on Aspects of Muscle Physiology and Muscular*. Palmerston North, New Zealand: Massey University; 2010.
12. Whedon GD, Deitrick JE, Shorr E, Toscani V, Davis VB, Stevens E. Modification of the effects of immobilization upon metabolic and physiologic functions of normal men by the use of an oscillating bed. *Am J Med*. 1949;6(6):684-711.
13. Nazarov V, Spivak G. Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theor Pract Phys Cul*. 1985;12:445-50.

14. Hagbarth KE, Eklund G, editors. Motor effects of vibratory stimuli in man. First Nobel Symposium on Muscular Afferents and Motor Control; 1965; Stockholm: Almqvist and Wiksell.
15. Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O, Colli R, Tihanyi J, Von Duvillard SP, et al. The influence of whole body vibration on jumping performance. *Biol Sport*. 1998;15(3):157-64.
16. Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci*. 1999;17(3):177-82.
17. Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol*. 2000;20(2):134-42.
18. Cochrane DJ. Vibration exercise: the potential benefits. *Int J Sports Med*. 2011;32(2):75-99.
19. Cochrane DJ, Stannard SR, Walmsely A, Firth EC. The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *J Sci Med Sport*. 2008;11(6):527-34.
20. Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol*. 2010;108(5):877-904.
21. Hartog JPD. Mechanical vibrations. York, PA: The Mapple Press Company; 1934.
22. Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res*. 2003;17(3):621-4.
23. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(6):1033-41.
24. Lorenzen C, Maschette W, Koh M, Wilson C. Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. *J Sci Med Sport*. 2009;12(6):676-8.
25. Rauch F, Sievanen H, Boonen S, Cardinale M, Degens H, Felsenberg D, et al. Reporting whole-body vibration intervention studies: recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2010;10(3):193-8.
26. Cardinale M. Vibration Exercise. In: Cardinale M, Newton R, Nosaka k, editors. *Strength and Conditioning: Biological Principles and Practical Applications*. 1 ed. Chichester, West Sussex, UK: Wiley-Blackwell; 2011. p. 197-203.

27. Pel JJ, Bagheri J, van Dam LM, van den Berg-Emons HJ, Horemans HL, Stam HJ, et al. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Med Eng Phys.* 2009;31(8):937-44.
28. Kin-Isler A, Acikada C, Aritan S. Effects of vibration on maximal isometric muscle contraction at different joint angles. *Isokinetics Exerc Sci.* 2006;14(3):213-20.
29. Luo J, McNamara BP, Moran K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. *Med Eng Phys.* 2005;27(6):513-22.
30. Cochrane DJ, Hawke EJ. Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers. *J Strength Cond Res.* 2007;21(2):527-31.
31. Wirth B, Zurfluh S, Muller R. Acute effects of whole-body vibration on trunk muscles in young healthy adults. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(3):450-7.
32. Eklund G, Hagbarth KE. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol.* 1966;16:80-92.
33. Martin BJ, Park H-S. Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 1997;75(6):504-11.
34. Ribot-Ciscar E, Rossi-Durand C, Roll JP. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci Lett.* 1998;258(3):147-50.
35. Romaiguere P, Vedel J-P, Pagni S. Effects of tonic vibration reflex on motor unit recruitment in human wrist extensor muscles. *Brain Res.* 1993;602(1):32-40.
36. Lapole T, Perot C. Effects of repeated Achilles tendon vibration on triceps surae force production. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(4):648-54.
37. Feltham MG, van Dieen JH, Coppieters MW, Hodges PW. Changes in joint stability with muscle contraction measured from transmission of mechanical vibration. *J Biomech.* 2006;39(15):2850-6.
38. Jackson S, Turner D. Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88(4):380-6.
39. Yoshitake Y, Shinohara M, Kouzaki M, Fukunaga T. Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *J Appl Physiol.* 2004;97(6):2090-7.
40. Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003;31(1):3-7.

41. Nepocatyč S, Bishop PA, Balilionis G, Richardson MT, Hubner PJ. Acute effect of upper-body vibration on performance in master swimmers. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3396-403.
42. Pujari AN, Neilson RD, Cardinale M, editors. A novel vibration device for neuromuscular stimulation for sports and rehabilitation applications. Conference proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2009; Minneapolis, MN: IEEE.
43. Sands WA, McNeal JR, Stone MH, Russell EM, Jemni M. Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(4):720-5.
44. Roelants M, Verschuere SMP, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res.* 2006;20(1):124-9.
45. Rittweger J, Schiessl H, Felsenberg D. Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: Comparison with squatting as a slow voluntary movement. *Eur J Appl Physiol.* 2001;86(2):169-73.
46. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(10):1794-800.
47. Roelants M, Delecluse C, Verschuere SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(6):901-8.
48. Marín PJ, Herrero AJ, Sainz N, Rhea MR, García-López D. Effects of different magnitudes of whole-body vibration on arm muscular performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(9):2506-11.
49. Tankisheva E, Boonen S, Delecluse C, Druyts H, Verschuere SM. Vibration training for upper body: transmission of platform vibrations through cables. *J Strength Cond Res.* 2014;28(4):1065-71.
50. Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2007;32(6):1156-63.
51. Hand J, Verschuere S, Osternig L. A comparison of whole-body vibration and resistance training on total work in the rotator cuff. *J Athl Train.* 2009;44(5):469-74.
52. Terra B, Teixeira RT, Leite BM, MI RP, PS CG. Effect of Whole Body Vibration on Three Maximum Repetition Sets of Push-ups. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(5 Suppl):S297.

53. Mischi M, Cardinale M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):645-53.
54. Poston B, Holcomb WR, Guadagnoli MA, Linn LL. The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. *J Strength Cond Res.* 2007;21(1):199-203.
55. Silva HR, Couto BP, Szmuchrowski LA. Effects of Mechanical Vibration Applied in the Opposite Direction of Muscle Shortening on Maximal Isometric Strength. *J Strength Cond Res.* 2008;22(4):1031-6.
56. Tripp BL, Faust D, Jacobs P. Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *J Athl Train.* 2009;44(6):617-23.
57. Issurin VB, Liebermann DG, Tenenbaum G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci.* 1994;12(6):561-6.
58. Liebermann DG, Issurin V. Effort perception during isotonic muscle contractions with superimposed mechanical vibratory stimulation. *J Hum Mov Stud.* 1997;32(4):171-86.
59. Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol.* 1999;79(4):306-11.
60. McBride JM, Porcari JP, Scheunke MD. Effect of vibration during fatiguing resistance exercise on subsequent muscle activity during maximal voluntary isometric contractions. *J Strength Cond Res.* 2004;18(4):777-81.
61. Radovanovic S, Day SJ, Johansson H. The impact of whole-hand vibration exposure on the sense of angular position about the wrist joint. *Int Arch Occup Environ Health.* 2006;79(2):153-60.
62. Shinohara M, Moritz CT, Pascoe MA, Enoka RM. Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle. *J Appl Physiol.* 2005;99(5):1835-42.
63. Bongiovanni LG, Hagbarth KE. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J Physiol (Lond).* 1990;423:1-14.
64. Nigg BM, Wakeling JM. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev.* 2001;29(1):37-41.
65. Cardinale M, Lim J. The acute effects of two different whole body vibration frequencies on vertical jump performance. *Med Sport.* 2003;56(4):287-92.
66. Da Silva ME, Nunez VM, Vaamonde D, Fernandez JM, Poblador MS, Garcia-Manso JM, et al. Effects of different frequencies of whole body vibration on muscular performance. *Biol Sport.* 2006;23(3):267-82.

67. Di Giminiani R, Tihanyi J, Safar S, Scrimaglio R. The effects of vibration on explosive and reactive strength when applying individualized vibration frequencies. *J Sports Sci.* 2009;27(2):169-77.
68. Kihlberg S, Attebrant M, Gemne G, Kjellberg A. Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the hand-arm system. *Occup Environ Med.* 1995;52(11):731-7.
69. Maloney-Hinds C, Petrofsky JS, Zimmerman G. The effect of 30 Hz vs. 50 Hz passive vibration and duration of vibration on skin blood flow in the arm. *Med Sci Monit.* 2008;14(3):CR112-6.
70. Gómez AL, Volek JS, Rubin MR, French DN, Ratamess NA, Sharman MJ, et al. Physiological and functional effects of acute low-frequency hand-arm vibration. *J Strength Cond Res.* 2003;17(4):686-93.
71. Rittweger J, Ehrig J, Just K, Mutschelknauss M, Kirsch KA, Felsenberg D. Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: Influence of vibration frequency, amplitude, and external load. *Int J Sports Med.* 2002;23(6):428-32.
72. Adams JB, Edwards D, Serviette D, Bedient AM, Huntsman E, Jacobs KA, et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *J Strength Cond Res.* 2009;23(1):237-45.
73. Pollock RD, Woledge RC, Mills KR, Martin FC, Newham DJ. Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(8):840-6.
74. Preatoni E, Colombo A, Verga M, Galvani C, Faina M, Rodano R, et al. The effects of whole-Body vibration in isolation or combined with strength training in female athletes. *J Strength Cond Res.* 2012;26(9):2495-506.
75. Cochrane DJ. The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. *J Sports Sci Med.* 2011;10:19-30.
76. Bagheri J, van den Berg-Emons RJ, Pel JJ, Horemans HL, Stam HJ. Acute effects of whole-body vibration on jump force and jump rate of force development: a comparative study of different devices. *J Strength Cond Res.* 2012;26(3):691-6.
77. Burström L. The influence of biodynamic factors on the absorption of vibration energy in the human hand and arm. *Nagoya J Med Sci.* 1994;57(3-4):159-67.
78. Burström L, Lundström R. Absorption of vibration energy in the human hand and arm. *Ergonomics.* 1994;37(5):879-90.
79. Dong RG, Welcome DE, McDowell TW, Xu XS, Krajnak K, Wu JZ. A proposed theory on biodynamic frequency weighting for hand-transmitted vibration exposure. *Ind Health.* 2012;50(5):412-24.

80. Ronnestad BR, Holden G, Samnøy LE, Paulsen G. Acute effect of whole-body vibration on power, one-repetition maximum, and muscle activation in power lifters. *J Strength Cond Res*. 2012;26(2):531-9.
81. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(9):1642-50.
82. Moras G, Tous J, Muñoz C, Padullés J, Vallejo L. Electromyographic response during whole-body vibrations of different frequencies with progressive external loads. *Lecturas: EF y Deportes Revista Digital*. 2006.
83. Annino G, Padua E, Castagna C, Di Salvo V, Minichella S, Tsarpela O, et al. Effect of whole body vibration training on lower limb performance in selected high-level ballet students. *J Strength Cond Res*. 2007;21(4):1072-6.
84. Warman G, Humphries B, Purton J. The effects of timing and application of vibration on muscular contractions. *Aviat Space Environ Med*. 2002;73(2):119-27.
85. Barry DT, Cole NM. Fluid mechanics of muscle vibrations. *Biophys J*. 1988;53(6):899-905.
86. Yue Z, Mester J. A modal analysis of resonance during the whole-Body Vibration. *Stud Appl Mathem*. 2004;112(3):293-314.
87. Randall JM, Matthews, R.T. & Stiles, M.A. Resonant frequencies of standing humans. *Ergonomics*. 1997;40.
88. Herterich J, Schnauber H. The effects of vertical mechanical vibration on standing man. *J Low Freq Noise Vibrat*. 1992;11(2):52-61.
89. Kitazaki S, Griffin MJ. Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture. *J Biomech*. 1997;31(2):143-9.
90. Mansfield NJ, Griffin MJ. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *J Biomech*. 2000;33(8):933-41.
91. Wakeling JM, Nigg BM. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *J Appl Physiol*. 2001;90(2):412-20.
92. Rubin C, Fritton JC, Pope M, Magnusson M, Hansson T, McLeod K. Transmissibility of 15-Hertz to 35-Hertz Vibrations to the Human Hip and Lumbar Spine: Determining the Physiologic Feasibility of Delivering Low-Level Anabolic Mechanical Stimuli to Skeletal Regions at Greatest Risk of Fracture because of Osteoporosis. *Spine*. 2003;28(23):2621-7.
93. Dong RG, McDowell TW, Welcome DE. Biodynamic response at the palm of the human hand subjected to a random vibration. *Ind Health*. 2005;43(1):241-55.

94. Mester J, Kleinoder H, Yue Z. Vibration training: Benefits and risks. *J Biomech.* 2006;39:1056-65.
95. Wakeling JM, Nigg BM, Rozitis AI. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol.* 2002;93(3):1093-103.
96. Pope MH, Broman H, Hansson T. Factors affecting the dynamic response of the seated subject. *J Spinal Disord.* 1990;3(2):135-42.
97. Hinz B, Seidel H. The nonlinearity of the human body's dynamic response during sinusoidal whole body vibration. *Ind Health.* 1987;25(4):169-81.
98. Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech.* 1996;29(12):1531-7.
99. Kiiski J, Heinonen A, Jarvinen T, Kannus P, Sievanen H. Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body. *J Bone Miner Res.* 2008;23(8):1318-25.
100. Crewther B, Cronin J, Keogh J. Gravitational forces and whole body vibration: Implications for prescription of vibratory stimulation. *Phys Ther Sport.* 2004;5(1):37-43.
101. Aldien Y, Marcotte P, Rakheja S, Boileau PE. Influence of hand–arm posture on biodynamic response of the human hand–arm exposed to zh-axis vibration. *Int J Ind Ergon.* 2006;36(1):45-59.
102. Dong RG, Rakheja S, Schopper AW, Han B, Smutz WP. Hand-transmitted vibration and biodynamic response of the human hand-arm: a critical review. *Crit Rev Biomed Eng.* 2001;29(4):393-439.
103. Adewusi SA, Rakheja S, Marcotte P, Boutin J. Vibration transmissibility characteristics of the human hand–arm system under different postures, hand forces and excitation levels. *J Sound Vib.* 2010;329(14):2953-71.
104. Concettoni E, Griffin M. The apparent mass and mechanical impedance of the hand and the transmission of vibration to the fingers, hand, and arm. *J Sound Vib.* 2009;325(3):664-78.
105. Dong RG, Welcome DE, Wu JZ. Estimation of biodynamic forces distributed on the fingers and the palm exposed to vibration. *Ind Health.* 2005;43(3):485-94.
106. Dong RG, Wu JZ, Welcome DE. Recent advances in biodynamics of human hand-arm system. *Ind Health.* 2005;43(3):449-71.

107. Lidström IM. Vibration injury in rock drillers, chiselers, and grinders. Some views on the relationship between the quantity of energy absorbed and the risk of occurrence of vibration injury. In: Wasserman DE, Taylor W, Curry MG, editors. *Proceedings of the international conference on hand-arm vibration*; Cincinnati, Ohio 1977. p. 77–83.
108. Kihlberg S. Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder. *Int J Ind Ergon*. 1995;16(1):1-8.
109. Pyykkö I, Färkkilä M, Toivanen J, Korhonen O, Hyvärinen J. Transmission of vibration in the hand-arm system with special reference to changes in compression force and acceleration. *Scand J Work Environ Health*. 1976;2(2):87-95.
110. Reynolds DD, Angevine EN. Hand-arm vibration, part II: Vibration transmission characteristics of the hand and arm. *J Sound Vib*. 1977;51(2):255-65.
111. Reynolds DD, Falkenberg RJ. A study of hand vibration on chipping and grinding operators, part II: Four-degree-of-freedom lumped parameter model of the vibration response of the human hand. *J Sound Vib*. 1984;95(4):499-514.
112. Dong RG, Welcome DE, McDowell TW, Wu JZ, Schopper AW. Frequency weighting derived from power absorption of fingers-hand-arm system under z(h)-axis vibration. *J Biomech*. 2006;39(12):2311-24.
113. Sakakibara H, Kondo T, Miyao M, Yamada S, Nakagawa T, Kobayashi F, et al. Transmission of hand-arm vibration to the head. *Scand J Work Environ Health*. 1986;12(4):359-61.
114. Dupuis H, Hartung E, Hammer W. Biomechanisches Verhalten, muskelreaktion und subjektive wahrnehmung bei schwingungserregung der oberen extremitäten zwischen 8 und 80 Hz. *Int Arch Occup Environ Health*. 1976;37(1):9-34.
115. Iwata H, Dupuis H, Hartung E. Transmission of horizontal sinus vibrations to the upper extremities in the semiprone position and reaction of M. biceps. *Int Arch Arbeitsmed*. 1972;30(4):313-28.
116. Rohmert W, Wos H, Norlander S, Helbig R. Effects of vibration on arm and shoulder muscles in three body postures. *Eur J Appl Physiol*. 1989;59(4):243-8.
117. Bovenzi M. Health effects of mechanical vibration. *G Ital Med Lav Ergon*. 2005;27(1):58-64.
118. McDowell TW, Kashon ML, Welcome DE, Warren-C, Dong RG. Relationships between psychometrics, exposure conditions, and vibration power absorption in the hand-arm system. In: Bovenzi M, Peretti A, Nataletti P, Moschioni G, editors. *11th International Conference on Hand-Arm-Vibration*; June 3-7; Bologna, Italy 2007.

119. Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003;31:61-7.
120. Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *J Physiol.* 1973;230(2):371-90.
121. Moritani T, Muro M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol.* 1987;56(3):260-5.
122. Marín PJ, Bunker D, Rhea MR, Ayllon FN. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res.* 2009;23(8):2311-6.
123. Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM. Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *J Strength Cond Res.* 2010;24(7):1860-5.
124. Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. Skeletal muscle EMG changes during whole body vibration: the influence of frequency and amplitude. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(5 Suppl):S435.
125. Ritzmann R, Gollhofer A, Kramer A. The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *Eur J Appl Physiol.* 2013;113(1):1-11.
126. Perchthaler D, Horstmann T, Grau S. Variations in neuromuscular activity of thigh muscles during whole-body vibration in consideration of different biomechanical variables. *J Sports Sci Med.* 2013;12(3):439-46.
127. Berschin G, Sommer H-M. Vibration strength training and joint stabilization: EMG based examination of the influence of vibration frequency and posture on muscle activation and co-activation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin.* 2004;55(6):152-6.
128. Zaidell LN, Mileva KN, Sumners DP, Bowtell JL. Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. *PLoS One.* 2013;8(12):e85247.
129. Torvinen S, Sievänen H, Järvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: A randomized cross-over study. *Int J Sports Med.* 2002;23(5):374-9.
130. Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Järvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2002;22(2):145-52.

131. Humpries B, Warman G, Purton J, Doyle TLA, Dugan E. The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *J Sci Med Sport*. 2004;3(1):16-22.
132. Luo J, McNamara B, Moran K. Effect of vibration training on neuromuscular output with ballistic knee extensions. *J Sports Sci*. 2008;26(12):1365-73.
133. Marín PJ, Santos-Lozano A, Santin-Medeiros F, Vicente-Rodríguez G, Casajus JA, Hazell TJ, et al. Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: potential use of vibration accessories. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012;22(3):456-62.
134. Luo J, Clarke M, McNamara B, Moran K. Influence of resistance load on neuromuscular response to vibration training. *J Strength Cond Res*. 2009;23(2):420-6.
135. Moran K, McNamara B, Luo J. Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic bicep curls. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(3):526-33.
136. García-Gutiérrez MT, Rhea MR, Marín PJ. A comparison of different vibration exercise techniques on neuromuscular performance. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2014;14(3):303-10.
137. Cochrane DJ, Black MJ, Barnes MJ. Does acute side-alternating vibration exercise enhance ballistic upper-body power? *Int J Sports Med*. 2014;35(12):1006-11.
138. Gabriel DA, Basford JR, An KN. Vibratory facilitation of strength in fatigued muscle. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(9):1202-5.
139. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 1988;20(5 Suppl):S135-45.
140. Tyler AE, Hutton RS. Was Sherrington right about co-contractions? *Brain Res*. 1986;370(1):171-5.
141. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med*. 1988;16(2):113-22.
142. Pearson RS. An electromyographic investigation on co-ordination of the activity of antagonist muscles in man during the development of a motor habit. *Pavlov J of Higher Nerv*. 1958;8:13-23.
143. Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol*. 1992;73(3):911-7.
144. Rothmuller C, Cafarelli E. Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *J Physiol*. 1995;485 (Pt 3):857-64.

145. Jones LA, Hunter IW. Effect of muscle tendon vibration on the perception of force. *Exp Neurol*. 1985;87(1):35-45.
146. Herda TJ, Ryan ED, Smith AE, Walter AA, Bembien MG, Stout JR, et al. Acute effects of passive stretching vs vibration on the neuromuscular function of the plantar flexors. *Scand J Med Sci Sports*. 2009;19(5):703-13.
147. Richardson MS, Cramer JT, Bembien DA, Shehab RL, Glover J, Bembien MG. Effects of age and ACL reconstruction on quadriceps gamma loop function. *J Geriatr Phys Ther*. 2006;29(1):28-34.
148. Bongiovanni LG, Hagbarth KE, Stjernberg L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *J Physiol (Lond)*. 1990;423:15-26.
149. Mottram CJ, Maluf KS, Stephenson JL, Anderson MK, Enoka RM. Prolonged vibration of the biceps brachii tendon reduces time to failure when maintaining arm position with a submaximal load. *J Neurophysiol*. 2006;95(2):1185-93.
150. Machado A, Garcia-Lopez D, Gonzalez-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(2):200-7.
151. Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Van Hoecke J, Narici MV. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand*. 2003;177(1):69-78.
152. Pollock RD, Woledge RC, Martin FC, Newham DJ. Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. *J Appl Physiol*. 2012;112(3):388-95.
153. Ritzmann R, Kramer A, Gruber M, Gollhofer A, Taube W. EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes? *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(1):143-51.
154. Fratini A, Cesarelli M, Bifulco P, Romano M. Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(4):710-8.
155. Turker KS. Electromyography: some methodological problems and issues. *Phys Ther*. 1993;73(10):698-710.
156. Marín PJ, Santos-Lozano A, Santin-Medeiros F, Delecluse C, Garatachea N. A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(4):616-21.
157. Fratini A, La Gatta A, Bifulco P, Romano M, Cesarelli M. Muscle motion and EMG activity in vibration treatment. *Med Eng Phys*. 2009;31(9):1166-72.

158. Basmajian JV, Stecko G. A new bipolar electrode for electromyography. *J Appl Physiol.* 1962;17(5):849-.
159. Mileva KN, Bowtell JL, Kossev AR. Effects of low-frequency whole-body vibration on motor-evoked potentials in healthy men. *Exp Physiol.* 2009;94(1):103-16.
160. Alizadeh-Meghbrazi M, Masani K, Zariffa J, Sayenko DG, Popovic MR, Craven BC. Effect of whole-body vibration on lower-limb EMG activity in subjects with and without spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2014;37(5):525-36.
161. Sebik O, Karacan I, Cidem M, Turker KS. Rectification of SEMG as a tool to demonstrate synchronous motor unit activity during vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(2):275-84.
162. Xu L, Rabotti C, Mischi M. Novel Vibration-Exercise Instrument With Dedicated Adaptive Filtering for Electromyographic Investigation of Neuromuscular Activation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2012;21(2):265-82.
163. Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, Cardinale M, Bonifazi M, Tihanyi J, et al. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol.* 2000;81(6):449-54.
164. Cormie P, Deane RS, Triplett NT, McBride JM. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *J Strength Cond Res.* 2006;20(2):257-61.
165. Bazett-Jones DM, Finch HW, Dugan EL. Comparing the effects of various whole-body vibration accelerations on counter-movement jump performance. *J Sports Sci Med.* 2008;7(1):144-50.
166. Dallas G, Kirialanis P, Mellos V. The acute effect of whole body vibration training on flexibility and explosive strength of young gymnasts. *Biol Sport.* 2014;31(3):233-7.
167. Armstrong WJ, Grinnell DC, Warren GS. The acute effect of whole-body vibration on the vertical jump height. *J Strength Cond Res.* 2010;24(10):2835-9.
168. Cochrane DJ, Stannard SR. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med.* 2005;39(11):860-5.
169. Cochrane DJ, Booker H. Does acute vibration exercise enhance horizontal jump performance? *J Sports Sci Med.* 2014;13(2):315-20.
170. Bosco C, Colli R, Intorini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A, et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clin Physiol.* 1999;19(2):183-7.

171. Rhea MR, Kenn JG. The effect of acute applications of whole-body vibration on the iTonic platform on subsequent lower-body power output during the back squat. *J Strength Cond Res.* 2009;23(1):58-61.
172. Cochrane DJ, Stannard SR, Sargeant AJ, Rittweger J. The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103(4):441-8.
173. Artero EG, Espana-Romero V, Ortega FB, Jimenez-Pavon D, Carreno-Galvez F, Ruiz JR, et al. Use of whole-body vibration as a mode of warming up before counter movement jump. *J Sports Sci Med.* 2007;6(4):574-5.
174. de Ruiter CJ, van der Linden RM, van der Zijden MJA, Hollander AP, de Haan A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88(4-5):472-5.
175. Erskine J, Smillie I, Leiper J, Ball D, Cardinale M. Neuromuscular and hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in healthy young men. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2007;27(4):242-8.
176. Cochrane DJ, Legg SJ, Hooker MJ. The short-term effect of whole-body vibration training on vertical jump, sprint, and agility performance. *J Strength Cond Res.* 2004;18(4):828-32.
177. Sale D. Postactivation potentiation: role in performance. *Br J Sports Med.* 2004;38(4):386-7.
178. De Ruiter CJ, De Haan A. Temperature effect on the force/velocity relationship of the fresh and fatigued human adductor pollicis muscle. *Pflugers Arch.* 2000;440(1):163-70.
179. Kerschman-Schindl K, Grampp S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, et al. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin Physiol.* 2001;21(3):377-82.
180. Marín PJ, Herrero AJ, Milton JG, Hazell TJ, García-López D. Whole-body vibration applied during upper body exercise improves performance. *J Strength Cond Res.* 2013;27(7):1807-12.
181. Marín PJ, Herrero AJ, Zarzosa F, Rhea MR, García-López D. Vertical whole-body vibrations improve the total volume of a biceps curl set to failure. *Eur J Sport Sci.* 2010;10(6):385 - 90.
182. Fagnani F, Giombini A, Di Cesare A, Pigozzi F, Di Salvo V. The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85(12):956-62.

183. Rønnestad BR. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *J Strength Cond Res.* 2004;18(4):839-45.
184. Marshall LC, Wyon MA. The effect of whole-body vibration on jump height and active range of movement in female dancers. *J Strength Cond Res.* 2012;26(3):789-93.
185. Delecluse C, Roelants M, Diels R, Koninckx E, Verschueren S. Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *Int J Sports Med.* 2005;26(8):662-8.
186. Wang HK, Un CP, Lin KH, Chang EC, Shiang TY, Su SC. Effect of a combination of whole-body vibration and low resistance jump training on neural adaptation. *Res Sports Med.* 2014;22(2):161-71.
187. Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Järvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(9):1523-8.
188. Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Pasanen M, Kontulainen S, Nenonen A, et al. Effect of 8-Month Vertical Whole Body Vibration on Bone, Muscle Performance, and Body Balance: A Randomized Controlled Study. *J Bone Miner Res.* 2003;18(5):876-84.
189. Roelants M, Delecluse C, Goris M, Verschueren S. Effects of 24 Weeks of Whole Body Vibration Training on Body Composition and Muscle Strength in Untrained Females. *Int J Sports Med.* 2004;25(1):1-5.
190. Russo CR, Lauretani F, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Guralnik JM, et al. High-Frequency Vibration Training Increases Muscle Power in Postmenopausal Women. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(12):1854-7.
191. de Ruiter CJ, van Raak SM, Schilperoort JV, Hollander AP, de Haan A. The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *Eur J Appl Physiol.* 2003;90(5-6):595-600.
192. Marín PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res.* 2010;24(2):548-56.
193. Osawa Y, Oguma Y, Ishii N. The effects of whole-body vibration on muscle strength and power: a meta-analysis. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2013;13(3):380-90.
194. Mikhael M, Orr R, Amsen F, Greene D, Fiatarone Singh MA. Effect of standing posture during whole body vibration training on muscle morphology and function in older adults: A randomised controlled trial. *BMC Geriatr.* 2010;10(1):74.

195. Jacobs PL, Burns P. Acute enhancement of lower-extremity dynamic strength and flexibility with whole-body vibration. *J Strength Cond Res.* 2009;23(1):51-7.
196. Mileva KN, Naleem AA, Biswas SK, Marwood S, Bowtell JL. Acute effects of a vibration-like stimulus during knee extension exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(7):1317-28.
197. Stewart JA, Cochrane DJ, Morton RH. Differential effects of whole body vibration durations on knee extensor strength. *J Sci Med Sport.* 2009;12(1):50-3.
198. Kemertzis MA, Lythgo ND, Morgan DL, Galea MP. Ankle flexors produce peak torque at longer muscle lengths after whole-body vibration. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(11):1977-83.
199. McBride JM, Nuzzo JL, Dayne AM, Israetel MA, Nieman DC, Triplett NT. Effect of an acute bout of whole body vibration exercise on muscle force output and motor neuron excitability. *J Strength Cond Res.* 2010;24(1):184-9.
200. Ronnestad BR. Acute effects of various whole body vibration frequencies on 1RM in trained and untrained subjects. *J Strength Cond Res.* 2009;23(7):2068-72.
201. Mahieu NN, Witvrouw E, Van de Voorde D, Michilsens D, Arbyn V, Van den Broecke W. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *J Athl Train.* 2006;41(3):286-93.
202. Cheng CF, Cheng KH, Lee YM, Huang HW, Kuo YH, Lee HJ. Improvement in running economy after 8 weeks of whole-body vibration training. *J Strength Cond Res.* 2012;26(12):3349-57.
203. Kvorning T, Bagger M, Caserotti P, Madsen K. Effects of vibration and resistance training on neuromuscular and hormonal measures. *Eur J Appl Physiol.* 2006;96(5):615-25.
204. Bogaerts A, Delecluse C, Claessens AL, Coudyzer W, Boonen S, Verschueren SM. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol.* 2007;62(6):630-5.
205. Marín PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res.* 2010;24(3):871-8.
206. Xu L, Cardinale M, Rabotti C, Beju B, Mischi M. Title: 8-week vibration training of the elbow flexors by force modulation: effects on dynamic and isometric strength. *J Strength Cond Res.* 2015.
207. Kraemer WJ, Ratamess NA. Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. *Sports Med.* 2005;35(4):339-61.

208. Rønnestad BR, Nygaard H, Raastad T. Physiological elevation of endogenous hormones results in superior strength training adaptation. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(9):2249-59.
209. Cardinale M, Soiza RL, Leiper JB, Gibson A, Primrose WR. Hormonal responses to a single session of wholebody vibration exercise in older individuals. *Br J Sports Med.* 2010;44(4):284-8.
210. Di Loreto C, Ranchelli A, Lucidi P, Murdolo G, Parlanti N, De Cicco A, et al. Effects of whole-body vibration exercise on the endocrine system of healthy men. *J Endocrinol Invest.* 2004;27(4):323-7.
211. Giunta M, Rigamonti AE, Agosti F, Patrizi A, Compri E, Cardinale M, et al. Combination of external load and whole body vibration potentiates the GH-releasing effect of squatting in healthy females. *Horm Metab Res.* 2013;45(8):611-6.
212. Goto K, Takamatsu K. Hormone and lipolytic responses to whole body vibration in young men. *Jpn J Physiol.* 2005;55(5):279-84.
213. Giunta M, Cardinale M, Agosti F, Patrizi A, Compri E, Rigamonti AE, et al. Growth hormone-releasing effects of whole body vibration alone or combined with squatting plus external load in severely obese female subjects. *Obes Facts.* 2012;5(4):567-74.
214. Di Giminiani R, Fabiani L, Baldini G, Cardelli G, Giovannelli A, Tihanyi J. Hormonal and neuromuscular responses to mechanical vibration applied to upper extremity muscles. *PLoS One.* 2014;9(11):e111521.
215. Gyulai G, Racz L, Di Giminiani R, Tihanyi J. Effect of whole body vibration applied on upper extremity muscles. *Acta Physiol Hung.* 2013;100(1):37-47.
216. Hough T. Ergographic studies in muscular soreness. *Am J Physiol.* 1902;7(1):76-92.
217. Gulick DT, Kimura IF. Delayed onset muscle soreness: what is it and how do we treat it? *J Sport Rehabil.* 1996;5(3):234-43.
218. De Gail P, Lance WP, Neilson PD. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanics produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1966;29:1-11.
219. Cheung K, Hume P, Maxwell L. Delayed onset muscle soreness : treatment strategies and performance factors. *Sports Med.* 2003;33(2):145-64.
220. Veqar Z, Imtiyaz S. Vibration Therapy in Management of Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS). *J Clin Diagn Res.* 2014;8(6):LE01-4.

221. Broadbent S, Rousseau JJ, Thorp RM, Choate SL, Jackson FS, Rowlands DS. Vibration therapy reduces plasma IL6 and muscle soreness after downhill running. *Br J Sports Med*. 2010;44(12):888-94.
222. Lau WY, Nosaka K. Effect of vibration treatment on symptoms associated with eccentric exercise-induced muscle damage. *Am J Phys Med Rehabil*. 2011;90(8):648-57.
223. Mohammadi H, Sahebazamani M. Influence of vibration on some of functional markers of delayed onset muscle soreness. *Int J Appl Exerc Physiol*. 2012;1(2).
224. Rhea MR, Bunker D, Marin PJ, Lunt K. Effect of iTonic whole-body vibration on delayed-onset muscle soreness among untrained individuals. *J Strength Cond Res*. 2009;23(6):1677-82.
225. Weerakkody NS, Percival P, Hickey MW, Morgan DL, Gregory JE, Canny BJ, et al. Effects of local pressure and vibration on muscle pain from eccentric exercise and hypertonic saline. *Pain*. 2003;105(3):425-35.
226. Bakhtiary AH, Safavi-Farokhi Z, Aminian-Far A. Influence of vibration on delayed onset of muscle soreness following eccentric exercise. *Br J Sports Med*. 2007;41(3):145-8.
227. Serravite DH, Perry A, Jacobs KA, Adams JA, Harriell K, Signorile JF. Whole body periodic acceleration reduces levels of delayed onset muscle soreness after eccentric exercise. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014;9(6):985-92.
228. Wheeler AA, Jacobson BH. Effect of whole-body vibration on delayed onset muscular soreness, flexibility, and power. *J Strength Cond Res*. 2013;27(9):2527-32.
229. Imtiyaz S, Veqar Z, Shareef MY. To compare the effect of vibration therapy and massage in prevention of delayed onset muscle soreness (DOMS). *J Clin Diagn Res*. 2014;8(1):133-6.
230. Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor deficits contributing to glenohumeral instability. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(400):98-104.
231. Lephart SM, Riemann BL, Fu FH. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Champaign, IL: Human Kinetics; 2000.
232. Tripp BL, Yochem EM, Uhl TL. Functional fatigue and upper extremity sensorimotor system acuity in baseball athletes. *J Athl Train*. 2007;42(1):90-8.
233. Borsa PA, Lephart SM, Kocher MS, Lephart SP. Functional assessment and rehabilitation of shoulder proprioception for glenohumeral instability *J Sport Rehabil*. 1994;3(1):84-104.

234. Eklund G. Position sense and state of contraction; the effects of vibration. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1972;35(5):606-11.
235. Capaday C, Cooke JD. Vibration-induced changes in movement-related EMG activity in humans. *Exp Brain Res*. 1983;52(1):139-46.
236. Inglis JT, Frank JS. The effect of agonist/antagonist muscle vibration on human position sense. *Exp Brain Res*. 1990;81(3):573-80.
237. Rogers DK, Bendrups AP, Lewis MM. Disturbed proprioception following a period of muscle vibration in humans. *Neurosci Lett*. 1985;57(2):147-52.
238. Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res*. 1982;47(2):177-90.
239. Grigg P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehabil*. 1994;3(1):2-17.
240. Ribot-Ciscar E, Roll J, Tardy-Gervet MF, Harday F. Alteration of human cutaneous afferent discharges as the result of long lasting vibration. *J Appl Physiol*. 1996;80:1708-15.
241. Ribot-Ciscar E, Vedel JP, Roll JP. Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neurosci Lett*. 1989;104(1-2):130-5.
242. Fontana TL, Richardson CA, Stanton WR. The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Aust J Physiother*. 2005;51(4):259-63.
243. Melnyk M, Kofler B, Faist M, Hodapp M, Gollhofer A. Effect of a Whole-Body Vibration Session on Knee Stability. *Int J Sports Med*. 2008.
244. Hopkins T, Pak JO, Robertshaw AE, Feland JB, Hunter I, Gage M. Whole body vibration and dynamic restraint. *Int J Sports Med*. 2008;29(5):424-8.
245. Moezy A, Olyaei G, Hadian M, Razi M, Faghihzadeh S. A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med*. 2008;42(5):373-8.
246. Berschin G, Sommer B, Behrens A, Sommer HM. Whole body vibration exercise protocol versus a standard exercise protocol after ACL reconstruction: a clinical randomized controlled trial with short term follow-Up. *J Sports Sci Med*. 2014;13(3):580-9.

247. Fu CL, Yung SH, Law KY, Leung KH, Lui PY, Siu HK, et al. The effect of early whole-body vibration therapy on neuromuscular control after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2013;41(4):804-14.
248. Ritzmann R, Kramer A, Bernhardt S, Gollhofer A. Whole body vibration training - Improving balance control and muscle endurance. *PLoS One.* 2014;9(2):e89905.
249. Abe T, DeHoyos DV, Pollock ML, Garzarella L. Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Eur J Appl Physiol.* 2000;81(3):174-80.
250. Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, et al. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol.* 1999;86(1):188-94.
251. Lienhard K, Vienneau J, Nigg S, Meste O, Colson SS, Nigg BM. Relationship between lower limb muscle activity and platform acceleration during whole-body vibration exercise. *J Strength Cond Res.* 2015;29(10):2844-53.
252. Dong RG, Schopper AW, McDowell TW, Welcome DE, Wu JZ, Smutz WP, et al. Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system. *Med Eng Phys.* 2004;26(6):483-92.
253. Cochrane DJ, Loram ID, Stannard SR, Rittweger J. Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of EMG activity during acute whole-body vibration. *Muscle Nerve.* 2009;40(3):420-9.
254. Ritzmann R, Kramer A, Gollhofer A, Taube W. The effect of whole body vibration on the H-reflex, the stretch reflex, and the short-latency response during hopping. *Scand J Med Sci Sports.* 2013;23(3):331-9.
255. Brooks VB. The neural basis of motor control. New York: Oxford University Press; 1986.
256. Smith AM. The coactivation of antagonist muscles. *Can J Physiol Pharmacol.* 1981;59(7):733-47.
257. Kumar N, Verma VP, Mulo T, Dey A, Majumdar S. Three degree of freedom control of inverted pendulum by using repulsive magnetic levitation. *Int J Recent Trends Eng Tech.* 2013;8(2):91-4.
258. Schleip R. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. *J Bodyw Mov Ther.* 2003;7(2):104-16.
259. Mohr AR, Long BC, Goad CL. Foam Rolling and Static Stretching on Passive Hip Flexion Range of Motion. *J Sport Rehabil.* 2014.

- 260. Halperin I, Aboodarda SJ, Button DC, Andersen LL, Behm DG. Roller massager improves range of motion of plantar flexor muscles without subsequent decreases in force parameters. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9(1):92-102.
- 261. Sullivan KM, Silvey DB, Button DC, Behm DG. Roller-massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(3):228-36.
- 262. MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG, et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res.* 2013;27(3):812-21.
- 263. MacDonald GZ, Button DC, Drinkwater EJ, Behm DG. Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(1):131-42.
- 264. Okamoto T, Masuhara M, Ikuta K. Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. *J Strength Cond Res.* 2014;28(1):69-73.

ESTUDIO

I

Fe de erratas

Se hace constar que los valores descriptivos de la a no corresponden, como se indica, a valores máximos o pico (Acc_{max}), sino que corresponden a valores p-p. Así, en las tablas 1 y 2 del Estudio I, donde dice "*maximal acceleration (Acc_{max})*" debería decir "*Peak-to-peak acceleration (Acc_{p-p})*". De igual forma, a lo largo del texto del Estudio I, donde dice " Acc_{max} ", haciendo referencia a los valores de las tablas 1 y 2, debería decir " Acc_{p-p} ".

Página 2132 (en *ABSTRACT*, línea 12)

Dice: "*Maximal acceleration (Acc_{max})*,..."

Debería decir: "*Peak-to-peak acceleration (Acc_{p-p})*,..."

Página 2132 (en *ABSTRACT*, líneas 17 y 20)

Dice: "... Acc_{max} "

Debería decir: "... Acc_{p-p} "

Página 2133 (en *Experimental Approach to the Problem*, línea 8)

Dice: "...*maximal acceleration (Acc_{max})*."

Debería decir: "...*peak-to-peak acceleration (Acc_{p-p})*."

Página 2136 (en *TABLE 1*)

Dice: "*Maximal acceleration (Acc_{max})*..."

Debería decir: "*Peak-to-peak acceleration (Acc_{p-p})*..."

Dice: " $C Acc_{max}$ " y " $E Acc_{max}$ "

Debería decir: " $C Acc_{p-p}$ " y " $E Acc_{p-p}$ "

Página 2136 (en *TABLE 2*)

Dice: "...*maximal acceleration (Acc_{max})*..."

Debería decir: "...*peak-to-peak acceleration (Acc_{p-p})*..."

Dice: " Acc_{max} "

Debería decir: " Acc_{p-p} " y " Acc_{p-p} "

Página 2137 (en *Statistical Analyses*, líneas 2 y 18)

Dice: "... Acc_{max} ..."

Debería decir: "... Acc_{p-p} ..."

Página 2138 (en *RESULTS*, línea 1)

Dice: "*Vibration Maximal Acceleracion*,..."

Debería decir: "*Vibration Peak-to-peak Acceleracion*,..."

Página 2138 (en *RESULTS*, líneas 4, 6, 10, 11, 12 y 51)

Dice: "... Acc_{max} ..."

Debería decir: "... Acc_{p-p} ..."

Página 2139 (en *RESULTS*, líneas 12 y 15)

Dice: "... Acc_{max} ..."

Debería decir: "... Acc_{p-p} ..."

Página 2139 (en *DISCUSSION*, líneas 3, 12, 36, 45, 54, 57)

Dice: "... Acc_{max} ..."

Debería decir: "... Acc_{p-p} ..."

Página 2141 (en *DISCUSSION*, línea 23)

Dice: "... Acc_{max} ..."

Debería decir: "... Acc_{p-p} ..."

No obstante, considerando que prácticamente en la totalidad de trabajos focalizados en el EJV, la forma más común de expresar la magnitud de la α es mediante los valores pico, cuando se ha hecho alguna referencia a lo largo de este documento de tesis a los valores de α de las tablas 1 y 2 del Estudio I, se han usado los valores pico (α_{peak}) en lugar de los valores de Acc_{p-p} publicados. El propósito de esta conversión es conseguir una mayor homogenización al expresar la magnitud de la α a lo largo de este documento, y facilitar la comparación con otras publicaciones científicas.

Además, se hace constar que en la tabla 4 del Estudio I los valores descriptivos referentes a la magnitud de la Amp_{p-p} son erróneos, ya que corresponden prácticamente al doble de su valor real. El origen de dicho error proviene de la incorrecta multiplicación por un factor de 2 del resultado obtenido al calcular la Amp con la fórmula detallada ($Amp = Acc_{max} / [2\pi Freq]^2$). A continuación se acompaña la tabla 4 con los valores de Amp_{p-p} corregidos. Nótese que dicho cambio no altera los resultados estadísticos principales (coeficiente de variación [CV] y p value).

Téngase también en cuenta que para evitar confusiones a lo largo del documento de esta tesis, cuando se ha hecho alguna referencia a los valores de Amp_{p-p} de la tabla 4, se han usado los valores corregidos en lugar de los valores erróneamente publicados.

Valores de Amp_{p-p} corregidos.

TABLE 4. Peak-to-peak amplitude (Amp_{p-p}) measured directly at the center (C) and at the end (E) of the vibratory bar (VB). Values are means (SD), *n* = 16.

Freq _i (Hz)	C Amp _{p-p} (mm)	E Amp _{p-p} (mm)	Standard error of measurement (SEM)			Coefficient of variation (CV)			<i>p</i> value
			Absolute (mm)	Lower*	Upper*	%	Lower*	Upper*	
20	3.1 (0.2)	2.8 (0.5)	0.2	0.1	0.3	6.0	4.2	10.8	0.035
30	2.7 (0.1)	3.1 (0.2)	0.1	0.1	0.2	3.4	2.4	6.0	0.000
40	2.4 (0.1)	2.8 (0.2)	0.0	0.0	0.1	2.0	1.4	3.6	0.000
50	2.3 (0.1)	2.5 (0.1)	0.0	0.0	0.1	1.8	1.3	3.2	0.007

*Lower and upper refer to lower and upper confidence limits for the mean estimate of the SEM and CV. The level of significance was *p* < 0.05. *p* values correspond to the difference between accelerometer positions at every vibration frequency selected in the inverter (Freq_i).

Página 2132 (en *ABSTRACT*, línea 19)

Dice: "...and 4.6 to 6.1 mm,..."

Debería decir: "...and 2.3 to 3.1 mm,..."

Página 2138 (en *RESULTS*, tercer párrafo)

Dice: "The Amp_{p-p} values measured ranged from 4.62 mm to 6.10 mm..."

Debería decir: "The Amp_{p-p} values measured ranged from 2.3 mm to 3.1 mm..."

Página 2139 (línea 14)

Dice: "...and 6.18 (0.8) mm to 6.01 (0.4) mm,..."

Debería decir: "...and 3.1 (0.4) mm to 3.0 (0.2) mm,..."

Página 2139 (en *DISCUSSION*, línea 11)

Dice: "...(from 4.6 mm to 6.1 mm),..."

Debería decir: "...(from 2.3 mm to 3.1 mm),..."

Página 2135 (en el título de la *Figure 4*)

Dice: "...(vibration condition of 40Hz_i)"

Debería decir: "...(vibration condition of 30Hz_i)"

A VIBRATORY BAR FOR UPPER BODY: FEASIBILITY AND ACUTE EFFECTS ON EMGRMS ACTIVITY

GERARD MORAS,¹ SERGIO RODRÍGUEZ-JIMÉNEZ,¹ JULIO TOUS-FAJARDO,¹ DANIEL RANZ,¹
AND IÑIGO MUJICA^{2,3}

¹Sports Performance Lab, National Institute of Physical Education, Barcelona, Spain; ²USP–Araba Sport Clinic, Vitoria-Gasteiz, Basque Country, Spain; and ³Department of Physiology, Faculty of Medicine and Odontology, University of the Basque Country (UPV-EHU), Spain

ABSTRACT

Moras, G, Rodríguez-Jiménez, S, Tous-Fajardo, J, Ranz, D, and Mujika, I. A vibratory bar for upper body: Feasibility and acute effects on EMGrms activity. *J Strength Cond Res* 24(8): 2132–2142, 2010—The purpose of this study was to determine the feasibility of a purpose-designed vibratory bar (VB) as a potential vibration training device and thereafter to assess its effects on upper-body muscles' electromyographic (EMG) activity during vibration. During session 1, 16 physically active males held the VB during the bench press exercise in an isometric extended position (EP) in the following vibration conditions selected in the inverter (I): no vibration (0), 20, 30, 40, and 50 Hz. Maximal acceleration (Acc_{max}), frequency (Freq), and peak-to-peak amplitude (Amp_{p-p}) obtained at the center (C) and at the end (E) of the VB were assessed using an accelerometer. During session 2, EMGrms of the triceps, deltoid, and pectoralis major were recorded in EP and isometric flexion position (FP) at 0, 25, and 45 Hz. The Acc_{max} , Freq, and Amp_{p-p} values ranged from 37.4 to 96.4 $m \cdot s^{-2}$, 18.5 to 30.8 Hz, and 4.6 to 6.1 mm, respectively. The accelerometer's position had a significant effect on the Acc_{max} and Amp_{p-p} . All Freq obtained at C and E were different ($p < 0.001$) to the Freq. An increase ($p < 0.05$) in EMGrms was observed in both vibration conditions compared with 0 Hz, except during 25Hz, for deltoid and pectoralis muscle in FP. Although no significant differences were found in any of the muscles between 45 Hz, and 25Hz, the highest EMGrms was elicited at 45Hz. Although the registered VBs' parameters seem appropriate for vibration training, the frequency in the FP should be higher than 25 Hz, to induce significant increases in EMGrms in deltoid and pectoralis

muscles. The use of a vibratory bar may be a suitable system to simultaneously stimulate upper-body muscles.

KEY WORDS vibration exercise, neuromuscular, posture, strength, reflex

INTRODUCTION

Vibration training has been promoted during the last decade as an alternative and complementary method to resistance training (26,32). A number of studies have examined its effects on several physiologic systems, including the neuromuscular (38), endocrine (6), cardiovascular (37), sensory (30), circulatory (27), and bone systems (16).

Vibratory stimuli can be applied directly to the targeted tendon (24,28) or muscle belly (18,20) or indirectly through a part of the body to the target muscle(s) (34) in either the lower- (9,33) or upper-body extremities (4,8,19). In the most common and well-investigated indirect method, a subject stands on a vibration platform that transmits the vibration to all the muscles of the lower extremities (38) via the feet. In this case the vibration signal is attenuated during its transmission through soft tissues, which are capable of absorbing and dampening the vibration (15). This means that the amplitude of vibration could be very small in the target muscle and may be insufficient to elicit a training effect (34), especially at the more distant muscles. In contrast, when vibration is directly applied to the tendon or muscle belly, the attenuation of vibration by transmission is much lower (24).

The acute response of the neuromuscular system to different vibration loads may be analyzed by EMG measurements. It is well known that sustained vibration applied to a muscle or tendon can stimulate muscle spindles and elicit a tonic vibration reflex (TVR) primarily via Ia monosynaptic and polysynaptic pathways (12,28). However, as stated earlier, it is important to separate research using the direct application of a vibration signal at the surface of the muscle/tendon unit or an indirect application through platforms or dumbbells. Nevertheless, several studies have reported an increase in EMG activity in both lower- (2,5,17,38) and upper-body muscles (4,24), but to our knowledge, only 4 studies have

No funding was received for this work from any organization.
Address correspondence to Dr. Gerard Moras, gmoras@gencat.net.

24(8)/2132–2142

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2010 National Strength and Conditioning Association

analyzed EMG responses to different vibration frequencies. Two studies (5,17) reported significant differences between some of the vibration frequencies selected, whereas 2 other studies (13,35) observed no difference. To date, no studies using devices similar to the VB presented in this study have examined the acute effects of indirect vibration on the upper body on EMG activity.

Research evaluating the effects of vibration on the upper body is scant, and this may be because the majority of vibration-training devices for the upper extremities are not readily available for purchase (21). For example, Issurin and Tenenbaum constructed an electromotor device to produce superimposed vibration onto an isotonic cable-pulley resistance system (19). Other authors have used a vibratory dumbbell (8,29). Cochrane and Hawke (8) used a commercialized electric-powered dumbbell with a rotating axis that delivered oscillatory movements to the shoulders and arms. More recently, Poston et al. (36) used a vibration apparatus consisting of an electric motor mounted on 1 sleeve of a standard barbell to examine the acute effects on power output in the bench press. An important contribution of that study was their choice of a multijoint upper-body exercise commonly used in resistance training. It is important to emphasize that although all upper-body athletic movements involve the coordination of several joints, most studies involving vibration of an upper limb included single-joint exercises, usually the elbow (24). In addition, most of the vibration systems used in those studies were not designed to simultaneously stimulate upper-body muscles of both upper limbs. With this aim, a vibratory bar was designed to provide an indirect and simultaneous vibratory stimulus equivalent to that found in vibration platforms. However, this device would allow for a wider range of multijoint upper-body exercises in contrast with the widespread platforms, where the options are mainly limited to push-up variations. Given the reported differences between upper- and lower-body muscles in muscle quality (25), time course, and extent of training adaptations (1), more research clearly is needed to determine the effects of vibration on upper-body muscles.

Therefore, the first purpose of this study was to determine the feasibility of a purpose-designed vibratory bar (VB) to produce an intensity of vibration with a peak-to-peak amplitude, frequency, and acceleration range appropriate for vibration training. The second purpose was to assess the reliability of the acceleration measured directly on the VB. The last purpose was to assess the acute effects on electromyographic (EMG) activity during vibration while subjects held the bar in extended and flexed isometric positions during the bench press exercise. First, it was hypothesized that the indirect application of the vibration through the bar would result in a higher EMG activity of the upper-body muscles in all vibration conditions when compared with no vibration condition. Second, it was hypothesized that there would be differences on EMG activity between the different vibration conditions.

MATERIAL AND METHODS

Experimental Approach to the Problem

The use of vibratory bars to provide an indirect and simultaneous vibratory stimulus to upper-body muscles during multijoint exercises seems to be an interesting option for improving neuromuscular performance. For this purpose, a vibratory bar was designed and the acute effects on EMGrs were assessed. The testing procedure included 2 sessions separated by 4 days. During session 1 the vibration maximal acceleration (Acc_{max}), frequency (Freq), and peak-to-peak amplitude (Amp_{p-p}) obtained at the center (C) and at the end (E) of the VB by means of an accelerometer were assessed. Acceleration data were recorded directly on the VB in an isometric extended position (EP) during the bench press exercise with full elbow extension (joint angle of 180 degrees) in the following vibration conditions selected in the inverter (i.e., a device used to adjust the speed of the electromotor according to the required frequency): no vibration (0), 20, 30, 40, and 50 Hz. In session 2, the acute effects of vibration on EMG activity while subjects held the VB were investigated. EMG activity of the triceps (long head), deltoid (anterior fibers), and pectoralis major were recorded in 2 different isometric positions (EP: full elbow extension with joint angle of 180 degrees; and flexion position (FP): elbow joint angle of 90 degrees) in the following vibration conditions: 0, 25, and 45 Hz. For comparison, muscle activation during a maximal voluntary isometric contraction (MVIC) was also recorded.

Subjects

Sixteen male physical education students (age 23.9 ± 3 years, height 180.4 ± 6.5 cm, mass 78.1 ± 8.2 kg) with previous

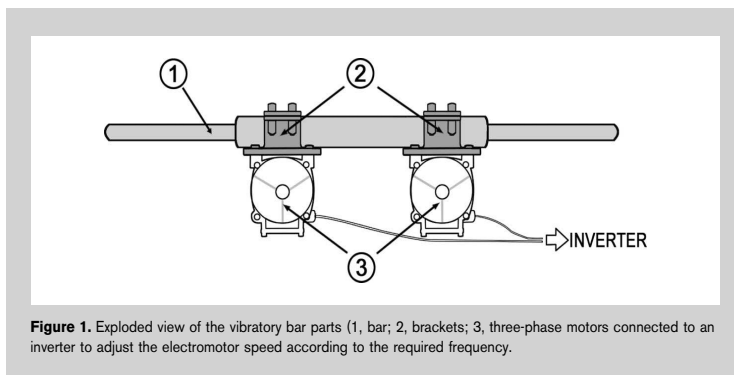




Figure 2. Accelerometer at the center (C) of the bar during isometric extended position (EP).

experience in resistance training and the bench press exercise, but not necessarily in vibration training, volunteered to participate in both sessions of this study. Experience was defined as training in an appropriately supervised environment at least 2 times per week for at least 39 weeks of the year for at least 2 years. However, none of the subjects had a highly trained status. Reasons for exclusion were diabetes, epilepsy, acute hernia, joint implants, any history of severe

musculoskeletal problems in the upper body, or recent operative wounds. All subjects were fully informed of the procedures and risks involved before written consent was obtained. The study was reviewed and approved by an Institutional Review Board of INEFC Barcelona for research with human subjects.

Vibratory Bar Design

The VB consisted of 2 three-phase motors (Italvibras MVSI 3/200E-S90) fixed at the bar with 2 brackets 20 cm apart (Figure 1). The outer diameter of the bar was 50 mm, and 30 mm at the C and right and left E, with a wall thickness of 2.5 mm. The total length of the bar was 1.15 m. The total mass of the VB was 15.0 kg. An inverter (Omron Sysdrive 3G3JV) with a control panel provided the speed reduction of the electromotor. The motors' speed was set at 3,000 rpm. This device was used to adjust the speed of the 3-phase motors according to the required frequency. Three-phase motors were placed near the C of the bar because pilot testing with the motors fixed at the extremes of the bar resulted in uncomfortable and high Amp_{P-P} (around 10 mm) at E. These high amplitudes were considered out of the appropriate range for upper-body vibration training.



Figure 3. Accelerometer at the end (E) of the bar during isometric flexion position (FP).

Accelerometer

A single-axis accelerometer (Ergotest Technology, Langesund, Norway) was fixed to the VB with adhesive tape. The accelerometer was used to measure the vibration acceleration directly at the right E and at C of the VB in the vertical axis (Figure 2). The size of the accelerometer was 35 mm (width) × 55 mm (height) × 15 mm (depth), and the mass was 22 g. The output of the accelerometer was connected to a MuscleLab 4000e unit (Ergotest Technology, Langesund, Norway). The sampling frequency of the acceleration signal was set at 100 Hz.

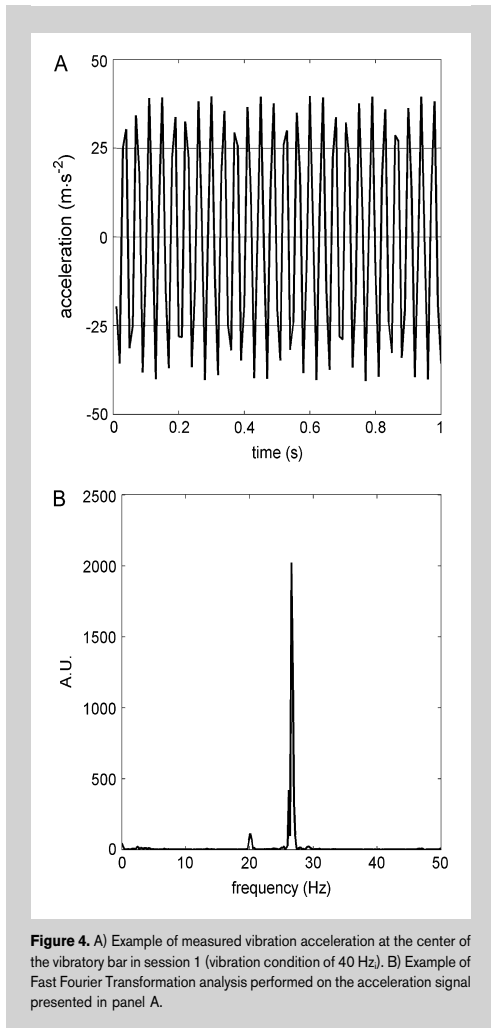


Figure 4. A) Example of measured vibration acceleration at the center of the vibratory bar in session 1 (vibration condition of 40 Hz). B) Example of Fast Fourier Transformation analysis performed on the acceleration signal presented in panel A.

EMG Analysis

EMG activity of triceps brachii (long head), deltoid (anterior fibers), and pectoralis major muscles were recorded with bipolar surface electrodes (Blue Sensor, Medicotest, Olstykke, Denmark) fixed longitudinally to the muscle belly in the right arm with a 25-mm interelectrode distance. The skin was shaved and cleaned with an alcohol swab following Cram and Kasman guidelines (10). The sampling frequency for the EMG signal was 1,000 Hz. Raw EMG signals were preamplified 600 times and filtered through a band-pass filter with low and high cutoff frequencies of 6 and 1,500 Hz, respectively. The filtered signal was converted to a root mean square signal using a AD536 circuit (Analog Devices, Norwood, Massachusetts) with an average constant of

100 ms. The converted signal, the root mean square of the raw signal, was then sampled at 100 Hz using a MuscleLab system (Model 4000e; Ergotest Technology, Langesund, Norway). Electromyography cables were fastened to prevent them from swinging and from motion artifacts.

Elbow Joint Angle Measurement

The joint angle was monitored by means of a goniometer (SG110, Biometrics, UK) in order to locate the elbow joint angle at 180 degrees (extended elbow) or 90 degrees.

Experimental Procedures

The first experimental session started with a standardized warm-up consisting of 5 minutes of cycling on an ergometer without resistance and a general warm-up including arm/shoulder mobilization exercises. Before starting the trials, the subjects were familiarized with the protocol and the equipment used. The Acc data were recorded directly on the VB during an isometric EP in the bench press exercise with full elbow extension (joint angle of 180 degrees) in the following vibration conditions: 0, 20, 30, 40, and 50 Hz_r. The Acc was recorded 3 times in every vibration condition (5 vibration conditions $\times$ 3 trials). In the first trial the accelerometer was positioned at C of the VB (Figure 2). In the second and third trials it was positioned at E of the VB. The third trial was performed to analyze test-retest reliability at E.

The Acc was recorded during 15 seconds in every trial. To standardize the bar-holding position of the hands during both testing sessions, a 90-degree elbow angle was ensured by using a goniometer, thus providing the same muscle participation in all trials (SG110, Biometrics, UK). In addition, the subjects' upper arms were parallel to the ground while lying supine on the bench. In this position, the grasping places on the bar of both index fingers were marked, and then all attempts were performed using these marked places during the testing sessions. Subjects were asked to hold the VB with a pronated grip and not to modify the wrist position while maintaining a straight angle (180 degrees) at the elbow joint during the assessment (Figure 2). Subjects were encouraged to maintain a comfortable and constant grip force throughout the procedure. The vibration conditions were applied in a random order between subjects with a minimum rest of 5 minutes.

The purpose of session 2 was to determine whether vibration could acutely increase the EMG_{rms} values of upper-body muscles. In addition, Acc produced directly at E of the VB was recorded. The same general warm-up as in session 1 was used. Subsequently, the subjects were familiarized with the assessment protocols of the session. After positioning of the electrodes and before assessment protocols were started, a MVIC test was conducted. Using the same grip distance between index fingers as in session 1, subjects performed 2 MVIC over 5 seconds. During all MVIC tests subjects were encouraged to push as hard as possible

TABLE 1. Maximal acceleration (Acc_{max}) measured directly at the center (C) and at the end (E) of the vibratory bar (VB). Values are means (SD), $n = 16$.

Freq _i (Hz)	C Acc_{max} (m·s ⁻²)	E Acc_{max} (m·s ⁻²)	Standard error of measurement (SEM)			Coefficient of variation (CV)			p value
			Absolute (m·s ⁻²)	Lower*	Upper*	%	Lower*	Upper*	
0	0.34 (0.06)	0.52 (0.09)	0.04	0.03	0.07	12.9	8.9	23.8	0.000
20	42.31 (2.2)	37.44 (6.5)	2.26	1.58	3.96	5.6	3.9	10.1	0.028
30	74.58 (2.2)	84.81 (4.4)	2.28	1.60	4.01	3.1	2.2	5.6	0.000
40	84.78 (1.8)	96.41 (6.9)	1.90	1.33	3.24	2.3	1.6	4.0	0.000
50	87.71 (1.6)	92.49 (6.7)	1.53	1.07	2.68	1.7	1.2	3.1	0.033

*Lower and upper refer to lower and upper confidence limits for the mean estimate of the SEE and CV. The level of significance was $p < 0.05$. p values correspond to the difference between accelerometer positions at every vibration frequency selected in the inverter (Freq_i).

against an immovable bar during an isolated bench press at arm angles of 90 degrees. If results differed by more than 10% between trials, a third trial was performed. Arbitrary (mV) data were recorded and normalized (%) data were rescaled in the following muscles: triceps brachii (long head), deltoid (anterior fibers), and pectoralis major. Thereafter, assessment protocols were started after 10 minutes of rest. Acc at E of the VB and EMGrs were recorded during isometric EP and FP. The subjects performed both isometric positions at 0, 25, and 45 Hz_i. The elbow joint angle was monitored by means of a goniometer to ensure 180 degrees or 90 degrees (Figure 3). EMGrs recordings started when the subjects assumed the correct position. Muscle activity and Acc were recorded during 5 seconds before vibration and for the 15 seconds of vibration. At 0 Hz, muscle activity was recorded during 15 seconds. The 6 trials (2 positions $\times$ 3 vibration conditions) were applied to each subject in a random order. Athletes self-selected the rest interval between trials, with a minimum of 5 minutes of rest enforced.

All subjects were encouraged to report any unusual symptoms (e.g., discomfort, queasiness) during vibration exposure in either session.

Data Analysis

An example of the Acc measured at C of the VB is shown in Figure 4A. Fast Fourier Transformation (FFT) analysis (block size of 256 and a Hann window) performed on the acceleration signals showed always only 1 central peak (Figure 4B). The frequency at which this peak component was present was termed "peak frequency" in this study. Because the vibration acceleration of the VB was sinusoidal, the amplitude was calculated as follows: $Amp = Acc_{max} / (2\pi \text{ Freq})$,² where Acc_{max} is the maximal acceleration at peak frequency (m·s⁻²), Amp is the maximum displacement (m) from the equilibrium position in the vertical axis, and Freq is the peak frequency (Hz). Matlab V7.01.1 (Matlab, Mathworks, Natick, Massachusetts) programming environment was used to perform FFT and calculate the Amp. The

TABLE 2. Intertrial reliability (ICC) of the maximal acceleration (Acc_{max}) measured at the end (E) of the vibratory bar (VB). Values are means (SD), $n = 16$.

Freq _i (Hz)	E - Trial 2 Acc_{max} (m·s ⁻²)	E - Trial 3 Acc_{max} (m·s ⁻²)	Standard error of measurement (SEM)			Coefficient of variation (CV)			ICC 95% CI
			Absolute (m·s ⁻²)	Lower*	Upper*	%	Lower*	Upper*	
0	0.52 (0.1)	0.51 (0.1)	0.04	0.03	0.07	6.8	4.7	12.3	0.91 (0.73–0.97)
20	37.44 (6.5)	39.34 (6.0)	3.93	2.75	6.90	11.1	7.7	20.4	0.79 (0.43–0.93)
30	84.81 (4.4)	84.03 (4.7)	3.44	2.41	6.05	4.1	2.8	7.2	0.68 (0.22–0.89)
40	96.41 (6.9)	93.91 (5.7)	4.25	2.97	7.46	4.4	3.1	7.9	0.74 (0.34–0.92)
50	92.49 (6.7)	90.35 (5.9)	2.67	1.87	4.69	3.0	2.1	5.4	0.87 (0.63–0.96)

*Lower and upper refer to lower and upper confidence limits for the mean estimate of the SEE and CV.

TABLE 3. Frequency (Freq) measured directly at the center (C) and at the end (E) of the vibratory bar (VB). Values are means (SD), $n = 16$.

Freq.(Hz)	C Freq (Hz)	E Freq (Hz)	Standard error of measurement (SEM)			Coefficient of variation (CV)			p value
			Absolute (Hz)	Lower*	Upper*	%	Lower*	Upper*	
20	18.63 (0.2)	18.51 (0.2)	0.19	0.13	0.33	1.0	0.7	1.8	0.139
30	26.51 (0.3)	26.44 (0.3)	0.25	0.18	0.44	1.0	0.7	1.7	0.585
40	29.79 (0.3)	29.61 (0.2)	0.33	0.23	0.57	1.1	0.8	1.9	0.108
50	30.79 (0.3)	30.68 (0.3)	0.24	0.17	0.43	0.8	0.6	1.4	0.346

*Lower and upper refer to lower and upper confidence limits for the mean estimate of the SEE and CV. The level of significant was $p < 0.05$. p values correspond to the difference between accelerometer positions at every vibration frequency selected in the inverter (Freq).

acceleration value over a range of 10 seconds (range between 5 and 15 seconds of the registration) was computed for each trial. All values are presented as means (SD).

The EMGrms value over a range of 10 seconds (range between 10 and 20 seconds of the registration for vibration conditions of 25 and 45 Hz, and between 5 and 15 s for 0 Hz conditions) was computed for each trial in each muscle group and selected for statistical analysis. Muscle activity was expressed relative to the measured MVIC values (%MVIC).

Statistical Analyses

Vibration Maximal Acceleration, Peak Frequency and Peak-to-Peak Amplitude. Differences in Acc_{max} , Freq, and $\text{Amp}_{\text{p-p}}$ (dependent variables) between C and E positions of the accelerometer for all vibration conditions are expressed as standard error of measurement (SEM) and coefficient of variation (CV). A spreadsheet that analyzes validity by linear regression proposed by Hopkins was used for calculations (Hopkins WG. Analysis of validity by linear regression [Excel

spreadsheet). In: *A new view of statistics*. sports.org: Internet Society for Sport Science, sports.org/resource/stats/xvalid.xls. 2000). A 1-way analysis of variance (ANOVA) was used to determine whether significant differences existed between vibration conditions in C and E. Additionally, an independent sample t test was used to determine whether significant differences existed between C and E for all vibration conditions. The threshold level for significance was set at $p \leq 0.05$, whereas the confidence intervals (CI) were set at 95%. The intertrial reliability of Acc_{max} at E of the VB was calculated using the intraclass correlation coefficient (ICC).

EMGrms. To determine the effect of vibration conditions (0, 25, and 45 Hz) on EMGrms (dependent variable) during the isometric EP and FP, a 2-factor ANOVA (2 [isometric positions] $\times$ 3 [vibration conditions]) with repeated measures on the subjects was used. For all analysis, statistical significance was set at $p \leq 0.05$. The variables were tested by the Bonferroni honestly significantly difference (HSD) or the

TABLE 4. Peak-to-peak amplitude ($\text{Amp}_{\text{p-p}}$) measured directly at the center (C) and at the end (E) of the vibratory bar (VB). Values are means (SD), $n = 16$.

Freq.(Hz)	C $\text{Amp}_{\text{p-p}}$ (mm)	E $\text{Amp}_{\text{p-p}}$ (mm)	Standard error of measurement (SEM)			Coefficient of variation (CV)			p value
			Absolute (mm)	Lower*	Upper*	%	Lower*	Upper*	
20	6.10 (0.3)	5.44 (0.9)	0.35	0.25	0.62	6.2	4.3	11.0	0.031
30	5.30 (0.2)	6.06 (0.3)	0.18	0.12	0.31	3.4	2.4	6.1	0.000
40	4.77 (0.1)	5.49 (0.3)	0.10	0.07	0.17	2.0	1.4	3.6	0.000
50	4.62 (0.1)	4.91 (0.3)	0.08	0.06	0.15	1.8	1.3	3.2	0.007

*Lower and upper refer to lower and upper confidence limits for the mean estimate of the SEE and CV. The level of significant was $p < 0.05$. p values correspond to the difference between accelerometer positions at every vibration frequency selected in the inverter (Freq).

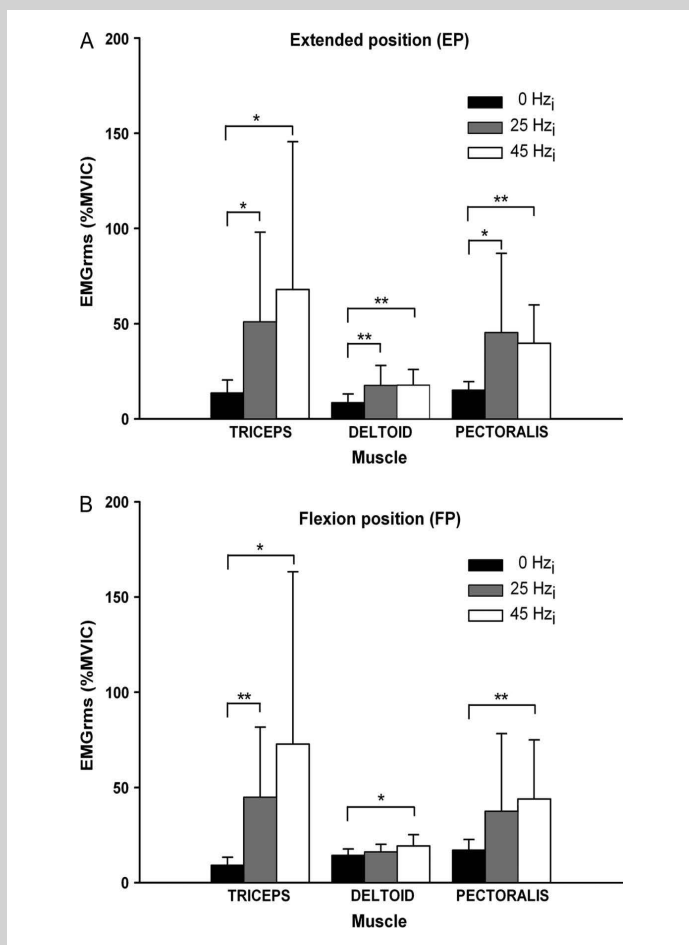


Figure 5. Electromyography root-mean-square (%MVIC [maximal voluntary isometric contraction]) in the triceps brachii muscle (long head), deltoid muscle (anterior fibers), and pectoralis major muscle during A, isometric extended position (EP), and B, isometric flexion position (FP), for all vibration conditions (0, 25 and 45 Hz_i). * $p < 0.05$; † $p < 0.01$. $n = 16$.

Games-Howell test in case the Levene's test was $p > 0.05$ or $p \leq 0.05$, respectively. SPSS 13.0 software was used for all statistical analysis.

RESULTS

Vibration Maximal Acceleration, Peak Frequency, and Peak-To-Peak Amplitude (Session 1)

As can be seen in Table 1, significant differences were found between the Acc_{max} measured at C and E at all vibration conditions selected in the inverter. Significant differences were also found ($p < 0.05$) for Acc_{max} measures among all vibration conditions at C and E, except between 40 Hz_i and

50 Hz_i at E. Although an increase of the Freq_i increased the Acc_{max} , these increases of Acc_{max} were smaller as Freq_i was higher. In fact, Acc_{max} measured at 50 Hz_i was smaller than that measured at 40 Hz_i (96.4 m·s⁻² vs. 92.5 m·s⁻², respectively). The intertrial reliability (ICC) of measurement at E ranged from 0.68 to 0.91 (Table 2).

No significant differences were found between the vibration Freq measured at C and E for any of the conditions (Table 3). Significant differences were found ($p < 0.001$) for Freq measures among all vibration conditions (20, 30, 40, and 50 Hz_i) at C and E. However, Freq obtained at 40 Hz_i and 50 Hz_i resulted in smaller differences than the rest of conditions. All Freq obtained at C and E were significantly different ($p < 0.001$) to the Freq_i. Thus, the variation obtained between the Freq_i 20, 30, 40, and 50 Hz_i and the Freq obtained at C and E were 6.8%, 11.6%, 25.5%, and 38.4% and 7.4%, 11.9%, 26.0%, and 38.6%, respectively.

The Amp_{p-p} values measured ranged from 4.62 mm to 6.10 mm (Table 4). Significant differences were found between the Amp_{p-p} measured at C and E at all vibration conditions. Significant differences were also found ($p < 0.05$) for Amp_{p-p} measures among all

vibration conditions except between 20 Hz_i and 30 Hz_i and between 40 Hz_i and 50 Hz_i at E. Statistical analysis showed that the position of the accelerometer (C or E) had a significant effect on the Acc_{max} and Amp_{p-p}.

None of the subjects reported any unusual symptoms (e.g., discomfort, queasiness) during vibration exposure at either session.

Muscle EMG Activity (Session 2)

As can be seen in Figure 5, triceps brachii (long head) EMG activity (%MVIC) during EP and FP was always significantly higher at 25 Hz_i and 45 Hz_i compared with 0 Hz_i.

Deltoid (anterior fibers) EMGrms (%MVIC) activity during EP and FP was always significantly higher at 45 Hz_i compared with 0 Hz_i, but only during EP at 25 Hz_i (Figure 5).

Pectoralis major EMGrms (%MVIC) activity during EP and FP was always significantly higher at 45 Hz_i compared with 0 Hz_i, but only at 25 Hz_i during EP.

No significant differences were found in any of the muscles between 45 Hz_i and 25 Hz_i, neither at EP nor at FP.

The Freq obtained at E for vibration conditions of 25 Hz_i and 45 Hz_i were 22.98 (0.3) Hz and 30.84 (0.4) Hz, respectively. As expected, these Freq at E were significantly different. The Acc_{max} and the Amp_{p-p} obtained for both vibration conditions ranged from 61.3 (5.3) m·s⁻² to 111.1 (6.2) m·s⁻² and 6.18 (0.8) mm to 6.01 (0.4) mm, respectively. Whereas the Acc_{max} were significantly different, the Amp_{p-p} obtained were not significantly different between them.

DISCUSSION

This study determined the feasibility of a purpose-designed VB to produce an intensity of vibration with an Amp_{p-p}, Freq, and Acc_{max} range appropriate for vibration training. Thereafter, the acute effects of different vibration frequencies on EMG activity using the VB were examined. The VB is capable of simultaneously stimulating upper-body muscles of both limbs via the hands during a multijoint upper-body exercise. To our knowledge, this is the first study to address this topic.

The results of the present investigation showed that Amp_{p-p} (from 4.6 mm to 6.1 mm), Freq (from 18.5 to 30.8 Hz), and Acc_{max} (from 37.4 to 96.4 m·s⁻²) ranges found in the VB were inside those found in the literature for vibration platforms. Indeed, studies have reported vibrations across a range of amplitudes from <1 mm to 10 mm, frequencies from 15 to 60 Hz, and accelerations that can reach 15 g (1 g = 9.81 m·s⁻²) (7, 21). In addition, these results are in line with vibration characteristics used in previous studies for upper-body muscles (4,8,29). However, in some of these studies maximal acceleration is not specified (26) or is inconsistent (4); moreover, it is not clear if the vibration amplitude refers to the peak-to-peak amplitude. According to Lorenzen et al. (23) vibration exercise research should report the peak-to-peak amplitude or displacement (mm), frequency (Hz), and maximal acceleration (m·s⁻²) for the standardization of terminology. In this regard, we are far from knowing if the same vibration parameters could be equally effective in the long term for both upper- and lower-body limbs. In fact, it has been reported that upper-body skeletal muscle adaptations to strength training are greater and occur earlier compared to those from the lower extremity (1). Furthermore, a greater muscle quality (strength per unit of muscle mass) has been found in the arm in contrast with the leg in both genders throughout the adult life span (25).

We also found an acceptable intertrial reliability in the Acc_{max} at E (range from 0.68 to 0.91). E was chosen to be the nearest point to the hands grip on the bar. The lowest

ICC values were found at 30 and 40 Hz_i (0.68 and 0.74, respectively). The variations of ICC values could be explained by the fact that the amplitude of the acceleration is highly influenced by grip force. It must also be taken into account that the activation of the tonic vibratory reflex could also affect the grip force. Although subjects were asked to maintain a constant grip force during protocols, this variable could not be thoroughly controlled. Acc_{max} was significantly different between E and C of the VB, being generally higher at E. These differences could be explained by the fact that vibration Amp_{p-p} was also significantly different between C and E, being generally higher at E without significant differences in vibration Freq. This justification is based on the formula used in data analysis ($Amp = Acc_{max} / (2\pi Freq)^2$). Another important consideration about this VB is that selecting frequencies of 40 Hz_i or 50 Hz_i does not result in major changes of vibration Acc_{max} and Freq on the bar. Thus, the VB designed for this study achieved its higher mechanical output in Acc and Freq around 45 Hz_i.

In contrast with the results of Acc_{max} and Amp_{p-p}, no significant differences in Freq were found between C and E. However, Freq_i were higher than those recorded on the VB. Precisely, the differences between 20, 30, 40, and 50 Hz_i, and the Freq obtained at E were 7.4%, 11.9%, 26.0%, and 38.6%, respectively. Thus, the higher Freq value that this VB can provide was around 30 Hz, which was achieved selecting 40, 45, or 50 Hz_i. Perhaps, this could be explained from the interaction between the 2 motors and the vibration transmission through the brackets. Therefore, to analyze the acute effects on muscle activity using different vibration frequencies provided by this VB, it was necessary to take into account the real vibration frequency produced along the VB and more concretely at the nearest place of transmission with the hands grip. These findings highlight the need for future investigations to verify if the vibration frequency and amplitude provided by the manufacturers of commercially available devices are obtained at the nearest place in contact with the body. In this respect, a recent study (27) verified with an accelerometer movements in the X, Y, and Z directions to prove that mass location or quantity did not alter acceleration. Poston et al. (36) have used a vibration apparatus similar to the VB. However, the vibration parameters provided by the authors (frequency 30 Hz; amplitude 1 mm) do not allow knowledge of the real vibration amplitude produced on the bar. Taking into account our results, the vibration acceleration and amplitude should be different along the barbell. In addition, considering that only 1 motor was mounted on one end of the barbell, it could be expected that vibration parameters on the opposite end were different.

According to the results obtained during session 1, two representative vibration frequencies were chosen to analyze their acute effects on muscle activity (EMGrms). Vibration frequencies of 25 Hz_i and 45 Hz_i were selected with the aim of obtaining 2 Freq close to 20 Hz and 30 Hz that were different

enough from each other. Thus, Freq obtained at E at 25 Hz_i and 45 Hz_i were 23 Hz and 30.8 Hz, respectively, which were significantly different. First, we hypothesized that the indirect application of the vibration through the bar would result in higher EMG activity of the upper-body muscles in vibration conditions when compared with no vibration condition. Our data support the first hypothesis because EMGrms for all vibration conditions and isometric positions were significantly higher in all muscles compared with no vibration, except during 25Hz_i for the deltoid and pectoralis, in FP. In addition, the highest EMGrms was found at 45 Hz_i except for the pectoralis muscle in EP, suggesting this Freq_i (Freq at E of 30.8 Hz) was the one eliciting the highest reflex response during this study. These findings are in accordance with various studies that found that using vibration platforms at frequencies between 30 and 50 Hz elicited the maximal EMG response of lower-body muscles compared with the same exercises without vibration (5,17,38).

Second, we hypothesized that there will be differences on EMG activity between vibration conditions. Our data did not support this hypothesis; no significant differences were found in any of the muscles between 23 Hz and 30.8 Hz, neither at EP nor at FP. This is in agreement with results reported by Frattini et al. (13) and Moras et al. (35) but in contrast with Cardinale and Lim (5) and Hazell et al. (17), who found differences between frequencies while subjects stand on a platform during a static semisquat. A possible explanation for this discordance could be the different vibration devices and frequencies selected and perhaps more important the highly individual response to vibratory stimuli (3,11). Cardinale and Lim found significant differences on EMGrms activity of vastus lateralis between 30 and 50 Hz and 40 and 50 Hz but not between 30 and 40 Hz. However, in this study the normalization of the EMG signal was not conducted and data published in microvolt values must be used with caution because they are influenced by the individual signal detection condition (22). However, Hazell et al. analyzed normalized EMG data to find significant differences in vastus lateralis between 25 to 30 Hz and 40 to 45 Hz and between 25 Hz and 40 to 45 Hz in biceps femoris. However, despite the inconsistent results found in the literature about whether a given frequency will increase muscle activity more than any other frequency, a recent study found that an 8-week vibration training program including individualized frequencies improved jumping performance more than a fixed frequency program (11).

Another possible explanation for the absence of differences between frequencies in our study is the potential presence of motion artifacts on EMGrms signal as suggested by Abercromby et al. (2) and Frattini et al. (13). Variability of motion artifacts intensity has been proposed as one of the reasons for the inhomogeneous findings reported in the literature (31). Although motion artifacts could indeed lead to an overestimation of EMG power, we consider that such artifacts would not affect the conclusions from this study.

First, the vibration-induced increase in EMGrms signal is a consistent finding in the literature (4,17,38). Second, Frattini et al. (13) found no significant differences with respect to vibration frequency either for the filtered or the unfiltered EMG signal.

Using the direct vibration method, differences in upper-body muscles between vibration and no vibration conditions also have been found (24). However, it should be pointed out that all the parameters of this vibration application were different from those used in our study. Although various studies have evaluated the acute effects of indirect vibration on several measures of upper-body muscular performance (8,29,36), few of them have analyzed EMG activity during vibration stimulus (4,39). Bosco et al. (4) performed an investigation evaluating EMG from the biceps brachii muscle during the vibration treatment and a significant enhancement was found. They used a 5-minute vibration protocol at 30 Hz (6-mm amplitude) with the forearm fixed in a semiflexed position and the hand grasping a purpose-built vibration handle with a load of 2.8 kg. Although the method of vibration production, the apparatus and subject placement, the duration of vibration exposure, and the gripping characteristics used by Bosco et al. were different compared with our study, the results are similar.

In the present study, the vibration effect was dependent on the distance between the muscle and the hands grip. For example, in EP (Figure 5A) the relative vibration-induced increase in activity of the triceps brachii was higher compared with the more distant muscles from the hands grip (deltoid and pectoralis). Other authors have reported similar findings in the upper and lower body (17,38). Hazell et al. (17) analyzed EMG activity in the biceps brachii and triceps brachii while standing on a vertically oscillating vibration platform. They found that a vertically based floor vibration stimulus up to 45 Hz and 4 mm results in relatively small increases in upper-body muscle EMG activity relative to lower-body muscles for unloaded static and dynamic biceps curl. They argued that to provide sufficient upper arm muscle benefits using a vertically oscillating platform, direct hand contact with the platform might be required (i.e., push-ups or triceps dips).

It has been suggested that the position of the body during the exposure to vibration and the degree of muscle contraction can affect the biologic response to vibration (15). The EMG response in the shoulder muscles during exposure to vibration has been shown to vary according to the position of the arm and the level of muscle contraction (39). Rubin et al. (40) analyzed transmissibility of low-level, high-frequency, ground-based vibration to the hip and spine of 5 volunteers while standing erect, relaxed, and with knees bent (20 degrees of knee flexion). They found that with knees bent, the transmissibility decreased to much less than 50% in the hip, yet remained at approximately 60% in the spine. In the present experiment, this phenomenon could explain the fact that no differences were found between vibration at

25 Hz_i and no vibration for deltoid and pectoralis muscles occurred during isometric FP. It could be argued that at 90 degrees of elbow flexion, the transmissibility of mechanical signals in more distant muscles from the hands grip should be lower. Thus, we can suggest that during FP the frequency should be higher than 25 Hz_i to induce a significant EMG activity increase in deltoid and pectoralis muscles.

The use of different vibratory bars designed to perform isometric or dynamic exercises is intriguing. Further research is needed to determine the effects of modifying mass, motors location, the length and diameter of the vibratory bar, and the application of other vibration frequencies. Moreover, studies on the effects of long-term training programs on different strength and power measures are warranted. However, a special consideration must be given to the potential adverse effects of long-term exposure to hand–arm vibration. This can cause a variety of disorders collectively known as hand–arm vibration syndrome that has been extensively researched in occupational medicine literature (14). Nevertheless, none of the subjects reported any potential symptoms during vibration exposure at either session.

In conclusion, the results of this study showed that the vibration parameters of Acc_{max}, Freq, and Amp_{p-p} provided by the VB were inside the ranges reported in the scientific literature and seem appropriate for upper-body vibration training. Another finding of this study is the increase in muscle activation in both vibration conditions (25 Hz_i and 45 Hz_i) compared with no vibration, except during 25Hz_i for deltoid and pectoralis muscle, in FP. Thus, the vibration of 45Hz_i resulted in the highest vibration effect, but no significant differences were found between vibration frequencies. During the FP vibration frequency should be higher than 25 Hz_i to induce significant increases in EMG activity in deltoid and pectoralis muscles.

PRACTICAL APPLICATIONS

A vibratory bar was built to stimulate indirectly and simultaneously upper-body muscles via the hands during a multijoint upper-body exercise. It was found that the use of the VB system can result in a significant increase in upper-body muscle activity compared with the same exercise without vibration. Therefore, strength and conditioning professionals should consider the use of a vibratory bar as an effective method for neuromuscular training, being a more suitable system to simultaneously stimulate upper-body muscles than performing push-ups on a vibration platform. Moreover, gripping a bar allows a better and more comfortable posture for the wrists and makes it easier to perform a greater variety of exercises.

Results from this study suggest that considerable differences could be expected between the real vibration parameters and those provided by the manufacturer. Moreover, it is important to take into consideration the real vibration frequency and amplitude produced along these

devices and more concretely at the nearest place of transmission with the feet or hands placement.

Given the little research available about the effects of vibrations on the upper body and the different time course and extent of the training responses in this body area, a call for professionals involved in the health, athletic, and therapeutic sectors is made to determine the potential effects of training programs using a vibratory bar system.

ACKNOWLEDGMENTS

This research was supported by the Commission for Universities and Research of the Department of Innovation, Universities and Enterprises of the Catalan Government, and the European Social Fund. We disclose professional relationships with companies or manufacturers that will benefit from the results of the present study, and we state that the results of the present study do not constitute endorsement of the product by the authors or the NSCA.

REFERENCES

1. Abe, T, DeHoyos, DV, Pollock, ML, and Garzarella, L. Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Eur J Appl Physiol* 81: 174–180, 2000.
2. Abercromby, AF, Amonette, WE, Layne, CS, McFarlin, BK, Hinman, MR, and Paloski, WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1642–1650, 2007.
3. Bongiovanni, LG, Hagbarth, KE, and Sjornberg, L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *J Physiol* 423: 15–26, 1990.
4. Bosco, C, Cardinale, M, and Tsarpela, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol* 79: 306–311, 1999.
5. Cardinale, M and Lim, J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 17: 621–624, 2003.
6. Cardinale, M, Soiza, RL, Leiper, JB, Gibson, A, and Primrose, WR. Hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in elderly individuals. *Br J Sports Med* 2008 Apr 15. [Epub ahead of print].
7. Cardinale, M and Wakeling, J. Whole body vibration exercise: Are vibrations good for you? *Brit J Sports Med* 39: 585–589, 2005.
8. Cochrane, DJ and Hawke, EJ. Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers. *J Strength Cond Res* 21: 527–531, 2007.
9. Cormie, P, Deane, RS, Triplett, NT, and McBride, JM. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *J Strength Cond Res* 20: 257–261, 2006.
10. Cram, JR and Kasman, GS. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, MD: Aspen, 1998.
11. Di Giminiani, R, Tihanyi, J, Safar, S, and Scrimaglio, R. The effects of vibration on explosive and reactive strength when applying individualized vibration frequencies. *J Sports Sci* 27: 169–177, 2009.
12. Eklund, G and Hagbarth, KE. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol* 16: 80–92, 1966.
13. Frattini, A, Cesarelli, M, Bifulco, P, and Romano, M. Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment. *J Electromyogr Kinesiol* 19(4): 710–718, 2009. [Epub 2008 May 20].

14. Friden, J. Vibration damage to the hand: clinical presentation, prognosis and length and severity of vibration required. *J Hand Surg Br* 26: 471–474, 2001.
15. Griffin, MJ. *Handbook of Human Vibration*. London: Academic Press, 1996.
16. Gusi, N, Raimundo, A, and Leal, A. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: A randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 7: 92, 2006.
17. Hazell, TJ, Jakobi, JM, and Kenno, KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab* 32: 1156–1163, 2007.
18. Humphries, B, Warman, G, Purton, J, Doyle, TLA, and Dugan, E. The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *J Sports Sci Med* 3: 16–22, 2004.
19. Issurin, VB and Tenenbaum, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 17: 177–182, 1999.
20. Jackson, S and Turner, D. Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. *Eur J Appl Physiol* 88: 380–386, 2003.
21. Jordan, MJ, Norris, SR, Smith, DJ, and Herzog, W. Vibration training: An overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res* 19: 459–466, 2005.
22. Konrad, P. *The ABC of EMG: Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale, AZ: Noraxon USA, Inc, 2005.
23. Lorenzen, C, Maschette, W, Koh, M, and Wilson, C. Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. *J Sci Med Sport* 2008 Aug 31. [Epub ahead of print].
24. Luo, J, McNamara, BP, and Moran, K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. *Med Eng Phys* 27: 513–522, 2005.
25. Lynch, NA, Metter, EJ, Lindle, RS, Fozard, JL, Tobin, JD, Roy, TA, Fleg, JL, and Hurley, BF. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol* 86: 188–194, 1999.
26. Mahieu, NN, Witvrouw, E, Van de Voorde, D, Michilsens, D, Arbyn, V, and Van den Broecke, W. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *J Athl Train* 41: 286–293, 2006.
27. Maloney-Hinds, C, Petrofsky, JS, and Zimmerman, G. The effect of 30 Hz vs. 50 Hz passive vibration and duration of vibration on skin blood flow in the arm. *Med Sci Monit* 14: CR112–CR116, 2008.
28. Martin, BJ and Park, H-S. Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Phys* 75: 504–511, 1997.
29. McBride, JM, Porcari, JP, and Scheunke, MD. Effect of vibration during fatiguing resistance exercise on subsequent muscle activity during maximal voluntary isometric contractions. *J Strength Cond Res* 18: 777–781, 2004.
30. Melnyk, M, Kofler, B, Faist, M, Hodapp, M, and Gollhofer, A. Effect of a whole-body vibration session on knee stability. *Int J Sports Med* 29 (10): 839–844, 2008.
31. Mester, J, Kleinoder, H, and Yue, Z. Vibration training: Benefits and risks. *J Biomech* 39: 1056–1065, 2006.
32. Mester, J, Spitzenpfel, P, and Yue, ZY. Vibration loads: Potential for strength and power development. In: *Strength and Power in Sport*. Komi, PV, ed. Oxford, UK: Blackwell, 2002. pp. 488–501.
33. Mileva, KN, Naleem, AA, Biswas, SK, Marwood, S, and Bowtell, JL. Acute effects of a vibration-like stimulus during knee extension exercise. *Med Sci Sports Exerc* 38: 1317–1328, 2006.
34. Moran, K, McNamara, B, and Luo, J. Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic bicep curls. *Med Sci Sports Exerc* 39: 526–533, 2007.
35. Moras, G, Tous, J, Muñoz, CJ, Padullés, JM, and Vallejo, L. Electromyographic response during whole-body vibrations of different frequencies with progressive external loads. *Lecturas: EF y Deportes. Revista Digital* año 10, 2006.
36. Poston, B, Holcomb, WR, Guadagnoli, MA, and Linn, LL. The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. *J Strength Cond Res* 21: 199–203, 2007.
37. Rittweger, J, Ehrig, J, Just, K, Mutschelknauss, M, Kirsch, KA, and Felsenberg, D. Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: Influence of vibration frequency, amplitude, and external load. *Int J Sports Med* 23: 428–432, 2002.
38. Roelants, M, Verschueren, SMP, Delecluse, C, Levin, O, and Stijnen, V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 20: 124–129, 2006.
39. Rohmert, W, Wos, H, Norlander, S, and Helbig, R. Effects of vibration on arm and shoulder muscles in three body postures. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 59: 243–248, 1989.
40. Rubin, C, Fritton, JC, Pope, M, Magnusson, M, Hansson, T, and McLeod, K. Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine* 28: 2621–2627, 2003.

ESTUDIO

II

THE INFLUENCE OF PRESET FREQUENCY, LOADING CONDITION, AND EXERCISE TYPE ON THE MECHANICAL BEHAVIOR OF A NOVEL VIBRATORY BAR

SERGIO RODRÍGUEZ-JIMÉNEZ,¹ ADOLFO BENITEZ,^{1,2} MIGUEL Á. GARCÍA GONZÁLEZ,²
GERARD M. FELIU,¹ AND NICOLA A. MAFFIULETTI³

¹Sports Sciences Research Group, INEFC, University of Barcelona, Barcelona, Spain; ²Group of Biomedical and Electronic Instrumentation, Department of Electronic Engineering, Technical University of Catalonia, Barcelona, Spain; and

³Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland

ABSTRACT

Rodríguez-Jiménez, S, Benitez, A, González, MÁG, Feliu, GM, and Maffiuletti, NA. The influence of preset frequency, loading condition, and exercise type on the mechanical behavior of a novel vibratory bar. *J Strength Cond Res* 28(4): 982–989, 2014—This study aimed to analyze the influence of different vibration frequencies, loading conditions, and exercise types on the mechanical behavior of a novel vibratory bar (VB). Fourteen healthy men were asked to hold the VB during lying row (pulling) and bench press (pushing) static exercise as steadily as possible for 10 seconds with loads of 20, 50, and 80% of the maximum sustained load (MSL) and at preset vibration frequencies (f_{in}) of 20, 35, and 50 Hz. Root mean square vibration acceleration (a_{RMS}), peak-to-peak displacement (D), and frequency (f_{out}) were gained from a 3-dimensional accelerometer fixed to the VB. Increasing vibration frequency (from 20 to 50 Hz) resulted in a progressive and sizeable increase in VB a_{RMS} and f_{out} (both $p \leq 0.001$) with smaller variations of D ($\leq 5.9\%$, $p \leq 0.001$). Adding weight to the VB (progressive overload from 20 to 80% MSL) did not affect D and minimally altered a_{RMS} ($< 4.2\%$, $p = 0.014$) and f_{out} ($< 1.7\%$, $p = 0.002$). Altering the type of exercise (pulling vs. pushing) did not affect VB a_{RMS} , D , and f_{out} . In conclusion, this study establishes the validity of a novel VB and legitimates its use for effective and safe upper-body static exercise with a wide range of vibration frequencies and loading conditions in the context of physical training or rehabilitation.

KEY WORDS vibration acceleration, vibration exercise, strength, validity

INTRODUCTION

The transmission of a mechanical vibratory stimulus to the muscle-tendon structures has been promoted over the past 2 decades as an effective method for improving athletic performance (11), neuromuscular function (22), balance (21), and flexibility (10). It has been shown that vibration excites the primary spindle endings (2) and produces a tonic vibration reflex in the exposed muscle (5). Vibration can be applied directly to the targeted tendon (12) or muscle belly (9) or indirectly through a part of the body in either the lower (19) or upper limbs (11). Although vibratory platforms have become the most common tools to indirectly stimulate lower-limb muscles and tendons via the feet (19), some systems have been specifically designed to apply an indirect vibratory stimulus to the upper-body muscles via the hands (3,10,14).

At present, 3 upper-limb vibration systems have been successful in producing gains in neuromuscular performance (3,11,14,16). In the first system, the vibratory stimulus is produced by an electromotor device (11) or electromagnetic actuator (13) and transmitted to a handle through an isotonic cable pulley resistance system or through belts. The second system involves vibratory dumbbells (1,3), which are commercially available and are capable of vibrating in the 0–30 Hz range with an amplitude of 2–3 mm around a horizontal axis and a maximum load of 5 kg. The third system consists of 1 (16) or 2 vibrating motors (14) that are fixed directly on a rigid bar through which the vibratory stimulus is transmitted. The use of vibratory bars (VBs) has recently been proposed as an interesting tool for improving neuromuscular performance (14,16) because damping is low at the grip level (the vibration source is mounted directly on the bar), contrary to vibrating cables/belts, and because VBs seem capable of providing effective vibration accelerations, frequencies, and displacements under loading conditions that clearly exceed the 5 kg of the vibratory dumbbells (14,16).

Recent methodological studies have highlighted their mechanical limitations of commercially available vibratory platforms (15,17). It is indeed possible that the frequency and

Address correspondence to Sergio Rodríguez-Jiménez, sergiorjben@gmail.com.

28(4)/982–989

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2014 National Strength and Conditioning Association

amplitude generated by a vibratory platform differ from the preset values, in particular when the subject is performing dynamic exercise and/or is using additional weights (18). Only 1 study has explored the mechanical performance of a VB for upper-body exercise (14), but exclusively in a single loading condition (15 kg) and for 1 type of exercise (bench press). One of the most striking findings of that previous study was that increasing the preset frequency above 30 Hz did not result in a large increase in VB frequency and acceleration. Moreover, inconsistent information was provided about vibration directions with respect to the hand-arm system (16,22) because vibration displacement and its direction are 2 of the main factors that affect human response (7). Thus, considering the lack of knowledge on upper-limb vibration exercise, we aimed to design a novel VB that would allow to exercise with a consistent vibration superimposed under different loading conditions, and with a wider vibration frequency range compared with similar devices (14).

The aim of the present study was to analyze the influence of different vibration frequencies, loading conditions, and exercise types on the mechanical behavior of a novel VB, as assessed with an accelerometer mounted on the VB. Based on previous whole-body vibration research (15,17), we hypothesized the following: (a) increasing vibration frequency (from 20 to 50 Hz) would result in a progressive increase in VB acceleration and frequency with minor effects on displacement; (b) adding weight to the VB (almost up to the maximum sustainable load [MSL]) would have marginal or no effect on VB frequency, acceleration, and displacement; and (c) altering the type of static exercise (pulling vs. pushing) would not affect VB frequency, acceleration, and displacement. If these hypotheses are confirmed, the validity of the novel VB could be established.

MATERIALS AND METHODS

Experimental Approach to the Problem

A repeated-measures (single session) design consisting of 18 different measurements (presented in a random order) was adopted to analyze the influence of 3 different loading conditions (20, 50, and 80% of the MSL), 3 preset vibration frequencies (f_{in}) (20, 35, and 50 Hz), and 2 types of static exercise (lying row: pulling and bench press: pushing) on the mechanical behavior of the VB. For each of the 18 measurements ($3 \text{ loads} \times 3 f_{in} \times 2 \text{ exercises}$), the subjects were asked to hold the VB as steadily as possible for 10 seconds with an elbow joint angle of 90° . A 3-axis 10g accelerometer was fixed at 1 extremity of the VB to measure 3-dimensional accelerations. The dependent variables were vibration root mean square (RMS) acceleration (a_{RMS}), peak-to-peak displacement (D), and frequency (f_{out}).

Subjects

Fourteen healthy men (mean $\pm$ SD: age, 25 ± 5 years; height, 179 ± 5 cm; body weight, 74 ± 6 kg) volunteered to participate in the study. They were physical education

students with previous experience in supervised resistance training (at least 2 sessions per week during the 2 years preceding the study), but not in vibration exercise. Excluding criteria were joint implants, recent operative wounds, and history of severe musculoskeletal problems in the upper body. Subjects were required to abstain from moderate-high intensity exercise, alcohol, and caffeine for 12 hours before testing. The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by the local ethics committee. Written informed consent was obtained from all participants before inclusion.

Experimental Setup

The VB consists of a 3-phase electric vibrating motor (Italvibras M3/45-S02, 50 Hz, Fiorano Modenese, Italy) fixed in a cylindrical central body with 2 bars welded to its lateral sheets. The outer diameter of the central body of the VB is 150 mm, and the diameter of the left/right bars is 30 mm. The length and mass of the VB are 1.10 m and 8.8 kg, respectively. The grip area was covered with 1-mm thick nonslip grip foam. An inverter (Omron Sysdrive 3G3JV, single phase 230 V, 0.55 kW) was used to reduce the speed of the motor (3000g) according to the required f_{in} . The VB was developed to induce rotational vibrations around the medio-lateral axis (X-axis) by vibrating in both vertical (Z-) and anteroposterior (Y-) axes (Figure 1). The 2 extremities of the VB were attached by means of carabineers to the guide rails of a pneumatic resistance system (Keiser Half Rack, Fresno, CA, USA), which allowed pneumatic pulleys to roll seamlessly with the movement of the bar (Figure 1). The pneumatic system allowed adjustment of the external vertical load in the range 0.1–100 kg, with 0.1 kg steps.

For measurements during the lying row (pulling) exercise, subjects lay prone on a horizontal bench (width 0.28 m; length 1.90 m) elevated approximately 0.50 m over another horizontal bench (Figure 1A). For measurements during the bench press (pushing) exercise, subjects lay supine on the lower horizontal bench (seat height around 0.46 m) with their knees flexed approximately at an angle of 90° (Figure 1B).

Experimental Procedures

Assessment of Maximum Sustainable Load. The experimental session started with a standardized warm-up consisting of 5 minutes of cycling on an ergometer without resistance and arm/shoulder mobilization exercises. Before MSL assessment, subjects were also familiarized with the protocol and the equipment. During the assessment of MSL, they were asked to maintain the exercise position as steadily as possible for 5 seconds with an elbow joint angle of 90° , as verified with an electronic goniometer (SG110; Biometrics, United Kingdom). Previously documented training experience was used as guidance for selecting the initial test weight. The load was progressively increased by 10 kg with each successful attempt until the subject was unable to maintain the isometric position for at least 5 seconds. Then, the load was decreased 5 kg and a last attempt was made. The load

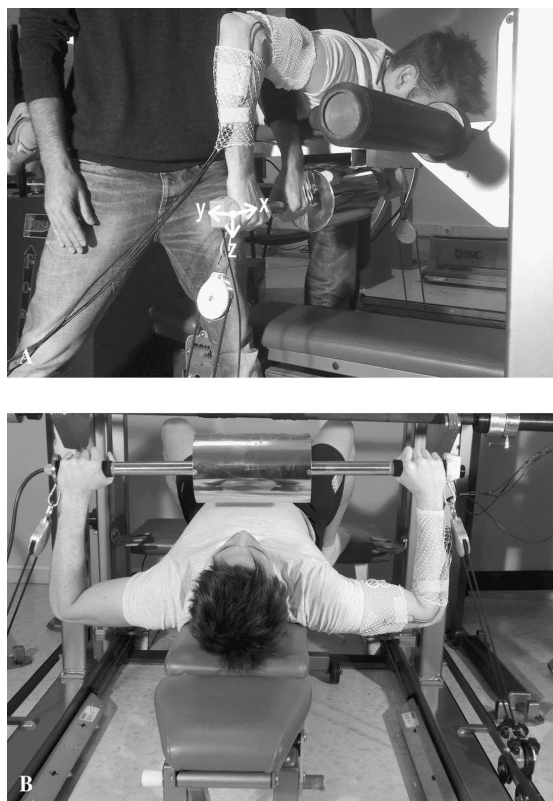


Figure 1. Experimental setup for the 3-dimensional acceleration measurements during the lying row (pulling) exercise (A); and the bench press (pushing) exercise (B). Indicated are the vertical (Z-), the medio-lateral (X-) and the anteroposterior (Y-) axes.

corresponding to the last successful attempt was considered as the MSL. Subjects self-selected the duration of rest periods, with a minimum of 5 minutes between attempts and 10 minutes between exercises. Pulling and pushing MSL were evaluated in a random order between subjects. Subjects were asked to hold the VB with a pronated grip and not to modify the wrist position during the assessments. They were also encouraged to maintain a comfortable and constant grip force throughout the procedure. Before and after each test trial, the VB was maintained by 2 experimenters to avoid fatigue (Figure 1A). No verbal encouragement was provided throughout testing.

Measurement Protocol. At least 15 minutes after MSL assessment, subjects were asked to hold the VB as steadily as possible for 10 seconds with an elbow joint angle of 90° (Figure 1) and with loads of 20, 50, and 80% MSL and f_{in} of 20, 35, and 50 Hz. Exercises were assigned with the same

order established during the assessment of MSL. The order in which the loads and vibration frequencies were assigned were randomized between subjects. The duration of rest phases was self-selected on an individual basis, with a minimum of 3 minutes between measurements and 10 minutes between exercises. No verbal encouragement was provided throughout testing. Subjects were requested to report any unusual symptoms (e.g., discomfort, queasiness, tingling) during vibration exposure.

Three-Dimensional Acceleration Measurement. To measure the acceleration in the X-, Y- and Z-axes, a 3-axis 10g accelerometer (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland) was fixed with adhesive tape to one extremity of the VB (Figure 1), close to the right hand of the subjects, and connected to a 14-bit AD converter (ME6000 Biomonitor, Mega Electronics Ltd.). The signals were sampled with a frequency of 2000 Hz. Static calibration of the accelerometer was achieved by placing the transducer on a horizontal surface, corresponding to a value of 1.0g. The transducer was then rotated by 180° angle to

give the value of $-1.0g$. This process was conducted for each axis (X, Y, and Z) taking a calibration reading at each axis point, that is, 2 measurement orientations giving a total of 6 measured data points. During the measurements, the vertical alignment of the accelerometer was visually inspected to avoid undesirable tilts. An offset equal to the earth's gravity was subtracted from all acceleration signals in a vertical direction to make all signals start at $0 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$.

Data Analysis

The middle 5-second portion of each measurement phase was considered for further analysis. Data processing and analysis routines were written using Matlab (The MathWorks Version 7.11.0.584 [R2010b]; Natick, MA, USA). The RMS estimation of the signals provided by the accelerometer was computed in a bandwidth of 16–200 Hz so as to consider only vibration-induced VB accelerations and to exclude the fluctuations in limb position that are mainly

confined between 1 and 15 Hz (6). To achieve this, the power spectrum of each axis was estimated using a windowed periodogram (20) with a Hanning window. The RMS value was computed as the square root of the integration of the power spectrum inside the bandwidth of 16–200 Hz. Moreover, the corresponding frequency component (f_{out}) was estimated as the peak frequency of the power spectrum in the above-mentioned bandwidth.

In addition, after visual inspection, we fitted a sine function through all test acceleration signals (using the method of nonlinear least squares and the algorithm of the trust region), and R^2 was calculated to quantify how successful the fit was in explaining the variation of the high-frequency vibration. Overall, the mean $\pm$ SD R^2 was 0.84 ± 0.11 . We assumed sinusoidal VB motions across conditions and calculated the VB peak-to-peak displacement (D) at the location of the accelerometer using the following set of equations (18):

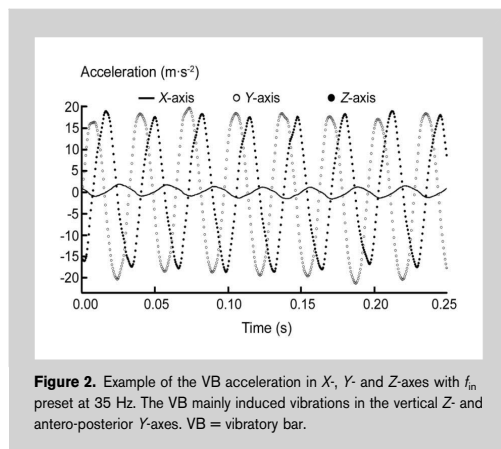
$$a_{peak} = |a_{RMS} \times \sqrt{2}|$$

$$D = \left| \frac{a_{peak}}{(2 \times \pi^2 \times f_{out}^2)} \right|$$

where, a_{RMS} is the average rate of change in velocity of the acceleration signal, a_{peak} is the maximal rate of change in velocity of the acceleration signal, and f_{out} is the frequency component (Hz).

As the VB induced rotational vibrations around the mediolateral X -axis by vibrating in the vertical (Z -) and the anteroposterior (Y -) axes (Figure 1), the vector of the a_{RMS} and D was computed by quadratic combination of the values of the Y - and Z -axes as follows:

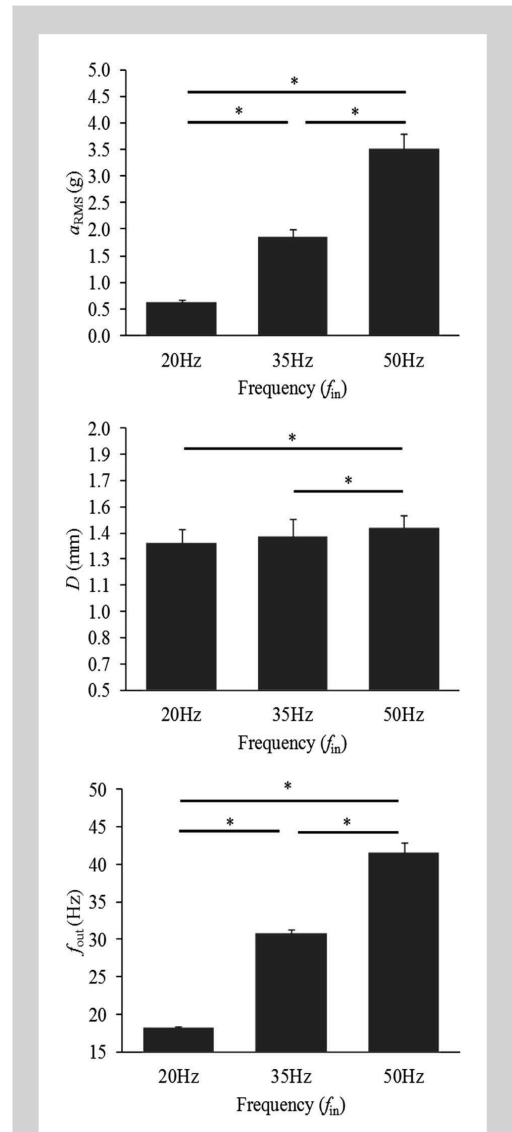
$$vector = \sqrt{b_Y^2 + b_Z^2}$$



where b_Y and b_Z represent the a_{RMS} or D values for Y - and Z -axes, respectively. The vector value represents the rotational vibration magnitude provided by the VB.

Statistical Analyses

Kolmogorov-Smirnov tests confirmed that all data were normally distributed. For all measurements because f_{out} did not differ significantly between Z - and Y -axis (as verified with paired t -tests), f_{out} data were collapsed across axes.



Three-way analyses of variance for repeated measures were used to assess the effect of load (20, 50, and 80% MSL), f_{in} (20, 35, and 50 Hz), and exercise type (pulling and pushing) on a_{RMS} , D , and f_{out} . When main effects were significant, Bonferroni tests for multiple comparisons were applied. Percent differences in a_{RMS} , D , and f_{out} between the different conditions were also calculated. The level of significance was set at $p \leq 0.016$ (Bonferroni correction).

Data are presented as means and SD s. Statistical analyses were conducted using SPSS v13 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTS

None of the subjects reported any unusual symptoms as a result of vibration exposure. Mean $\pm$ SD MSL values were 86 ± 8 kg and 79 ± 14 kg for pulling and pushing exercises,

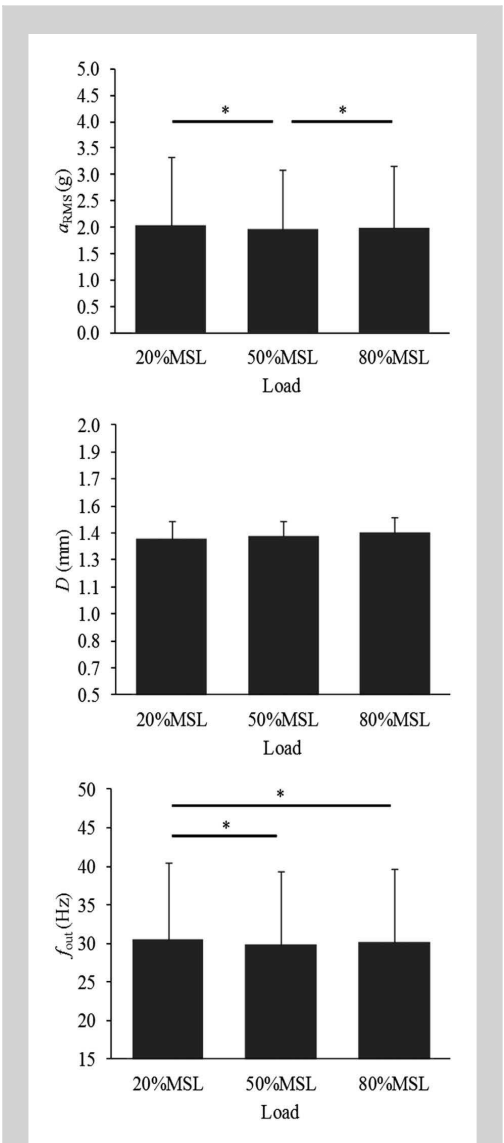


Figure 4. Root mean square acceleration (a_{RMS}), peak-to-peak displacement (D), and vibration frequency (f_{out}) by loading condition: 20 vs. 50 vs. 80% MSL. Values are mean (SD), $n = 14$. * $p \leq 0.016$.

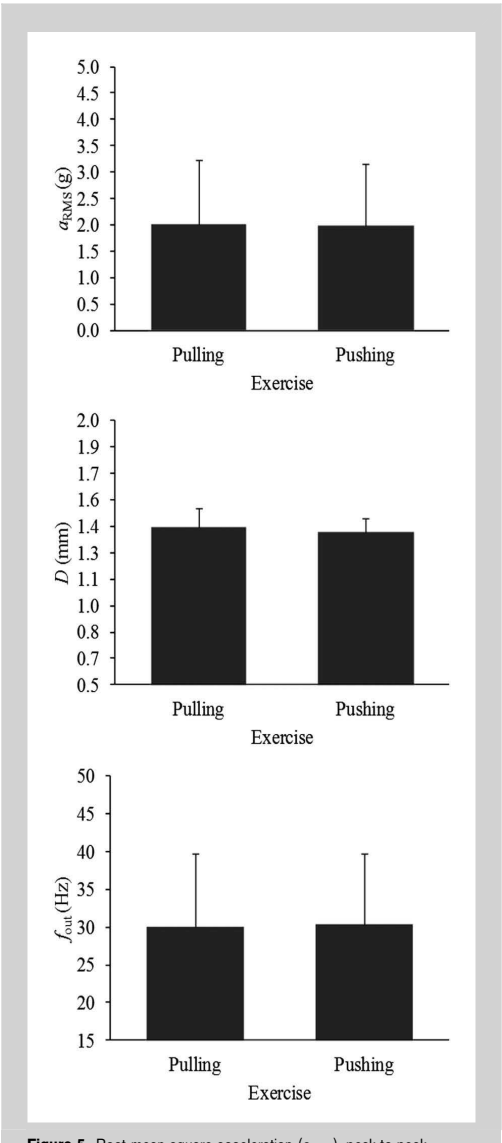


Figure 5. Root mean square acceleration (a_{RMS}), peak-to-peak displacement (D), and vibration frequency (f_{out}) by exercise type: lying row (pulling) vs. bench press (pushing). Values are mean (SD), $n = 14$. * $p \leq 0.016$.

respectively. Figure 2 shows an example of VB acceleration in *X*, *Y*, and *Z*-axes with the f_{in} preset at 35 Hz. The vibration acceleration was mainly in the vertical *Z*-axis and the anteroposterior *Y*-axis and behaved approximately as a sine wave. Mediolateral *X*-axis a_{RMS} were less than 0.11g at any f_{in} . Therefore, we only present the main results for *Y* and *Z*-axes.

Overall, a_{RMS} ranged from 0.48 ± 0.01 to $2.74 \pm 0.24g$ and from 0.36 ± 0.02 to $2.63 \pm 0.43g$ for the *Y* and *Z*-axis, respectively. Similarly, D ranged from 1.00 ± 0.10 to 1.14 ± 0.12 mm and from 0.72 ± 0.06 to 0.99 ± 0.15 mm for the *Y* and *Z*-axes, respectively. Thus, a_{RMS} and D data were lower for the loaded *Z*-axis than for *Y*-axis, with an average difference of 18% (range, 4–37%).

Figure 3 shows a_{RMS} , D , and f_{out} of the VB over the 3 f_{in} conditions. As expected, increasing vibration frequency from 20 to 50 Hz resulted in a progressive increase in a_{RMS} and f_{out} , as indicated by a significant main effect of f_{in} (both $p \leq 0.001$). Post hoc tests revealed significant differences on a_{RMS} and f_{out} between the 3 f_{in} conditions. A significant main effect of f_{in} was also observed for D ($p \leq 0.001$), and this latter was significantly lower at 20 and 35 Hz compared with 50 Hz (mean differences lower than 5.9%). Mean f_{out} were $9.0 \pm 0.6\%$, $12.0 \pm 1.5\%$, and $16.9 \pm 1.7\%$ lower than the preset f_{in} values of 20, 35, and 50 Hz, respectively. Thus, an f_{in} of 20 Hz resulted in an f_{out} of around 18 Hz; an f_{in} of 35 Hz resulted in an f_{out} close to 31 Hz; and an f_{in} of 50 Hz resulted in an f_{out} of approximately 42 Hz.

Figure 4 shows a_{RMS} , D , and f_{out} of the VB over the 3 loading conditions. A significant main effect of load was observed for a_{RMS} ($p = 0.014$) and f_{out} ($p = 0.002$), but not for D . Post hoc tests showed that a_{RMS} at 50% MSL was significantly lower compared with 20% ($p = 0.007$) and 80% MSL ($p = 0.009$), with mean differences lower than 4.2%. In a similar way, f_{out} was significantly higher at 20% MSL than at 50% ($p = 0.003$) and 80% MSL ($p = 0.010$), with mean differences lower than 1.7%.

Figure 5 shows a_{RMS} , D , and f_{out} of the VB for pulling and pushing exercises. No main effect of exercise was detected for a_{RMS} ($p = 0.477$), D ($p = 0.046$), and f_{out} ($p = 0.059$).

DISCUSSION

The main findings of this study were that (a) increasing vibration frequency from 20 to 50 Hz resulted in a progressive increase of VB a_{RMS} and f_{out} with smaller variations of D ; (b) adding weight to the VB (progressive overload from 20 to 80% MSL) did not affect D and minimally but significantly affected a_{RMS} and f_{out} values; and (c) altering the type of exercise (pushing vs. pulling) had no significant effect on a_{RMS} , D , and f_{out} .

As expected, increasing vibration frequency from 20 to 50 Hz resulted in a progressive increase of VB a_{RMS} and f_{out} with small variations of D . The VB showed a higher and more consistent mechanical output performance compared with a previous custom built VB (14) that was unable to

provide a large increase in frequency and acceleration when the preset frequency increased above 30 Hz. The VB used in the present study achieved a f_{out} of around 42 Hz, which is clearly higher than the ~30 Hz provided by the bar developed by Moras et al. (14). These authors concluded that the limited mechanical performance of their VB was due to structural and functional limitations in the manufacturing system. The present results and those of Moras et al. (14) suggest that during vibration exercise with VB, and probably with other devices designed to apply an indirect vibratory stimulus to the upper-body muscles via the hands, differences could be expected between the preset f_{in} and the f_{out} measured at the nearest place of transmission to the hands. In fact, the present VB provided f_{out} of around 18, 31, and 42 Hz when preset f_{in} of 20, 35, and 50 Hz were selected. However, it is interesting to emphasize that during pilot testing under unloaded conditions (pulling exercise), the f_{out} provided by the present VB was only 6% lower than the preset f_{in} . This means that most of the differences between f_{out} and f_{in} were produced by overloading the VB up to low loads of 20% MSL (range, 12–20 kg), without major changes despite after overloading the VB up to heavy loading conditions of 80% MSL (average, 67 kg), as revealed by the present results. These inconsistencies between f_{in} and f_{out} seem also to affect several commercially available vibratory platforms, in which the f_{out} were normally within 6% of the preset f_{in} values under both unloaded and loaded conditions (15,17).

Increasing vibration frequency from 20 to 50 Hz was associated to a small though significant increase of D (~0.08 mm). Previous studies focusing on professional synchronous vibratory platforms showed larger variations on the maximum vertical displacement when the preset f_{in} was increased from 25 to 50 Hz (a reduction of ~0.2 mm) in both low (1.2 mm peak-to-peak) and high (2.2 mm peak-to-peak) amplitude modes (15), or from 20 to 55 Hz (a reduction of ~0.9 mm) with respect to the theoretical peak-to-peak displacement of 4 mm (17). In the same way, the VB used by Moras et al. (14) showed a reduction on the vertical peak-to-peak displacement ranging from 6.1 to 4.6 mm when the preset f_{in} was increased from 20 to 50 Hz. Thus, from a practical point of view, the small variation of D with the increase of the preset f_{in} could be considered as a normal mechanical behavior of the VB.

Adding weight to the VB up to 80% MSL did not affect D and minimally affected a_{RMS} and f_{out} values. This proves, at least in part, the validity of our novel VB for upper-body exercise because its mechanical performance was little influenced by overloading. To our knowledge, this is the first attempt to evaluate the impact of adding weight to a VB or to any other device for upper-body vibration exercise. Thus, no clear comparisons are possible with previous studies. It is nevertheless worth mentioning that the above-mentioned studies of Pel et al. (15) and Preatoni et al. (17) highlighted the limitations of vibratory platforms in the presence of additional

load. Concretely, Pel et al. (15) found that vertical acceleration of 2 professional synchronous vibratory platforms was reduced by 10–12% with conventional body weights of 62 and 81 kg. They also reported that when volunteers of 62, 81, and 100 kg loaded a home-use plate capable of inducing rotational vibration, the decline in horizontal vibrations was as high as 20% and 40% for the X - and Y -axis, respectively. Differences between theoretical and actual peak-to-peak displacement and peak acceleration were above 20% in the study of Preatoni et al. (17) and increased with increasing external load and frequency. Our results showed a slight but significant decline (4.2%) of a_{RMS} only when loading the VB from 20 to 50% MSL, but no difference between 20 and 80% MSL. In agreement with Pel et al. (15), we observed that loading the system affected vibration acceleration primarily in the loaded plane (Z -axis), probably due to the added eccentricity in the vertical direction.

Altering the type of exercise (pulling vs. pushing) had no significant effect on a_{RMS} , D , and f_{out} . Our results suggest that the present VB is able to preserve its mechanical behavior during different static exercises in the vertical plane. We considered the pulling and pushing exercises because they are commonly used during upper-body strength training and rehabilitation programs and because of clear differences in hand-handle coupling actions (4). In contrast to the pushing exercise, in which the tension derived from vertical loading mainly acts on the palm (palm push) although low levels of finger grip force are needed, during the pulling exercise the tension acts mainly on the fingers, thus a stronger grip force (finger grip) is needed to hold the VB. These exercise specificities could have differently influenced the mechanical performance of the VB mainly because of differences in dynamic dampening of the vibrations, but this was not the case. Further research is required to confirm the consistency of the present results for movements outside the vertical plane and also for upper-body vibration devices other than VB.

The mean D and a_{RMS} values observed with the present VB (respectively, ~ 1.4 mm and $\sim 3.5g$) were lower than those obtained with similar devices. Moras et al. (14) reported peak-to-peak displacement and maximal acceleration in the range of 4.6–6.1 mm and 3.8–9.8g, respectively. The device used by Poston et al. (16) provided 30 Hz and 4g with an amplitude of 1.1 mm, which resulted in a theoretical peak-to-peak displacement of 2.2 mm. Although both of these previous studies reported beneficial effects of vibration exercise on neuromuscular performance, some precaution is required due to the high peak accelerations that are produced, which could be potentially harmful to the human body (7). In fact, if one follows the safety rules to control the risks of hand-arm vibration in occupational vibration (8) and use the mean a_{RMS} provided by the VB vibrating at an f_{out} of 32 Hz (1.9g), the theoretical time to reach the daily exposure limit would be ~ 35 minutes vs. 3–16 minutes with the VB of Moras et al. (14) and Poston et al. (16) vibrating at a similar frequency (~ 30 Hz). Considering that exposure limit should not be ex-

ceeded to avoid potential health problems (8), the novel VB used in this study seems relatively safe. It is nevertheless important to remember that such vibration safety guidelines do not necessarily apply to sport training and physical rehabilitation, although an adaptation is urgently required (especially for upper-body vibratory devices).

A limitation of this study was related to the vertical accelerometer alignment. Although subjects were asked to hold the VB as steadily as possible and not to modify the wrist position during measurements, and accelerometer alignment was visually inspected to avoid undesirable tilts, we assume that a perfect vertical alignment was difficult to achieve.

PRACTICAL APPLICATIONS

The results of this methodological study establish the validity of a novel VB under a wide range of frequencies, loading conditions, and exercise types. This legitimates the safe and effective use of VB in the context of upper-body vibration training and rehabilitation programs. Concretely, practitioners can progressively and effectively increase the exercise stimulus to the neuromuscular system by modulating the vibration frequency (in the effective range, 18–42 Hz), the external resistance (by loading the bar almost up to the MSL), and the exercise type (lying row and bench press) with confidence, that is, without expecting the mechanical performance of the VB to be excessively altered, as recently demonstrated for commercially available whole-body vibration plates (15,17).

ACKNOWLEDGMENTS

The authors express thanks to the participants for their time and effort. The authors would also like to thank Raul Cabello for help in data collection during the study. This research was supported by the European Social Fund and the Commission for Universities and Research of the Catalan Government's Department of Innovation, Universities, and Enterprises. We disclose professional relationships with companies or manufacturers that will benefit from the results of the present study and state that the results do not constitute endorsement of the product by the authors or the National Strength and Conditioning Association.

REFERENCES

1. Bosco, C, Cardinale, M, and Tsarpela, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 79: 306–311, 1999.
2. Burke, D, Hagbarth, KE, Lofstedt, L, and Wallin, BG. The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *J Physiol* 261: 695–711, 1976.
3. Cochrane, DJ, Stannard, SR, Walmesly, A, and Firth, EC. The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *J Sci Med Sport* 11: 527–534, 2008.
4. Dong, RG, McDowell, TW, and Welcome, DE. Biodynamic response at the palm of the human hand subjected to a random vibration. *Ind Health* 43: 241–255, 2005.

5. Eklund, G and Hagbarth, KE. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol* 16: 80–92, 1966.
6. Elble, RJ and Koller, WC. *Tremor*. Baltimore, MD: Johns Hopkins, 1990.
7. Griffin, MJ. *Handbook of Human Vibration*. London, United Kingdom: Academic Press, 1996.
8. HSE. Hand-arm vibration: The control of vibration at work regulations 2005. *Guidance on Regulations*. HSE BOOKS, 2005.
9. Humpries, B, Warman, G, Purton, J, Doyle, TLA, and Dugan, E. The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *J Sci Med Sport* 16–22, 2004.
10. Issurin, VB, Liebermann, DG, and Tenenbaum, G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci* 12: 561–566, 1994.
11. Issurin, VB and Tenenbaum, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 17: 177–182, 1999.
12. Luo, J, McNamara, BP, and Moran, K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. *Med Eng Phys* 27: 513–522, 2005.
13. Mischi, M and Cardinale, M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 41: 645–653, 2009.
14. Moras, G, Rodriguez-Jimenez, S, Tous-Fajardo, J, Ranz, D, and Mujika, I. A vibratory bar for upper body: Feasibility and acute effects on EMG activity. *J Strength Cond Res* 24: 2132–2142, 2010.
15. Pel, JJ, Bagheri, J, van Dam, LM, van den Berg-Emons, HJ, Horemans, HL, Stam, HJ, and van der Steen, J. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Med Eng Phys* 31: 937–944, 2009.
16. Poston, B, Holcomb, WR, Guadagnoli, MA, and Linn, LL. The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. *J Strength Cond Res* 21: 199–203, 2007.
17. Pretoni, E, Colombo, A, Verga, M, Galvani, C, Faina, M, Rodano, R, and Cardinale, M. The effects of whole-body vibration in isolation or combined with strength training in female athletes. *J Strength Cond Res* 26: 2495–2506, 2012.
18. Rauch, F, Sievanen, H, Boonen, S, Cardinale, M, Degens, H, Felsenberg, D, Roth, J, Schoenau, E, Verschuere, S, and Rittweger, J. Reporting whole-body vibration intervention studies: Recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 10: 193–198, 2010.
19. Roelants, M, Verschuere, SMP, Delecluse, C, Levin, O, and Stijnen, V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 20: 124–129, 2006.
20. Schuster, A. On the investigation of hidden periodicities with application to a supposed 26 day period of meteorological phenomena. *Terr Mag Atm Elect* 3: 13–41, 1898.
21. Spiliopoulou, SI, Amiridis, IG, Tsiganos, G, Economides, D, and Kellis, E. Vibration effects on static balance and strength. *Int J Sports Med* 31: 610–616, 2010.
22. Tripp, BL, Faust, D, and Jacobs, P. Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *J Athl Train* 44: 617–623, 2009.

ESTUDIO

III

Effect of vibration frequency on agonist and antagonist arm muscle activity

Sergio Rodríguez Jiménez · Adolfo Benítez ·
Miguel A. García González · Gerard Moras Feliu ·
Nicola A. Maffiuletti

Received: 10 October 2014 / Accepted: 11 January 2015 / Published online: 23 January 2015
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

Abstract

Purpose This study aimed to assess the effect of vibration frequency (f_{out}) on the electromyographic (EMG) activity of the biceps brachii (BB) and triceps brachii (TB) muscles when acting as agonist and antagonist during static exercises with different loads.

Methods Fourteen healthy men were asked to hold a vibratory bar as steadily as possible for 10 s during lying row (pulling) and bench press (pushing) exercise at f_{out} of 0 (non-vibration condition), 18, 31 and 42 Hz with loads of 20, 50, and 80 % of the maximum sustainable load (MSL). The root mean square of the EMG activity (EMG_{RMS}) of the BB and TB muscles was expressed as a function of the maximal EMG_{RMS} for respective muscles to characterize agonist activation and antagonist coactivation.

Results We found that (1) agonist activation was greater during vibration (42 Hz) compared to non-vibration exercise for the TB but not for the BB muscle ($p < 0.05$); (2) antagonist activation was greater during vibration

compared to non-vibration exercise for both BB ($p < 0.01$) and TB ($p < 0.05$) muscles; (3) the vibration-induced increase in antagonist coactivation was proportional to vibration f_{out} in the range 18–42 Hz and (4) the vibration-induced increase in TB agonist activation and antagonist coactivation occurred at all loading conditions in the range 20–80 % MSL.

Conclusion The use of high vibration frequencies within the range of 18–42 Hz can maximize TB agonist activation and antagonist activation of both BB and TB muscles during upper limb vibration exercise.

Keywords Electromyography · EMG activity · Coactivation · Vibration exercise · Vibratory bar

Abbreviations

BB	Biceps brachii
EMG	Electromyography
f_{out}	Vibration frequency
MSL	Maximum sustainable load
RMS	Root mean square
TB	Triceps brachii
WBV	Whole body vibration

Introduction

Vibration exercise is an attractive complement to traditional forms of resistance exercise for athletes, elderly people, and health-compromised individuals (Rittweger 2010). Whole body vibration (WBV) has become the most popular modality of vibration exercise for the lower limbs (Rittweger 2010; Roelants et al. 2006), while several tools like vibratory dumbbells (Bosco et al. 1999), vibrating pulley-like devices (Issurin and Tenenbaum 1999; Mischi and

Communicated by Toshio Moritani.

S. Rodríguez Jiménez (✉) · A. Benítez · G. Moras Feliu
Sports Sciences Research Group, INEFC, Institut Nacional
d'Educació Física de Catalunya, Centro de Barcelona, University
of Barcelona, Avda. de l'Estadi s/n Anella Olímpica de Montjuïc,
08038 Barcelona, Spain
e-mail: sergiorjbcn@gmail.com

A. Benítez · M. A. García González
Group of Biomedical and Electronic Instrumentation, Department
of Electronic Engineering, Technical University of Catalonia
(UPC), Barcelona, Spain

N. A. Maffiuletti
Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic,
Lengghalde 2, 8008 Zurich, Switzerland

Cardinale 2009) and more recently vibratory bars (Moras et al. 2010; Poston et al. 2007; Rodríguez-Jiménez et al. 2014) have also been specifically designed for upper limb vibration exercise. One of the main features of the vibratory stimulus is that it has been shown to acutely improve specific aspects of neuromuscular performance like maximal power output (Bosco et al. 1999; Cochrane et al. 2008; Issurin and Tenenbaum 1999; Poston et al. 2007), maximal strength (Liebermann and Issurin 1997) and muscle activity, as evaluated with surface electromyography (EMG) (Bosco et al. 1999; Mischi and Cardinale 2009; Moras et al. 2010).

The majority of the studies that focused on the characteristics of the vibration exercise protocol such as vibration frequency, vibration amplitude, body position and load condition (with the objective to define adequate training doses) were conducted on lower limb muscles. In general, WBV exercise resulted in greater EMG activity compared to non-WBV exercise (Cardinale and Lim 2003; Roelants et al. 2006). These studies have used vibration frequencies ranging from 20 to 50 Hz and submaximal (Hazell et al. 2010; Ritzmann et al. 2013) or maximal loads (Rønnestad et al. 2012). For WBV, there is some evidence suggesting that EMG activity would increase linearly as a function of the vibration frequency within a range of 5–30 Hz (Bersch and Sommer 2004; Pollock et al. 2010; Ritzmann et al. 2013), while inconsistent results were obtained within the 25–50 Hz range (Cardinale and Lim 2003; Hazell et al. 2007, 2010). Similarly to WBV, upper limb vibration exercise in the frequency range 23–31 Hz has resulted in greater EMG activity of upper limb muscles compared to non-vibration exercise (Bosco et al. 1999; Mischi and Cardinale 2009; Moras et al. 2010). In a recent study evaluating the effects of vibration on arm muscle activity during isometric elbow flexion and extension (Mischi and Cardinale 2009), the vibration-induced (28 Hz) increase in agonist muscle activity was more evident when higher levels of muscular tension were exerted, while the vibration-induced increase in antagonist coactivation was greater at lower levels of tension. However, until now, no study has systematically compared the impact of different vibration frequencies, including frequencies clearly above 30 Hz, on agonist activation and antagonist coactivation during upper limb vibration exercise with different loads.

Therefore, the aim of the present study was to assess the effect of different vibration frequencies on the EMG activity of the biceps brachii (BB) and triceps brachii (TB) muscles when acting as agonist and antagonist during pulling and pushing static exercises with different loads. The EMG data reported in the present study were collected in our previous work (Rodríguez-Jiménez et al. 2014). Based on the existing literature, we formulated the following hypotheses: (1) vibration exercise would result in greater agonist

activation and antagonist coactivation than non-vibration exercise; (2) the expected vibration-induced increase in agonist activation and antagonist coactivation would be proportional to the vibration frequency and (3) would occur regardless of the applied load.

Methods

Subjects and study design

Fourteen healthy men (mean $\pm$ SD: age 25 ± 5 years; height 179 ± 5 cm; body weight 74 ± 6 kg) volunteered to participate in the study. They had previous experience in supervised resistance training (at least 2 sessions/week during the 2 years preceding the study), but not in vibration exercise. A repeated-measures (single-session) design consisting of 24 randomly-presented measurements was used to analyze the influence of four different vibration frequencies (f_{out}) (0 [non-vibration], 18, 31 and 42 Hz) on the EMG activity of the BB and TB muscles during pulling and pushing static exercises with three different loading conditions (20, 50 and 80 % of the maximum sustainable load [MSL]). For each of the 24 measurements ($4 f_{out} \times 2$ exercises $\times 3$ loads), subjects were asked to hold the vibratory bar as steadily as possible for 10 s while keeping the elbow joint angle at approximately 90° . The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by the “Comitè d'ètica d'investigacions clíniques de l'Administració esportiva de Catalunya” (01/2011/CEICEGC). Written informed consent was obtained from all participants before inclusion.

Experimental setup

For measurements during the lying row (pulling) exercise, subjects lay prone on a horizontal bench elevated over another horizontal bench. For measurements during the bench press (pushing) exercise, subjects lay supine on the lower horizontal bench with their knees flexed approximately 90° . The vibratory bar entails a three-phase electric vibrating motor (Italvibras M3/45-S02, 50 Hz, Fiorano Modenese, Italy) fixed in a cylindrical central body with two bars welded to its lateral sheets. The length and mass of the vibratory bar were 1.1 m and 8.8 kg, respectively. An inverter (Omron Sysdrive 3G3JV, single phase 230 V, 0.55 kW) was used to reduce the speed of the motor (3,000 rpm) according to the required frequency. The two extremities of the vibratory bar were attached to the guide rails of a pneumatic resistance system (Keiser Half Rack, Fresno, CA) by means of carabineers, which allowed pneumatic pulleys to roll seamlessly with the movement of the bar (Rodríguez-Jiménez et al. 2014).

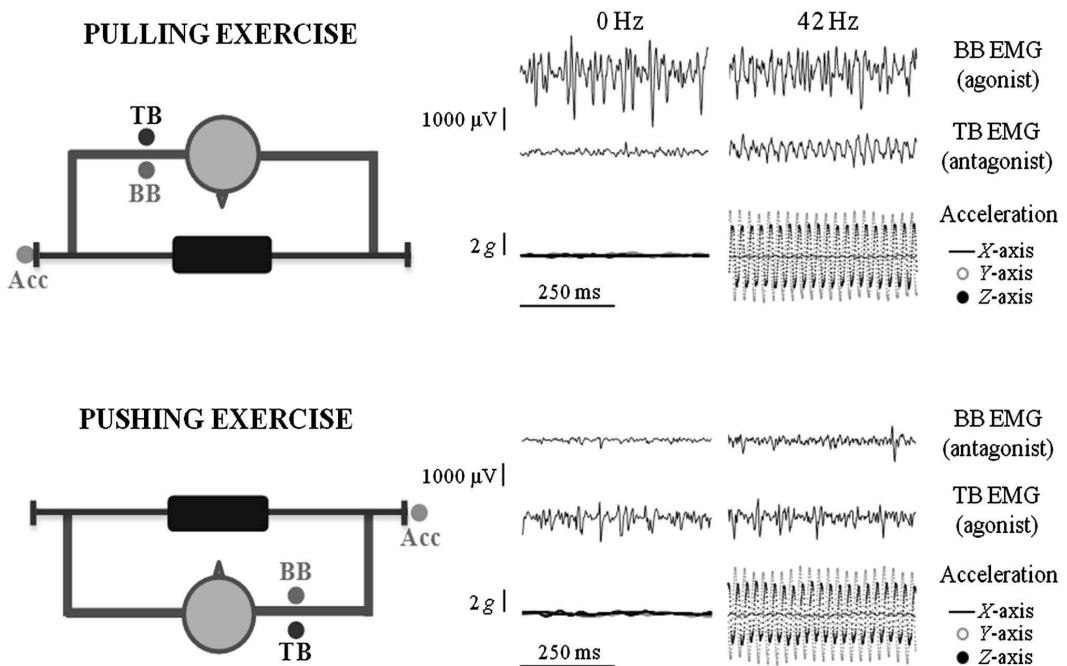


Fig. 1 EMG data of a representative subject with f_{out} of 0 Hz (non-vibration) and 42 Hz and load of 50 % MSL during pulling and pushing exercises. For each exercise, the *top* traces show the EMG data

of the biceps brachii (BB) and triceps brachii (TB) muscles. The *curves at the bottom* illustrate the three-dimensional acceleration of the vibratory bar

Assessment of MSL

Subjects were asked to maintain the exercise position as steadily as possible for 5 s, while the 90°-elbow joint angle was verified with an electronic goniometer (SG110, Biometrics Ltd, Newport, United Kingdom). They were asked to hold the vibratory bar with a pronated grip and not to modify the wrist position during the assessments. Previously documented training experience was used as guidance for selecting the initial test weight. The load was progressively increased by 10 kg after each successful attempt until the subject was unable to maintain the isometric position for at least 5 s. Then, the load was decreased by 5 kg and a last attempt was made. The load corresponding to the last successful attempt was considered as the MSL (pulling: 86 ± 8 kg; pushing: 79 ± 14 kg).

Vibration exercise

Subjects were asked to hold the vibratory bar as steadily as possible for 10 s with an elbow joint angle of 90°, and with f_{out} of 0 (non-vibration condition), 18, 31 and 42 Hz and loads of 20, 50 and 80 % MSL. The order in which the different frequencies and loads were assigned was randomized

between subjects. The duration of recovery phases was self-selected on an individual basis, with a minimum of 3 min between trials and 10 min between the two exercise types (pushing and pulling).

EMG recordings

Surface EMG activity of the right TB (long head) and BB muscles (Fig. 1) was recorded during all maximal (MSL assessment) and submaximal trials. For each muscle, two sensors (inter-electrode distance: 25 mm; Blue Sensor, Medicotest, Ølstykke, Denmark) were placed longitudinally to the orientation of muscle fibers, approximately halfway from the motor point area to the distal part of the muscle (Hermens et al. 2000). The reference electrode was placed 5–6 cm away from the active sensors, as per manufacturer's specifications. Prior to electrode placement, the skin was shaved, abraded and cleaned with isopropyl alcohol to reduce inter-electrode impedance. The cables were carefully taped to the skin to avoid motion artifacts. EMG electrodes were connected to a 14-bit AD converter (ME6000 Biomonitor, Mega Electronics, Kuopio, Finland; sensitivity: 1 µV, CMRR: 110 dB) by pre-amplified cables. Raw EMG signals were pre-amplified (gain: 305,

Table 1 Raw EMG_{RMS} data (μ V) of the biceps brachii (BB) and triceps brachii (TB) by frequency (f_{out}) and load conditions

Vibration f_{out}						
Exercise	Muscle	Load	0 Hz	18 Hz	31 Hz	42 Hz
Pulling	BB	20 % MSL	214 $\pm$ 149	210 $\pm$ 109	223 $\pm$ 114	250 $\pm$ 137
		50 % MSL	487 $\pm$ 289	488 $\pm$ 308	457 $\pm$ 275	549 $\pm$ 314
		80 % MSL	863 $\pm$ 436	784 $\pm$ 449	789 $\pm$ 453	777 $\pm$ 426
	TB	20 % MSL	84 $\pm$ 30	88 $\pm$ 31	108 $\pm$ 36	129 $\pm$ 41
		50 % MSL	143 $\pm$ 54	143 $\pm$ 53	180 $\pm$ 76	224 $\pm$ 62
		80 % MSL	217 $\pm$ 94	223 $\pm$ 91	266 $\pm$ 118	305 $\pm$ 114
Pushing	BB	20 % MSL	34 $\pm$ 15	87 $\pm$ 36	115 $\pm$ 62	134 $\pm$ 75
		50 % MSL	76 $\pm$ 50	112 $\pm$ 55	123 $\pm$ 58	172 $\pm$ 91
		80 % MSL	92 $\pm$ 46	124 $\pm$ 43	178 $\pm$ 124	226 $\pm$ 123
	TB	20 % MSL	89 $\pm$ 49	103 $\pm$ 39	116 $\pm$ 54	140 $\pm$ 48
		50 % MSL	238 $\pm$ 107	242 $\pm$ 101	267 $\pm$ 112	270 $\pm$ 115
		80 % MSL	431 $\pm$ 119	403 $\pm$ 137	414 $\pm$ 168	443 $\pm$ 125

Mean data $\pm$ SD. MSL
maximum sustainable load;
0 Hz = non-vibration condition

bandwidth: 8–500 Hz) and sampled at 2,000 Hz before being stored on a personal computer. No additional filters were used to avoid significant alterations of the EMG signals, as recently suggested by Ritzmann et al. (2010).

The middle 3-s portion of each maximal contraction (MSL assessment) and the middle 5-s portion of each sub-maximal contraction were considered for further analysis. EMG data were processed using custom-written Matlab routines (The MathWorks Version 7.11.0.584, Natick, MA). The root mean square of the EMG signal (EMG_{RMS}) was calculated by applying the Parseval's theorem (Brandt 2011): first, the power spectrum was estimated using the periodogram; second, the power spectrum was integrated from 10 to 500 Hz; finally, the RMS value was obtained by taking the square root of the obtained power. To calculate agonist activation and antagonist coactivation, sub-maximal EMG_{RMS} values of BB and TB muscles when acting as agonist (pulling for BB and pushing for TB) and antagonist (pushing for BB and pulling for TB) were consistently normalized to the maximal EMG_{RMS} values (obtained at 100 % MSL) of respective muscles when acting as agonist. All EMG_{RMS} data were normalized to the values obtained at 100 % MSL on an individual basis to ensure comparable conditions between the different subjects.

Statistical analysis

All data were initially evaluated for normality using the Kolmogorov–Smirnov test. The dependent variables were agonist activation and antagonist coactivation of BB and TB muscles. The independent variables were f_{out} and load. Two-way ANOVAs for repeated measures followed by Tukey post hoc comparisons were used to investigate the effect of f_{out} (0 [non-vibration], 18, 31 and 42 Hz) and load

(20, 50 and 80 % MSL) on dependent variables. Effect size statistic, η^2 , was analyzed to determine the magnitude of the effect independent of the sample size. The level of significance was set at 0.05 for all the analyses. Data were analyzed using Statistica 7.0 (StataSoft Inc., Tulsa, OK) and are presented as means $\pm$ standard deviations (SD).

Results

Raw EMG_{RMS} values of BB and TB muscles by f_{out} and load conditions are presented in Table 1, for both pulling and pushing exercise.

A significant load effect was consistently observed for all the EMG variables ($p < 0.001$) with a progressive increase in BB and TB agonist activation (see also Fig. 2) and antagonist coactivation (see also Fig. 3) with increasing load.

Agonist activation of the BB muscle was not significantly affected by f_{out} ($p = 0.18$; $\eta^2 = 0.007$; Fig. 2a). On the other hand, a significant main effect of f_{out} ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.009$) was observed for agonist activation of the TB muscle (Fig. 2b). The highest f_{out} (42 Hz) elicited a greater EMG_{RMS} response than 0 and 18 Hz (21 $\pm$ 19 %; $p < 0.05$).

Antagonist coactivation was significantly affected by f_{out} for both BB ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.278$; Fig. 3a) and TB ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.058$; Fig. 3b) muscles. For the BB muscle, coactivation was significantly greater at all vibration f_{out} compared to 0 Hz (18 Hz: 93 $\pm$ 74 %; 31 Hz: 128 $\pm$ 84 %; 42 Hz: 172 $\pm$ 84 %). BB antagonist coactivation was also significantly greater at 42 Hz than at 18 Hz (44 $\pm$ 15 %). For the TB muscle, coactivation was significantly greater at 31 and 42 Hz compared to both 0 Hz (29 $\pm$ 4 and 50 $\pm$ 9 %, respectively) and 18 Hz (24 $\pm$ 2 and 45 $\pm$ 8 %, respectively).

Fig. 2 Changes in agonist activation of biceps (a) and triceps brachii (b) muscles by loading (20, 50 and 80 % MSL) and f_{out} conditions. For each muscle, the top small panel shows the post hoc comparisons for f_{out} main effect. Values are mean $\pm$ SD, $n = 14$. *Significantly higher than 0 Hz ($p < 0.05$); #Significantly higher than 18 Hz ($p < 0.05$)

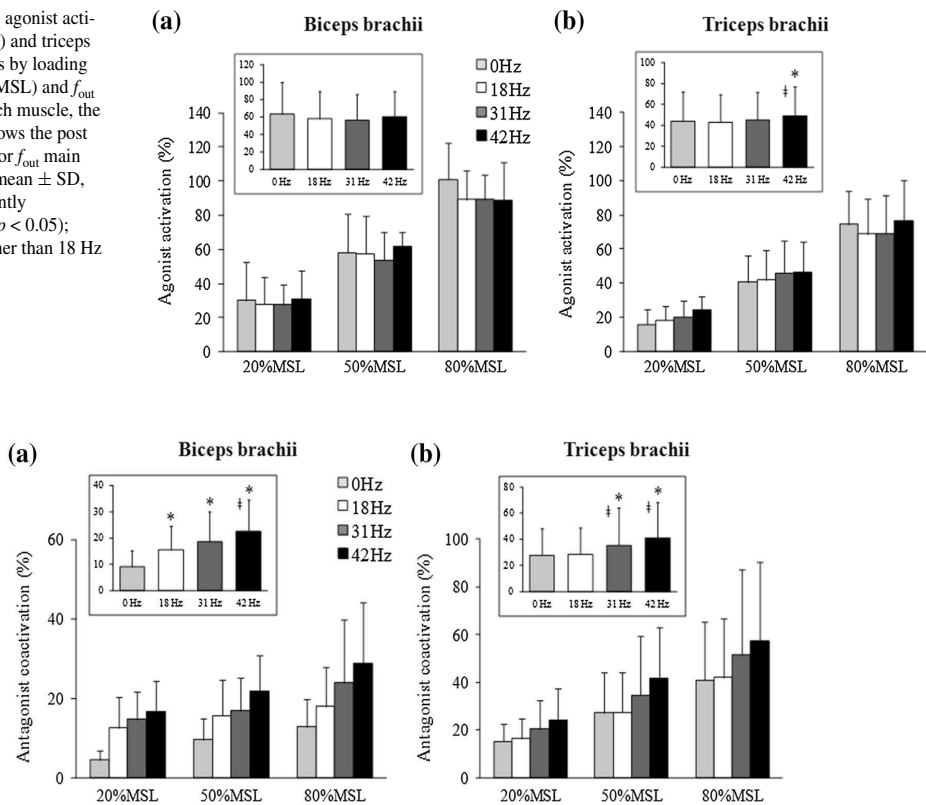


Fig. 3 Changes in antagonist coactivation of biceps (a) and triceps brachii (b) muscles by loading (20, 50 and 80 % MSL) and f_{out} conditions. For each muscle, the top small panel shows the post hoc comparisons for f_{out} main effect. Note that the higher the f_{out} the higher

the antagonist coactivation in both muscles. Values are mean $\pm$ SD, $n = 14$. **a** *Significantly higher than 0 Hz ($p < 0.01$); #Significantly higher than 18 Hz ($p < 0.001$); **b** *Significantly higher than 0 Hz ($p < 0.05$); #Significantly higher than 18 Hz ($p < 0.05$)

Discussion

The main findings of this study were that: (1) agonist activation was greater during vibration exercise at 42 Hz compared to non-vibration exercise for the TB but not for the BB muscle; (2) antagonist activation was greater during vibration compared to non-vibration exercise for both BB and TB muscles; (3) the vibration-induced increase in antagonist coactivation was proportional to vibration f_{out} and (4) the vibration-induced increase in TB agonist activation and TB and BB antagonist coactivation was independent from the applied load.

Our first hypothesis was not fully confirmed as vibration exercise at the highest f_{out} resulted in higher agonist activation than non-vibration exercise for the TB (+21 %) but not for the BB muscle. A potential explanation for this unexpected discordance between muscles may refer to biomechanical differences between pulling and pushing the vibratory bar. Pulling exercise was mainly characterized by

combined grip and pull-only coupling action with the tension acting mainly on the fingers. In contrast, pushing exercise was characterized by combined grip and push with the tension acting mainly at the palm. These differences could have affected in a different way the biodynamic response of the finger-hand-arm system during vibration exposure and the vibration transmissibility to the target muscles (Aldien et al. 2006; Dong et al. 2004, 2005). This leads us to conjecture that the higher effective palm force while pushing the vibratory bar might have favored a larger vibration power transmission to the upper extremity (Dong et al. 2005) compared with pulling, which in turn resulted in greater agonist activation of the TB. However, the observed vibration-induced increase in TB agonist activation was only significant at the higher f_{out} of 42 Hz. It has been demonstrated that vibration exercise can elicit a stretch reflex response similar to the tonic vibration reflex (Pollock et al. 2012; Ritzmann et al. 2010), which can result in increased motor unit recruitment and/or firing rate (Pollock et al.

2012; Ritzmann et al. 2010). In the same way, it has also been suggested that during vibration exercise the muscle tendon units are stretched in every vibration cycle (Cochrane et al. 2009), which could induce a frequency-dependent activation of the muscles spindles that elicit the stretch reflex responses detectable in the EMG signal (Ritzmann et al. 2010). If it is the case, it can be speculated that the observed vibration-induced increase in TB agonist activation at the highest f_{out} was caused, at least in part, by a greater number of stretch reflex responses compared to lower f_{out} . Previous studies have found greater agonist activation for the TB with vibration frequencies of 23 and 31 Hz (Moras et al. 2010), for both TB and BB with 28 Hz (Mischi and Cardinale 2009), and for the BB with 30 Hz (Bosco et al. 1999) and 50 Hz (García-Gutiérrez et al. 2014) when compared to non-vibration exercise. The discrepancies between these previous studies and our present work may be due to differences in several set up aspects like exercise posture, handle coupling actions, elbow joint angle, vibration device, vibration direction and magnitude of vibration acceleration, which could have influenced the level of agonist activation.

Antagonist activation was greater during vibration compared to non-vibration exercise for both BB and TB muscles. These findings are in line with previous WBV and upper limb vibration studies (Mischi and Cardinale 2009; Ritzmann et al. 2013). Interestingly, the fact that vibration moderately increased (for TB) or did not affect (for BB) agonist activation, but strongly increased both BB and TB antagonist coactivation leads us to conjecture that one or more of the following mechanisms could have played a role (Rothmüller and Cafarelli 1995): first, driving α -motoneurons during vibration may increase excitation of Renshaw cells, which would inhibit Ia inhibitory interneurons, and increase coactivation (Brooks 1986); second, the complexity of the task for controlling force production during vibration could have resulted in greater coactivation since this latter is needed to control precise movements (Smith 1981). In the upper extremity, muscle coactivation has been demonstrated to produce greater movement accuracy and reduced phase lag to external perturbations (Humphrey and Reed 1983). It is also important to note that the vibration-induced increase in antagonist coactivation observed in the present study was greater for the BB than for the TB (~130 vs. ~40 %). The above-discussed differences in the hand-handle coupling actions between pulling and pushing exercises could have favored the higher BB coactivation while pushing the vibratory bar. Moreover, and according to the findings of Mischi and Cardinale (2009), both BB and TB seem to be more sensitive to the vibration exposure during static exercises involving elbow extension (such as the present pushing exercise) as compared to elbow flexion. This could occur because our

subjects had more difficulties in controlling joint rotation and upper extremity position during pushing exercise in general, hence adopting a neural strategy favoring increased antagonist EMG activity. The difficulty in controlling this exercise position was also accentuated by the fact that the hand-arm system acted like an inverted pendulum during the pushing exercise. That is, whereas a normal pendulum (pulling lying row exercise) is stable when the bar is hanging downwards, an inverted pendulum (pushing bench press exercise) is inherently unstable (kumar et al. 2013). It has been suggested that antagonist coactivation is necessary to aid the ligaments in maintaining joint stability, equalizing the articular surface pressure distribution, and regulating the mechanical impedance of the joint (Baratta et al. 1988). The observed vibration induced-increase of coactivation that was proportional to vibration f_{out} in the range of 18–42 Hz is considered to have a positive effect on joint protection and stabilization associated with postural control strategies during vibration exercise (Berschin and Sommer 2004; Mischi and Cardinale 2009).

As expected, the progressive increase of load from 20 to 80 % of the MSL was associated to a proportional increase in agonist and antagonist activity for both muscles. The present results confirm the previously-reported load-dependent enhancement of EMG activity during WBV (Hazell et al. 2010; Ritzmann et al. 2013) and upper limb vibration exercise (Mischi and Cardinale 2009). Accordingly, this suggests that external loading is a prerequisite for maximizing agonist and antagonist muscle recruitment during upper limb vibration exercise. More interestingly, the effect of vibration on TB agonist activation and antagonist coactivation was consistent whatever the load in the range of 20–80 % MSL. This implies that such modulation is not muscle-tension dependent, and that, whatever the applied load, the superimposed vibration can modify the pattern of motor unit recruitment with respect to the same exercise with no vibration. However, our present results are contrary to those reported by Mischi and Cardinale (2009). Again, this could be partly explained by differences between vibrating devices in stimulus transmission, resulting in a different vibration damping effect across loads. The acceleration and peak-to-peak displacement of our vibratory bar were hardly influenced by overloading partly because the vibration source was mounted directly onto the bar (Rodríguez-Jiménez et al. 2014). In contrast, the vibration transmissibility of the device used by Mischi and Cardinale (2009) is clearly tension-dependent because the sinusoidal vibrations are produced by an electromagnetic generator and mechanically transmitted to the hands through belts; an excessive damping effect onto the belts during the lower levels of muscular tension could partly explain the absence of vibration effects they observed. On the other hand, our current results are in line with the findings of Moras et al.

(2010) who observed similar vibration-induced increases in TB (agonist activation), deltoid and pectoralis EMG activity with low loads (vibratory bar of 15 kg), which is close to the lighter intensity (20 % MSL) used in the present study.

For the first time, we attempted to understand the impact of different vibration frequencies, including frequencies clearly above 30 Hz, on agonist and antagonist muscle activity during upper limb vibration exercise with different loads. The observed effects suggest specific vibration-related benefits as an alternative to resistance exercise with no vibration for both strength training and rehabilitation purposes. Moreover, the observed load-independent increases in agonist and antagonist muscle activity mediated by the vibratory stimulus suggest that such approach could be particularly suitable for rehabilitation programs where only low-force contractions could be produced. Based on the present findings, we propose the following recommendations for upper limb vibration exercise: (1) if the aim is to maximize agonist activation, this is possible for the TB (not for the BB) using a frequency of ~42 Hz and whatever load in the range of 20–80 % MSL; (2) if the aim is to maximize antagonist coactivation, this is possible for both TB and BB muscles using frequencies higher than 30 Hz and whatever load in the range 20–80 % MSL. Further research is required to demonstrate how (and if) the acute increases in agonist and antagonist EMG activity mediated by the vibratory stimulus could result into chronic neuromuscular and functional adaptations. Additional studies are also required to explore the mechanisms underlying the differences in muscle activity between vibration and non-vibration upper limb exercise, particularly for the antagonist muscles.

A major limitation of the present study is that we did not demonstrate the chronic effects of vibration exercise. However, the observed acute adjustments could have a potential long-term impact on specific neuromuscular features, provided the stimulus is repeated and adequately modulated over time. Another limitation of our study is that the EMG activity was only recorded from two upper limb muscles, while many other muscles of the shoulder, elbow and wrist contributed to the pulling and pushing exercises. Finally, because all measurements were conducted during static exercise, it is unclear whether similar results can also occur during dynamic actions (concentric or eccentric) which are actually more common in strength training.

Conclusions

This study has demonstrated that upper limb vibration exercise by use of a vibratory bar did not modify BB agonist activation during lying row (pulling) static

exercise compared to non-vibration exercise. On the other hand, a vibration frequency of 42 Hz was able to increase TB agonist activation during bench press (pushing) static exercise. The vibration-induced increase in antagonist coactivation was proportional to the vibration frequency, and was greater for the BB than for the TB muscle. Therefore, the use of high vibration frequencies (within the range of 18–42 Hz) regardless of the level of muscular tension is supposed to be the most important prerequisite for optimizing upper limb vibration exercise.

Acknowledgments The authors thank the participants for their time and effort. The authors would also like to thank Raul Cabello for help in data collection during the study. This research was supported by the European Social Fund and the Commission for Universities and Research of the Catalan Government's Department of Innovation, Universities and Enterprises.

Conflict of interest None.

Ethical standards The experiments comply with the current laws of the country in which they were performed.

References

- Aldien Y, Marcotte P, Rakheja S, Boileau PE (2006) Influence of hand–arm posture on biodynamic response of the human hand–arm exposed to zh-axis vibration. *Int J Ind Ergon* 36:45–59
- Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R (1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 16:113–122
- Berschlin G, Sommer H-M (2004) Vibration strength training and joint stabilization: EMG based examination of the influence of vibration frequency and posture on muscle activation and co-activation. *Dtsch Z Sportmed* 55:152–156
- Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O (1999) Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol* 79:306–311
- Brandt A (2011) Noise and vibration analysis: signal analysis and experimental procedures. Wiley, Chichester, United Kingdom
- Brooks VB (1986) The neural basis of motor control. Oxford University Press, New York
- Cardinale M, Lim J (2003) Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 17:621–624
- Cochrane DJ, Stannard SR, Walmsely A, Firth EC (2008) The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *J Sci Med Sport* 11:527–534
- Cochrane DJ, Loram ID, Stannard SR, Rittweger J (2009) Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of EMG activity during acute whole-body vibration. *Muscle Nerve* 40:420–429
- Dong RG, Schopper AW, McDowell TW, Welcome DE, Wu JZ, Smutz WP, Warren C, Rakheja S (2004) Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system. *Med Eng Phys* 26:483–492
- Dong RG, McDowell TW, Welcome DE (2005) Biodynamic response at the palm of the human hand subjected to a random vibration. *Ind Health* 43:241–255

- García-Gutiérrez MT, Rhea MR, Marín PJ (2014) A comparison of different vibration exercise techniques on neuromuscular performance. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 14:303–310
- Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA (2007) Skeletal muscle EMG changes during whole body vibration: the influence of frequency and amplitude. *Med Sci Sports Exerc* 39:S435
- Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM (2010) Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *J Strength Cond Res* 24:1860–1865
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10:361–374
- Humphrey DR, Reed DJ (1983) Separate cortical systems for control of joint movement and joint stiffness: reciprocal activation and coactivation of antagonist muscles. *Adv Neurol* 39:347–372
- Issurin VB, Tenenbaum G (1999) Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 17:177–182
- Kumar N, Verma VP, Mulo T, Dey A, Majumdar S (2013) Three degree of freedom control of inverted pendulum by using repulsive magnetic levitation. *Int J Recent Trends Eng Tech* 8:91–94
- Liebermann DG, Issurin V (1997) Effort perception during isotonic muscle contractions with superimposed mechanical vibratory stimulation. *J Hum Mov Stud* 32:171–186
- Mischi M, Cardinale M (2009) The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 41:645–653
- Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Tous-Fajardo J, Ranz D, Mujika I (2010) A vibratory bar for upper body: feasibility and acute effects on EMG activity. *J Strength Cond Res* 24:2132–2142
- Pollock RD, Woledge RC, Mills KR, Martin FC, Newham DJ (2010) Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. *Clin Biomech* 25:840–846
- Pollock RD, Woledge RC, Martin FC, Newham DJ (2012) Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. *J Appl Physiol* 112:388–395
- Poston B, Holcomb WR, Guadagnoli MA, Linn LL (2007) The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. *J Strength Cond Res* 21:199–203
- Rittweger J (2010) Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol* 108:877–904
- Ritzmann R, Kramer A, Gruber M, Gollhofer A, Taube W (2010) EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes? *Eur J Appl Physiol* 110:143–151
- Ritzmann R, Gollhofer A, Kramer A (2013) The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *Eur J Appl Physiol* 113:1–11
- Rodríguez-Jiménez S, Benítez A, García González MA, Feliu GM, Maffiuletti NA (2014) The influence of preset frequency, loading condition, and exercise type on the mechanical behavior of a novel vibratory bar. *J Strength Cond Res* 28:982–989
- Roelants M, Verschueren SMP, Delecluse C, Levin O, Stijnen V (2006) Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 20:124–129
- Rønnestad BR, Holden G, Samnøy LE, Paulsen G (2012) Acute effect of whole-body vibration on power, one-repetition maximum, and muscle activation in power lifters. *J Strength Cond Res* 26:531–539
- Rothmüller C, Cafarelli E (1995) Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *J Physiol* 485(Pt 3):857–864
- Smith AM (1981) The coactivation of antagonist muscles. *Can J Physiol Pharmacol* 59:733–747

PROPIEDAD INDUSTRIAL:
MODELO DE UTILIDAD

I



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



① Número de publicación: **1 065 531**

② Número de solicitud: U 200700627

⑤ Int. Cl.:
A63B 23/12 (2006.01)

⑫

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

⑫ Fecha de presentación: **19.03.2007**

⑦ Solicitante/s: **Gerard Moras Feliu**
Sergio Rodríguez Jiménez y
Julio Tous Fajardo

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **16.09.2007**

⑦ Inventor/es: **Moras Feliu, Gerard;**
Rodríguez Jiménez, Sergio y
Tous Fajardo, Julio

⑦ Agente: **No consta**

⑭ Título: **Sistema de barra vibratoria para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico.**

ES 1 065 531 U

DESCRIPCIÓN

Sistema de barra vibratoria para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico.

La presente invención consiste en una barra rígida, preparada para la adaptación de uno o dos motores vibradores mediante un sistema de anclaje, que transmite de forma efectiva la vibración al cuerpo humano. Con este sistema se consigue una mayor localización de los efectos de la vibración en las extremidades superiores, en relación a otros sistemas de vibración conocidos hasta ahora.

Antecedentes de la invención

Son conocidas plataformas vibratorias de movimiento vertical sinusoidal y basculantes para su aplicación en gran medida a las extremidades inferiores. El sistema consiste en una plataforma rígida a la cual se adaptan en su parte inferior motores vibradores. Este sistema gravita encima de unos dampers unidos a la plataforma y a un contrapeso en su parte inferior. Estas plataformas vibratorias no permiten realizar muchos de los movimientos característicos usados en entrenamiento deportivo, en las extremidades superiores. Además, las plataformas convencionales son sistemas fijos que sólo permiten el movimiento del cuerpo humano sobre las mismas.

Para evitar los inconvenientes de estos tipos de plataformas, los titulares de la presente invención, Dr. Gerard Moras Feliu y Sr. Sergio Rodríguez Jiménez, diseñaron un nuevo sistema vibratorio cuyas características fundamentales son las siguientes: la utilización de una barra con dos diámetros diferenciados y la confección de unas abrazaderas para la sujeción de motores vibratorios a la misma.

Descripción de la invención

El sistema de barra vibratoria (figura 1, 2 y 3) consiste en una barra rígida preparada para la adaptación

de uno o dos motores vibratorios (1) mediante un sistema de anclaje que permite la transmisión efectiva de vibración a toda la barra. La barra presenta dos diámetros diferenciados en función de la posición seleccionada de los motores. La porción de la barra (figura 4) de mayor diámetro (1) está destinada a la sujeción de los motores. La porción de menor diámetro (2) será destinada al agarre por parte de los sujetos, siendo similar a los diámetros utilizados en barras estándar, propias del fitness y acondicionamiento físico.

La abrazadera de sujeción (figura 5) entre el motor y la barra, consiste en una placa rectangular (1) que dispone de orificios que coinciden con los anclajes del motor, y que se unen mediante tornillos de seguridad (2). Por el otro lado, mediante soldaduras suficientemente elásticas (3), se une a la placa una abrazadera (4) para la sujeción de la barra. Cada abrazadera está compuesta de dos anillos en forma de "U" (5 y 6) con una rebaba en sus extremos (5a y 6a) con uno o dos orificios. Los orificios de ambos anillos deben estar enfrentados, para su unión mediante tornillos de seguridad (7).

Los motores vibratorios se conectan a un inverter para ajustar la velocidad de los motores en función de la frecuencia deseada.

Breve descripción de los dibujos

Para la mejor comprensión de cuanto queda descrito en la presente memoria, se acompañan unos dibujos.

La figuras 1, 2 y 3, son una vista en alzado lateral del sistema de barra vibratoria dotada de una barra con uno o dos motores en diferentes posiciones con sus abrazaderas correspondientes. La figura 4 es una vista en alzado lateral de las barras. La figura 5 corresponde a dos vistas en alzado de la abrazadera. La figura 6, es una vista en planta vista por el extremo superior del sistema vibratorio.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de barra vibratoria para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico, **caracterizado** por una barra rígida preparada para la adaptación de uno o dos motores vibradores mediante un sistema de anclaje. Los dos motores se conectan a un inverter para ajustar la velocidad de los motores en función de la frecuencia deseada.

2. Sistema de barra vibratoria para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico, según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho que la barra rígida presenta dos diámetros diferenciados. La porción de diámetro mayor está destinada a la sujeción de los

motores mediante el anclaje diseñado. Los motores pueden colocarse cerca del centro de la barra (figura 1) o en los extremos (figura 2) de esta dependiendo del tipo de barra utilizada. En el caso de utilizar un solo motor, este puede colocarse en el centro de la barra o en un extremo, colocando, en este caso, un contrapeso en el otro.

3. Sistema de barra vibratoria para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico, según la reivindicación 1, **caracterizado** por un sistema de anclaje de los motores a la barra basado en una abrazadera de sujeción (figura 5) que presenta una elasticidad suficiente para soportar la deformación producida por la vibración mecánica.

FIGURA 1

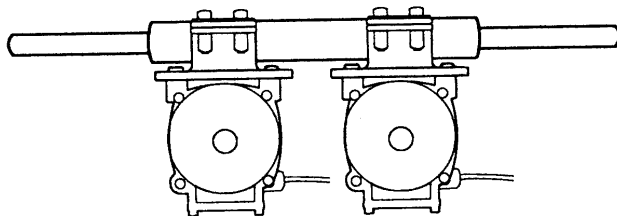


FIGURA 2

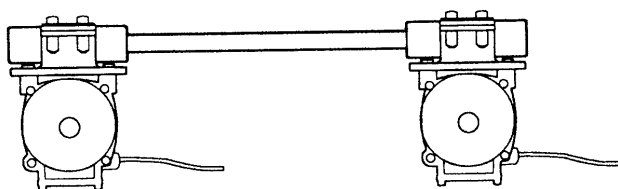


FIGURA 3

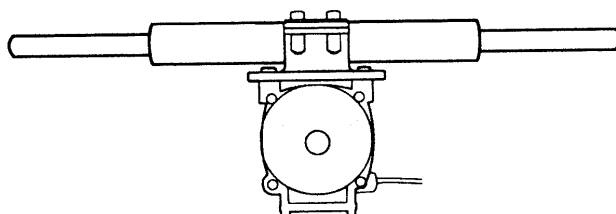


FIGURA 4

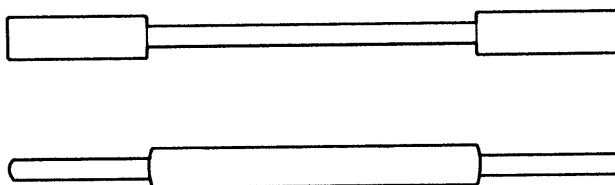


FIGURA 5

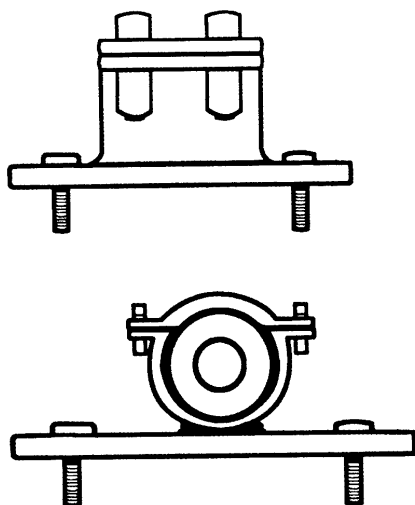
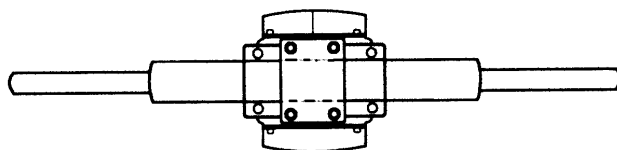


FIGURA 6



PROPIEDAD INDUSTRIAL:
PATENTE DE INVENCION

II

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 387 976**

21 Número de solicitud: 201030371

51 Int. Cl.:

A63B 23/12 (2006.01)

A61H 1/00 (2006.01)

A63B 21/008 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación:

15.03.2010

43 Fecha de publicación de la solicitud:

04.10.2012

Fecha de la concesión:

16.08.2013

45 Fecha de publicación de la concesión:

28.08.2013

73 Titular/es:

RODRÍGUEZ JIMÉNEZ, Sergio (50.0%)

MORAS FELIU, Gerard (50.0%)

72 Inventor/es:

RODRÍGUEZ JIMÉNEZ, Sergio y

MORAS FELIU, Gerard

54 Título: **SISTEMA DE BARRA VIBRATORIA SUSPENDIDA PARA LA APLICACIÓN DE VIBRACIÓN MECÁNICA EN LAS EXTREMIDADES SUPERIORES PARA EL ACONDICIONAMIENTO FÍSICO.**

ES 2 387 976 B1

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 387 976**

21 Número de solicitud: 201030371

57 Resumen:

Sistema de barra vibratoria suspendida para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico. Está compuesto por una barra vibratoria y una estructura circular tubular de la cual se suspende dicha barra mediante dos sistemas de resistencia neumática variable que transmiten tensión a los extremos de la barra a través de dos circuitos de cordón inelástico direccionados por poleas. La barra vibratoria está formada por un cajón de base rectangular sobre el que se fija el motor vibratorio en el cual se acoplan dos barras rígidas tubulares perpendiculares a las caras laterales del cajón y alineadas entre ellas, cuyos extremos presentan puntos de anclaje destinados a la unión de los circuitos de cordón inelástico con la barra vibratoria. Los dos cordones correspondientes a cada uno de los circuitos llegan a la barra vibratoria direccionados en su último tramo por poleas locas. De este modo, los dos sistemas de resistencia neumática actúan en la misma dirección pero en sentido opuesto, permitiendo elevar o bajar la barra vibratoria suspendida en función de la diferencia de tensión. El sistema de anclaje a la barra permite al usuario suspender y descolgar con facilidad la barra vibratoria de la estructura circular, así como unir, en ambos lados, los dos circuitos de cordón inelástico, posibilitando la utilización del sistema de resistencia neumático sin la barra vibratoria y el acoplamiento de otros utensilios prácticos como asaderas, tobilleras u otro tipo de barras para el acondicionamiento físico.

ES 2 387 976 B1

DESCRIPCIÓN

Sistema de barra vibratoria suspendida para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico

La invención se encuadra en el sector de la actividad física y el entrenamiento deportivo, tanto en el ámbito de la salud como en el del alto rendimiento.

5 Antecedentes de la invención

Actualmente, dentro del área de la actividad física y el entrenamiento deportivo, la aplicación de vibración mecánica al cuerpo humano mediante plataformas vibratorias de movimiento vertical sinusoidal y basculantes se ha convertido en un método alternativo de gran interés debido a los efectos positivos que puede provocar en el organismo. El creciente uso de estas plataformas en dichas áreas ha provocado la aparición de una gran variedad de modelos disponibles en el mercado. El sistema consiste en una plataforma rígida a la cual se adaptan en su parte inferior motores vibradores. Este sistema gravita encima de unos dampers unidos a la plataforma y a un contrapeso en su parte inferior. Un panel de control, conectado a un inverter, permite ajustar la frecuencia y la amplitud de la vibración así como el tiempo de exposición.

Aunque estas plataformas vibratorias son bastante versátiles en la aplicación de vibración a las extremidades inferiores a través de su transmisión por contacto de los pies, presentan bastantes limitaciones en cuanto a su aplicación en las extremidades superiores. La necesidad de contactar con las manos o brazos para que el estímulo vibratorio transmitido sea efectivo limita la realización de muchos de los movimientos fundamentales usados en el entrenamiento deportivo con las extremidades superiores. Además, las plataformas convencionales son sistemas fijos que sólo permiten pequeños desplazamientos del cuerpo humano sobre las mismas.

Para evitar los inconvenientes de las plataformas, los titulares de la presente invención, Dr. Gerard Moras Feliu y Sr. Sergio Rodríguez Jiménez, diseñaron un sistema de barra vibratoria (modelo de utilidad; nº publicación: 1065531) cuyas características fundamentales son las siguientes: la utilización de una barra con dos diámetros diferenciados y la confección de unas abrazaderas para la sujeción de motores vibratorios a la misma. Aunque dicho sistema mejora considerablemente su funcionalidad en la aplicación de vibración simultánea a las extremidades superiores respecto a las plataformas, la necesidad de sostener y/o mover el peso libre de la barra,

sometido a la acción de la gravedad, dificulta su uso con cualquier tipo de población como gente mayor, lesionados o discapacitados, y limita algunos de los movimientos fundamentales de las extremidades superiores reduciendo la seguridad durante su ejecución.

- 5 Sería por lo tanto deseable obtener un sistema que permitiera suspender la barra vibratoria para realizar movimientos en cualquier plano sin necesidad de sostener el peso de la barra, pudiendo contactar cómodamente con cualquiera de sus partes para recibir el estímulo vibratorio, y con la posibilidad de modificar fácilmente y de forma segura tanto la posición de la barra como la resistencia de trabajo del sistema.
- 10 Para ello, la presente invención se refiere a la mejora de una barra vibratoria y el diseño de una estructura circular tubular de fácil montaje que permita suspender la barra mediante la interacción de dos sistemas de resistencia neumática variable que transmiten tensión a los extremos de la barra a través de un circuito de cordón inelástico. Este sistema permite obtener una mayor funcionalidad y versatilidad en la
- 15 aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores, facilitando así su uso a cualquier tipo de población con un alto grado de seguridad. Además, el hecho de movilizar en cualquier dirección la barra vibratoria sin necesidad de sostenerla, permite nuevas posibilidades de trabajo en las extremidades inferiores difíciles de conseguir mediante las plataformas vibratorias convencionales.

Descripción detallada de la invención

La presente invención se refiere a un nuevo sistema de barra vibratoria suspendida para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico.

- 5 El nuevo sistema de barra vibratoria suspendida (figura 1) está compuesto por una barra vibratoria (1) y una estructura circular tubular (2) de la cual se suspende dicha barra mediante dos sistemas de resistencia neumática variable (3) que transmiten tensión a los extremos de la barra a través de dos circuitos de cordón inelástico (4) direccionados por poleas (5).
- 10 La barra vibratoria (figura 2) está formada por un cajón de base rectangular (9), con dos caras laterales semicirculares (10), sobre el que se fija el motor vibratorio (11) con tornillos de seguridad (12). Las caras laterales internas del cajón, en su parte superior, están unidas mediante una varilla (13) soldada. En el lado externo de ambas caras laterales del cajón, se acoplan dos placas circulares (14) de radio ligeramente superior a
- 15 las caras del cajón. Las zonas centrales de ambas caras y placas circulares presentan un orificio circular en el cual se acoplan mediante soldadura interna y externa (15) dos barras rígidas tubulares (16) perpendiculares a las caras laterales del cajón y alineadas entre ellas. Ambas barras presentan en sus extremos un punto de anclaje formado un reborde circular (17) con orificios circulares (18) distribuidos en su perímetro,
- 20 destinados a la unión de los circuitos de cordón inelástico con la barra vibratoria. El cajón presenta un recubrimiento rígido cilíndrico (19) fijado a ambas placas circulares con tornillos de seguridad (20). El cable del motor (21) vibratorio, cable espiral elástico, recorre el interior de una de las dos barras rígidas tubulares saliendo por su extremo. Dicho cable se conecta a un inverter que permite ajustar la velocidad del motor en
- 25 función de la frecuencia deseada así como la amplitud de la vibración.

- La estructura circular (figura 3) está formada por dos circunferencias tubulares (22) idénticas, de sección tubular, colocadas en paralelo y unidas entre ellas a lo largo de su perímetro por tubo transversal (23), que se elevan perpendiculares al plano del suelo apoyadas en cuatro placas (24) que actúan de columna y fijadas perpendicularmente a
- 30 cuatro planchas rectangulares (25) que actúan de base. Ambas circunferencias tubulares presentan un corte en su parte central inferior dejando un espacio de paso destinado a la zona de trabajo (26). La estructura circular, de montaje modular, presenta 4 puntos de

- corte (27) que dividen la estructura en cinco módulos. Cada módulo contiene una parte de cada una de las dos circunferencias tubulares con sus correspondientes tubos transversales. Cada uno de los dos módulos inferiores está formado por dos de las planchas que actúan de base (25), sus placas perpendiculares (24) y el tramo correspondiente a los extremos abiertos de las circunferencias tubulares (22). La unión entre módulos se realiza mediante ensamblaje y tornillos de seguridad (28). La estructura está diseñada para proporcionar la resistencia estructural requerida para resistir las fuerzas laterales y longitudinales que se desarrollan durante el desplazamiento de la barra vibratoria en cualquier dirección.
- De cada uno de los dos sistemas de resistencia neumática variable (3) (figura 1), fijados uno a cada lado de la estructura circular sobre los módulos inferiores, se proyecta un circuito de dos cordones inelásticos (4) que recorren el perímetro de la estructura, direccionados mediante poleas fijadas (5) en el centro de los tubos transversales de la estructura circular, para unirse a los puntos de anclaje derecho e izquierdo de la barra vibratoria mediante un sistema fácil de anclaje, preferentemente mosquetón (6). Los dos cordones correspondientes a uno de los circuitos llegan a la barra vibratoria direccionados en su último tramo por dos poleas locas (7) colocadas en la parte superior de la estructura y los cordones correspondientes al otro circuito llegan de la misma forma desde otras dos poleas locas (8) colocadas en la parte inferior de la estructura. De este modo, la barra vibratoria hace de unión entre los dos sistemas de resistencia neumática que actúan en la misma dirección pero en sentido opuesto, permitiendo elevar o bajar la barra vibratoria suspendida en función de la diferencia de tensión. Las líneas imaginarias proyectadas entre las dos poleas locas superiores y las proyectadas entre las dos poleas locas inferiores indican el límite superior e inferior de desplazamiento vertical de la barra dentro de la estructura circular. El sistema de anclaje a la barra permite al usuario suspender y descolgar con facilidad la barra vibratoria de la estructura circular, así como unir, en ambos lados, los dos circuitos de cordón inelástico, cordón superior con inferior, posibilitando la utilización del sistema de resistencia neumático sin la barra vibratoria y el acoplamiento de otros utensilios prácticos como asaderas, tobilleras u otro tipo de barras para el acondicionamiento físico.

La figura 1 es una vista en perspectiva del sistema de barra vibratoria suspendida.

La figura 2 corresponde a una vista en perspectiva de la barra vibratoria.

La figura 3 corresponde a una vista en perspectiva de la estructura circular tubular.

Reivindicaciones

5

1. Sistema de barra vibratoria suspendida para la aplicación de vibración mecánica en las extremidades superiores para el acondicionamiento físico, formado por una barra vibratoria (1) y una estructura circular tubular (2) caracterizado porque la barra vibratoria se puede suspender y mover en el espacio interior de la estructura circular mediante la interacción de dos sistemas cerrados e independientes de resistencia neumática variable (3) permitiendo la ejecución de movimientos en cualquier plano sin necesidad de sostener el peso de la barra, pudiendo contactar cómodamente con cualquiera de sus partes para recibir el estímulo vibratorio, y con la posibilidad de modificar fácilmente y de forma segura tanto la posición inicial de la barra como la resistencia de trabajo del sistema incluso durante la ejecución de movimientos.

10

15

20

25

2. Sistema de barra vibratoria suspendida según reivindicación 1 caracterizado porque la barra vibratoria consiste en un motor vibratorio (11) acoplado a un cajón que contiene una base (9) con dos caras laterales (10) en las que se acoplan dos barras rígidas tubulares (16) perpendiculares a dichas caras y alineadas entre sí, destinadas a ser zona de agarre, y que presentan en sus extremos puntos de anclaje (17) para la unión de la barra con los sistemas de resistencia neumática variable mediante cordón inelástico.

30

3. Sistema de barra vibratoria suspendida según reivindicación 1 y 2 caracterizado porque todo el perímetro del cajón en el cual se acopla el motor vibratorio está recubierto con una carcasa rígida cilíndrica (19) que oculta y protege al motor sirviendo en toda su extensión, al igual que ambas barras rígidas tubulares, como zona de contacto para la transmisión del estímulo vibratorio al cuerpo humano.

4. Sistema de barra vibratoria suspendida según reivindicación 1 caracterizado porque la estructura circular está formada por dos circunferencias tubulares (22) separadas y unidas entre ellas en diferentes puntos de su perímetro por tubo transversal (23), presentando un corte en su parte central inferior que crea un espacio destinado a la zona de trabajo (26), elevándose del suelo mediante placas (24) que actúan de columna y fijadas a su vez a planchas (25) que actúan de base de soporte y estabilización de la estructura.
5. Sistema de barra vibratoria suspendida según reivindicación 1 y 4 caracterizado porque la estructura circular tubular presenta puntos de corte (27) a lo largo de su perímetro que dividen la estructura en varios módulos de fácil montaje mediante el acoplamiento de los extremos de los tubos por ensamblaje y fijación con tornillos de seguridad (28).
6. Sistema de barra vibratoria suspendida según reivindicación 1 y 2 caracterizado porque ambos sistemas independientes de resistencia neumática variable (3) están fijados uno a cada lado de la estructura circular al módulo inferior por su parte exterior transmitiendo cada sistema la misma tensión en los dos extremos de la barra mediante un circuito de cordón inelástico (4), direccionado con poleas (5) fijadas en el exterior de los tubos transversales de la estructura circular, que se une a los puntos de anclaje (17) de los extremos de la barra vibratoria consiguiendo así la interacción de dos resistencias que se regulan de forma independiente y que actúan en la misma dirección pero en sentido opuesto permitiendo elevar o bajar la barra vibratoria verticalmente dejándola suspendida en cualquier punto comprendido entre el límite superior e inferior del desplazamiento vertical de la barra en función de la diferencia de tensión entre el sistema neumático que regula la resistencia superior y el que regula la resistencia inferior.
7. Sistema de barra vibratoria suspendida según reivindicación 1, 2 y 6 caracterizado porque el sistema de unión entre los puntos de anclaje (17) de los extremos de la barra vibratoria con ambos circuitos de cordón inelástico (4) permite al usuario suspender y descolgar con facilidad la barra vibratoria de la estructura circular así como unir en ambos lados el cordón inelástico superior

con el inferior manteniendo así la interacción entre los dos sistemas de resistencia neumática y ofreciendo dicha unión un punto de anclaje para acoplar otros utensilios como asaderas, tobilleras, barras diversas... que permitan la utilización del sistema de resistencia neumática sin la barra vibratoria.

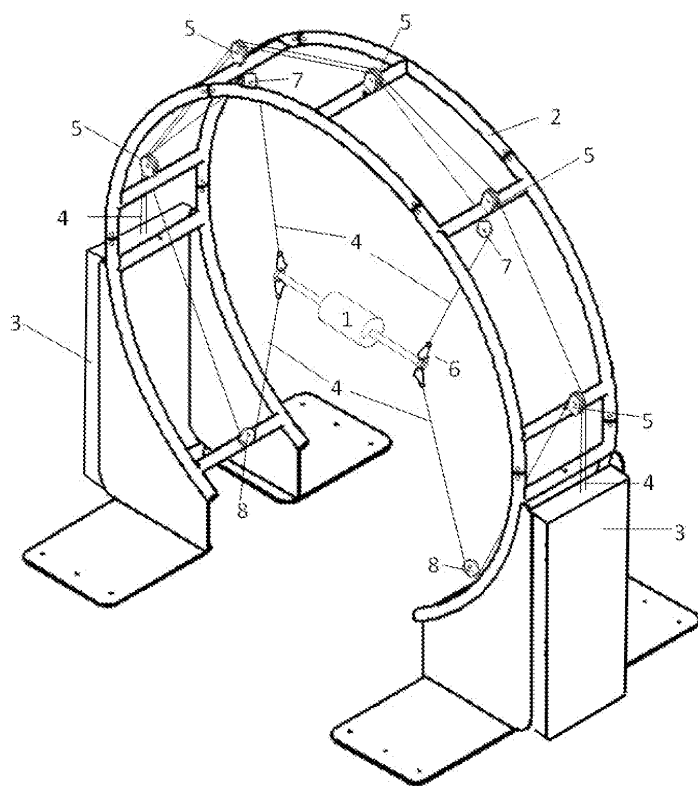


Figura 1.

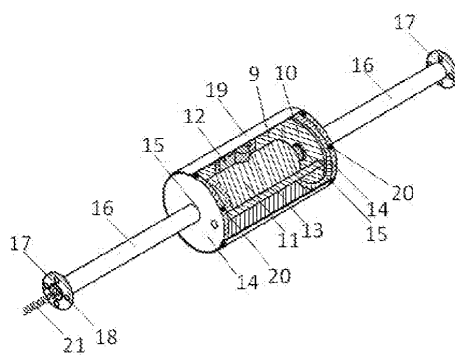


Figura 2.

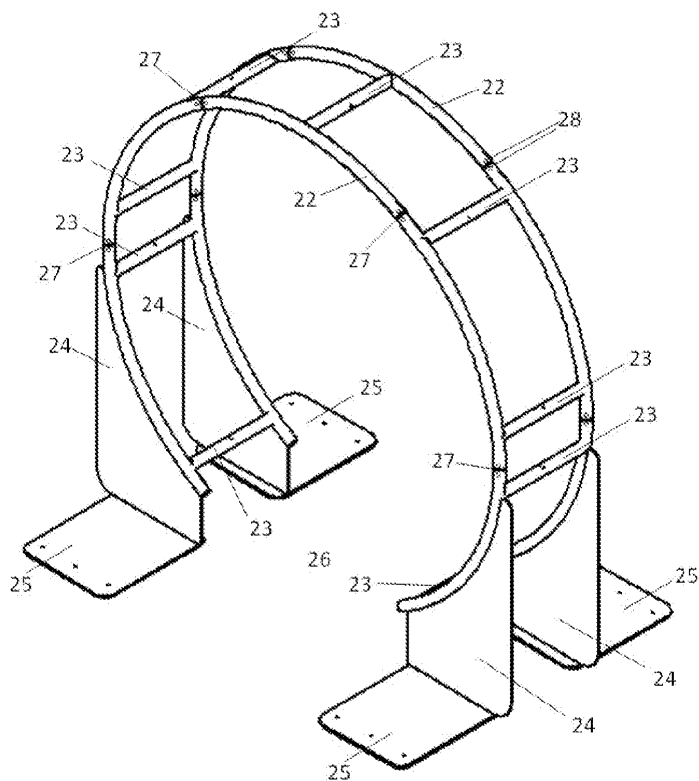


Figura 3.

