



UNIVERSITAT_{DE}
BARCELONA

La Variabilidad de Movimiento en Tareas sobre Plataforma Deslizante con Vibración en el Entrenamiento Deportivo

José Fernando Gisbert Orozco



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement 4.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento 4.0. España de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution 4.0. Spain License.**

Tesis Doctoral

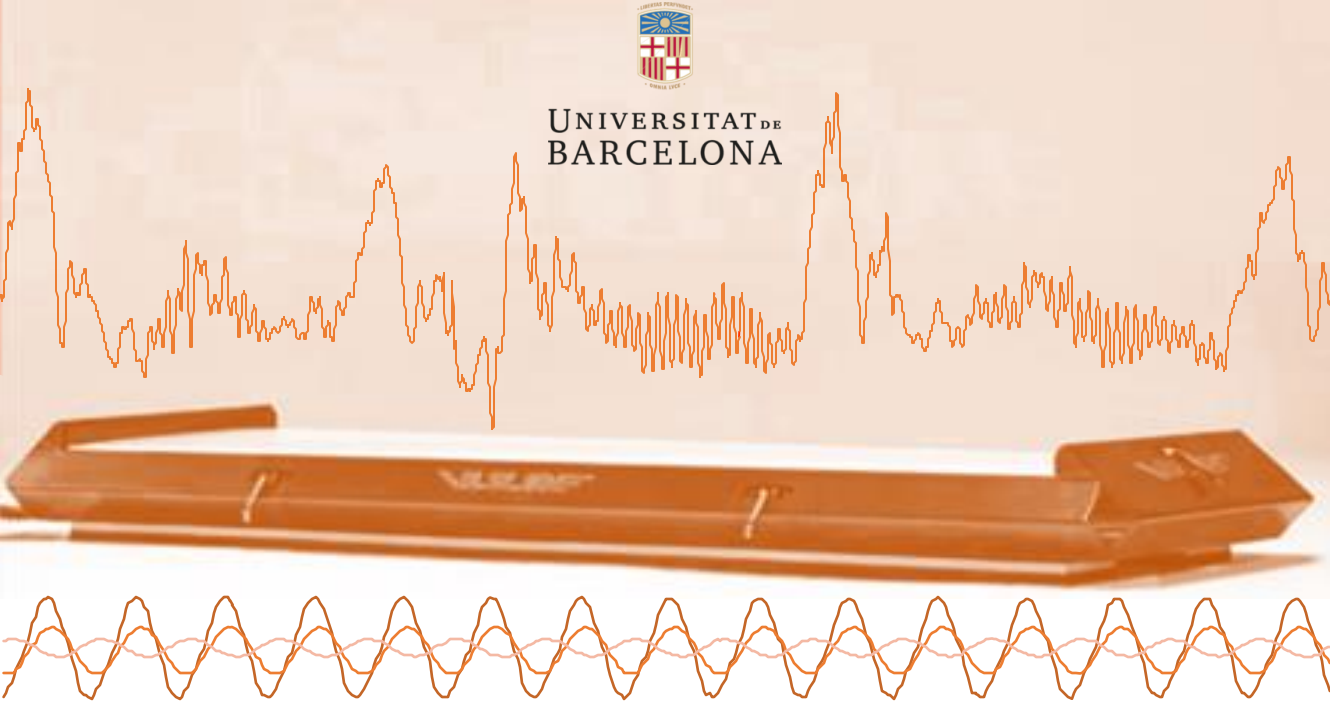
**LA VARIBILIDAD DE MOVIMIENTO EN TAREAS
SOBRE PLATAFORMA DESLIZANTE CON
VIBRACIÓN EN EL ENTRENAMIENTO DEPORTIVO**

Jose Fernando Gisbert Orozco

2024



**UNIVERSITAT DE
BARCELONA**



UNIVERSITAT DE BARCELONA

Facultat d'Educació

INSTITUT NACIONAL D'EDUCACIÓ FÍSICA DE CATALUNYA

Centre de Barcelona

Programa de Doctorat

Activitat Física, Educació Física i Esport

LA VARIBILIDAD DE MOVIMIENTO EN TAREAS SOBRE
PLATAFORMA DESLIZANTE CON VIBRACIÓN EN EL
ENTRENAMIENTO DEPORTIVO

Tesi doctoral presentada per:

Jose Fernando Gisbert Orozco

Dirigida per:

Dr. Gerard Moras Feliu

y

Dr. Bruno Fernández-Valdés Villa

Tutoritzada per:

Dr. Gerard Moras Feliu

Per a optar al títol de:

Doctor per la Universitat de Barcelona

Barcelona 2024

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

Jose Fernando Gisbert Orozco ha recibido una beca predoctoral concedida dentro del marco de ayudas para la contratación de personal investigador novel del INEFC (PINEFC-2017), disfrutada entre 2017 y 2019.

Índice

Publicaciones.....	i
Producción científica.....	iii
Abreviaturas.....	v
Tablas.....	viii
Figuras.....	ix
Agradecimientos.....	xvi
Resumen.....	xxii
Abstract.....	xxvii
1. INTRODUCCIÓN	32
1.1. Vibración.....	34
1.1.1. <i>La vibración hasta el siglo XX</i>	36
1.1.2. <i>La vibración en el siglo XXI</i>	48
1.1.3. <i>Ejercicio con vibración de cuerpo completo</i>	51
1.1.4. <i>Principios físicos y terminología sobre la transmisión del ejercicio con vibración de cuerpo completo</i>	57
1.1.5. <i>Tipos de dispositivos vibratorios</i>	64
1.1.6. <i>Transmisión del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataformas sincrónicas</i>	74
1.1.7. <i>Aplicaciones del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataformas sincrónicas</i>	83

1.1.7.1. <i>Efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre el sistema cardiometabólico.....</i>	83
1.1.7.2. <i>Efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre el sistema de equilibrio.....</i>	90
1.1.8. <i>Seguridad y contraindicaciones del ejercicio con vibración de cuerpo completo.....</i>	99
1.2. Los condicionantes en el entrenamiento deportivo.....	101
1.2.1. <i>Variabilidad de movimiento en el entrenamiento condicionado.....</i>	109
1.2.2. <i>Entropía para valorar la variabilidad de movimiento</i>	113
1.3. Ejercicio sobre plataformas deslizantes	116
2. OBJETIVOS.....	120
3. MÉTODOS	124
3.1. Esquema de tesis.....	128
3.2. Participantes.....	129
3.2.1. <i>Estudio 1.....</i>	129
3.2.2. <i>Estudios 2 y 3.....</i>	129
3.3. Material.....	130
3.3.1. <i>Plataforma deslizante vibratoria de grandes dimensiones</i>	130
3.3.2. <i>Unidad de medición inercial</i>	132
3.3.3. <i>Analizador de gases.....</i>	133
4. ESTUDIOS.....	136
4.1. Estudio 1:	138

4.2. Pruebas experimentales previas a los estudios 2 y 3:	172
4.3. Estudio 2:	176
4.4. Estudio 3:	192
5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES COMUNES	206
6. BIBLIOGRAFIA	218

Publicaciones

Esta tesis se presenta por compendio de publicaciones y está formada por dos publicaciones de acceso abierto citadas seguidamente, las cuales se muestran en formato original en el apartado 4 (Estudios).

Artículo 1:

Effects of Mechanical Vibration during an Incremental Slide Board Skating Test on Physiological and Movement Variability Parameters.

Citación:

Gisbert-Orozco JF, Moras G, Toro-Román V, Illera-Domínguez V, Pérez-Chirinos Buxadé C, Fernández-Valdés B. Effects of Mechanical Vibration during an Incremental Slide Board Skating Test on Physiological and Movement Variability Parameters. *Applied Sciences*. 2024; 14(4):1342. <https://doi.org/10.3390/app14041342>

Información de la revista:

Nombre: *Applied Sciences*

ISSN: 2076-3417

Categoría: Número especial *Performance Aspects, Biomechanics, and Technology in Sports and Exercise*

Factor de Impacto: 2,5

Cuartil: Q1

Artículo 2:

Effects of Adding Mechanical Vibration and a Stick on Acceleration and Movement Variability during a Slide-Board Skating Exercise: Differences between the Dominant and Non-Dominant Legs.

Citación:

Gisbert-Orozco JF, Moras G, Illera-Domínguez V, Toro-Román V, Pérez-Chirinos Buxadé C, Fernández-Valdés B. Effects of Adding Mechanical Vibration and a Stick on Acceleration and Movement Variability during a Slide-Board Skating Exercise: Differences between the Dominant and Non-Dominant Legs. *Applied Sciences*. 2024; 14(4):1481. <https://doi.org/10.3390/app14041481>

Información de la revista:

Nombre: *Applied Sciences*

ISSN: 2076-3417

Categoría: Número especial *Performance Aspects, Biomechanics, and Technology in Sports and Exercise*

Factor de Impacto: 2,5

Cuartil: Q1

Producción científica

Esta tesis está respaldada por la producción científica divulgada en los congresos que se citan a continuación:

Gisbert-Orozco, J. F., & Moras, G. Comunicación en formato póster: «A Novel Vibration Board for Anterior Cruciate Ligament Rehabilitation». Póster presentado en la 3rd International Conference of Football. Training Methods and Social Issues. Organizada por la Universidad Católica de Valencia y la University of South-Eastern Norway, el 8 de marzo de 2019 en Valencia (España).

Gisbert-Orozco, J. F., Fernández-Valdés, B., Moras, G. Comunicación en formato póster: «A Novel Vibration Board: Changes in Movement Variability in Roller Derby Skaters at Different Vibration Frequencies». Comunicación oral en formato póster presentada en el 5.º Congreso Internacional Prevención y Readaptación de Lesiones en la Actividad Física y el Deporte. Organizado por JAM Sports, del 25 al 27 de enero de 2019 en Valencia (España).

Gisbert-Orozco, J. F., Fernández-Valdés, B., Illera-Domínguez, V., Rodríguez-Jiménez, S., Moras, G. «Entropy Measures Detect Changes in Movement Variability: Sliding across a Novel Slide Vibration Board in Ice Hockey Players». Comunicación oral presentada en el 6th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support. Organizado por el Institute for Systems and Technologies of Information, Control Communication, del 20 al 21 de septiembre de 2018 en Sevilla (España).

<http://www.scitepress.org/PublicationsDetail.aspx?ID=5seRjtbEBAU=&t=1>

Gisbert-Orozco, J. F., Fernández-Valdés, B., Rodríguez-Jiménez, S., Moras, G. Comunicación oral: «Variability sliding upon a novel slide vibration board at different vibration frequencies». Comunicación oral presentada en el International Congress in Complex Systems in Sport: Linking Theory and Practice. Organizado

por el FC Barcelona, del 5 al 6 de octubre de 2017 en Barcelona (España). ISBN 978-2-88945-310-8.

Gisbert-Orozco, J. F., Fernández-Valdés, B., Rodríguez-Jiménez, S., Illera-Domínguez, V., Moras Feliu, G. «Fatigue Variability Sliding upon a Novel Slide Vibration Board: A case Study». Comunicación oral presentada en el International Congress in Interdisciplinary Physical Prevention and Rehabilitation. Organizado por En-Forma, del 22 al 24 de septiembre de 2017 en Granada (España).

Gisbert-Orozco, J. F., Fernández-Valdés, B., Rodríguez-Jiménez, S., Moras, G. «Variability sliding upon a novel slide vibration board at different vibration frequencies». Comunicación oral en formato póster presentada en el 22nd Congress of the European College of Sport Science. Organizado por el European College of Sport Science, del 5 al 8 de julio de 2017 en Ruhr (Alemania). ISBN 978-3-9818414-0-4.

Abreviaturas

a	Aceleración de la vibración
a_{in}	Aceleración de la vibración emitida por el dispositivo vibratorio
a_{out}	Aceleración de la vibración transmitida al cuerpo humano
a_{peak}	Aceleración pico (<i>peak acceleration</i>)
a_{in}^{Peak}	Aceleración pico media aplicada por la plataforma
a_{RMS}	Aceleración cuadrática media (<i>root mean squared</i>)
a_{out}^{RMS}	Aceleración cuadrática media (<i>root mean squared</i>) en el cuerpo humano
a_{in}^{RMS}	Aceleración cuadrática media (<i>root meansquared</i>) aplicada por la plataforma
AN	Tobillo (<i>ankle</i>)
D	Desplazamiento pico a pico de la plataforma
D_{set}	Desplazamiento pico a pico de la plataforma seleccionada en el dispositivo vibratorio
D_{in}	Desplazamiento pico a pico de la plataforma emitido por la plataforma
DS	Postura sentadilla profunda (<i>deep squat</i>)
ER	Postura de pie (<i>erect</i>)
f	Frecuencia de vibración
f_{set}	Frecuencia de vibración seleccionada en el dispositivo vibratorio
f_{in}	Frecuencia de vibración emitida por la plataforma
g	Fuerza gravitatoria
HAV	Vibración transmitida mano-brazo (<i>hand arm vibration</i>)

HI	Cadera (<i>hip</i>)
HE	Cabeza (<i>head</i>)
HR	Frecuencia cardíaca (<i>heart rate</i>)
HS	Postura media sentadilla (<i>high squat</i>)
IMU	Unidad de medición inercial (<i>inertial measurement unit</i>)
KN	Rodilla (<i>knee</i>)
L3	Tercera vértebra lumbar (<i>third lumbar vertebrae</i>)
LU	Postura zancada (<i>lunge</i>)
MV	Variabilidad de movimiento (<i>movement variability</i>)
NVNS	Condición sin vibración y sin <i>stick</i>
NVS	Condición sin vibración y con <i>stick</i>
PL	Plataforma (<i>platform</i>)
<i>P</i>	Pureza de la señal (<i>purity</i>)
P_{in}	Pureza de la señal de vibración emitida por el dispositivo vibratorio
P_{out}	Pureza de la señal de vibración transmitida al cuerpo humano
RER	Ratio de intercambio respiratorio (<i>respiratory exchange ratio</i>)
RPE	Percepción de esfuerzo (<i>rating of perceived exertion</i>)
<i>SamEn</i>	Entropía de la muestra (<i>sample entropy</i>)
SB	Plataformas deslizantes (<i>slide board</i>)
SBE	Ejercicio sobre plataformas deslizantes (<i>slide board exercise</i>)
SVB	Plataforma de vibración deslizante (<i>slide vibration board</i>)
SVBE	Ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante (<i>slide vibration board exercise</i>)

<i>T</i>	Transmisibilidad de la vibración (<i>transmissibility</i>)
TS	Postura de pie con elevación de tobillos (<i>toe standing</i>)
VAP	Vibración aplicada por la plataforma
VCO_{2max}	Producción de dióxido de carbono expirado
<i>VE</i>	Volumen expirado
VNS	Condición con vibración y sin <i>stick</i>
VO_{2max}	Consumo de oxígeno expirado
VS	Condición con vibración y con <i>stick</i>
VTC	Vibración transmitida al cuerpo
WBV	Vibración transmitida al cuerpo completo (<i>whole body vibration</i>)
WBVE	Ejercicio con vibración de cuerpo completo (<i>whole body vibration exercise</i>)

Tablas

Tabla 1. Términos usados para la descripción de la vibración sinusoidal (Rodríguez, 2014), adaptada de Rauch et al., (2010); s (segundos); m (metros); T (tiempo); Hz (hercios); f (frecuencia); a_{peak} (aceleración pico); a_{max} (aceleración máxima); g (gravedad terrestre); D (desplazamiento); A (amplitud); a_{RMS} (aceleración media cuadrática).....	58
Tabla 2. Resumen de los parámetros de vibración aplicada por la plataforma y su transmisión al cuerpo utilizados en esta tesis doctoral; f_{in} (frecuencia aplicada por la plataforma); D_{in} (desplazamiento aplicado por la plataforma); a_{in}^{Peak} (aceleración pico aplicada por la plataforma); P_{in} (pureza de la señal aplicada por la plataforma); T (transmisibilidad); a_{out}^{RMS} (aceleración media cuadrática transmitida al cuerpo humano); a_{in}^{RMS} (aceleración media cuadrática aplicada por la plataforma); P_{out} (pureza de la señal transmitida al cuerpo humano); Hz (hercios); s (segundos); m (metros); mm (milímetros); T (tiempo); f (frecuencia); D (desplazamiento); A (amplitud); g (gravedad terrestre); % (porcentaje); a_{peak} (aceleración pico); a_{RMS} (aceleración media cuadrática); a_{in} (aceleración aplicada por la plataforma); S (densidad espectral de la potencia); x , y , z (tres componentes de la vibración).....	63
Tabla 3. Clasificación de los dispositivos vibratorios existentes en el mercado en base a su aplicación directa e indirecta, transmisión mano-brazo (HAV) o de cuerpo completo (WBV) y la utilización de la vibración como masaje terapéutico o como ejercicio/entrenamiento.....	64
Tabla 4. Representación esquemática de la metodología utilizada en esta tesis doctoral; LNHH (Liga Nacional de Hockey Hielo); f_{in} (frecuencia aplicada por la plataforma); D_{in} (desplazamiento aplicado por la plataforma); a_{in}^{Peak} (aceleración pico aplicada por la plataforma); P_{in} (pureza de la señal aplicada por la plataforma); T (transmisibilidad); a_{out}^{RMS} (aceleración media cuadrática transmitida al cuerpo humano); P_{out} (pureza de la señal transmitida al cuerpo humano); $SamEn$ (entropía muestral); VO_{2max} (consumo de oxígeno expirado); VCO_{2max} (producción de dióxido de carbono expirado); VE (volumen expirado); RPE (percepción de esfuerzo); RER (ratio de intercambio respiratorio); HR (frecuencia cardíaca); IMU (unidad inercial de medición); a_{peak} (aceleración pico).....	128

Figuras

Figura 1. Diferentes tipos de ondas durante movimientos oscilatorios (Griffin, 1996).....	35
Figura 2. Flauta de hueso de pájaro encontrada en Hohle Fels (Alemania), es la más antigua encontrada hasta el momento y tiene unos 40.000 años (Alder, 2009).....	36
Figura 3. Diferentes representaciones artísticas donde se observa la realización de masajes en las culturas egipcia (imagen izquierda), china (imagen central) y griega (imagen derecha).....	37
Figura 4. <i>Fauteuil trépidante</i> (del francés, sillón frenético) usado en el hospital de La Salpêtrière (París, Francia) en 1892 (Walusinski, 2013).....	38
Figura 5. <i>Massage Gun</i> (Theragun PRO, Therabody International Ltd, Los Ángeles, Estados Unidos).....	39
Figura 6. Dispositivo vibratorio creado por el Dr. Gustav Zander para la simulación del trote a caballo (Levertin, 1982).....	40
Figura 7. Tren experimental de seis vagones (1901), el primer ferrocarril de la ruta Central London (Colección B. R. Hardy).....	43
Figura 8. Los seis niveles de tolerancia humana a las vibraciones de Reihery Mester (1931), modificado de Lenzen (1966).....	44
Figura 9. Gráficas comparativas de transmisión a la vibración de cuerpo completo, mediante la valoración subjetiva en pilotos aeronáuticos según Goldman (1960), Parks y Snyder (1961) y Chaney (1964), en la revisión de Shoenberger (1972).....	45
Figura 10. Respuesta subjetiva en los test de laboratorio a distintas aceleraciones y frecuencias (Bryce, 1966).....	47

Figura 11. Número de publicaciones científicas entre el año 2000 y la actualidad a fecha 31 de marzo de 2024, con las palabras clave *whole body vibration* y *exercise y training* en <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>48

Figura 12. Transmisibilidad y activación muscular del vasto medial del cuádriceps a diferentes frecuencias de vibración aplicada por la plataforma (Mester et al., 1999), datos presentados en media $\pm$ SD.....54

Figura 13. Distancia de la oscilación postural entre piernas derecha e izquierda a diferentes frecuencias de vibración aplicadas por la plataforma (Seifriz, 1999), publicada por Mester et al., (1999).....55

Figura 14. Efectos de la vibración de cuerpo completo sobre los parámetros cardiometabólicos de la aceleración. Aceleración aplicada por la plataforma (m/s^{-2}), frecuencia cardíaca (*puls/min*) y consumo de oxígeno en litros por minuto (lO_2/min) en unas primeras pruebas experimentales (Spitzenpfeil, 1999), publicada por Mester et al., (1999).....55

Figura 15. Vibración aplicada por la plataforma utilizada en la presente tesis doctoral y su transmisión al tobillo.....59

Figura 16. (a) Parámetros básicos del desplazamiento de una oscilación y (b) diferentes formas de expresar la magnitud de una señal oscilatoria sinusoidal en un ciclo de oscilación promedio (del inglés, *average*), media cuadrática (RMS, del inglés, *root mean squared*), pico (del inglés, *peak*) y pico a pico (del inglés, *peak to peak*), en Rodríguez (2015).....59

Figura 17. Densidad espectral de la potencia de la vibración aplicada por la plataforma utilizada en la presente tesis doctoral (a) y de la vibración transmitida al cuerpo humano (b) a 25 Hz de frecuencia seleccionada en la plataforma61

Figura 18. Representación gráfica de la pureza de la señal de la vibración aplicada por la plataforma utilizada por Huang et al., (2018).....61

Figura 19. Dispositivo vibratorio diseñado por el comité Olímpico de los Estados Unidos para la mejora de la amplitud de movimiento de sus gimnastas (Sands et al., 2006).....65

Figura 20. Ejemplos de (a) pistola vibratoria (https://lc.cx/o_FLP-) y (b) rodillo vibratorio (https://lc.cx/x0bF-m) disponibles en el mercado.....	65
Figura 21. Distintos tipos de sistemas y dispositivos para aplicar vibración localizada: a) Souron (2017); b) Lapole (2010); c) Luo (2005); d) Martin (1997); e) Tankisheva (2015); f) Kin-Isler (2006).....	66
Figura 22. Distintos tipos de sistemas de poleas para la aplicación de vibración indirecta mano-brazo (<i>HAV</i> , del inglés, <i>hand arm vibration</i>): (a) y (b) Issurin (1994); c) Couto (2013); d) Silva (2008); e) Bosco (1999); (f) Mischi (2009)....	67
Figura 23. Distintos tipos de mancuernas vibratorias utilizadas en estudios de investigación: a) Tripp (2009) y b) Cochrane (2007); y distintos modelos comerciales c) https://lc.cx/j-VrqD y d) https://lc.cx/UglXVi	68
Figura 24. Dispositivos vibratorios para aplicar vibraciones al tren superior: a) barra con motor de vibración (Poston, 2007); b) y c) desarrollo de barra vibratoria comercial (Rodríguez, 2010, 2014 y 2015); (d) dispositivo (b y c) comercializado (https://lc.cx/ZALduE); (e) dispositivo para aplicar vibración en nadadores (Nepocatych, 2010).....	69
Figura 25. Distintos tipos de plataformas vibratorias comerciales para la aplicación de vibraciones de cuerpo completo para el ejercicio: a) https://lc.cx/drPqkR ; b) https://lc.cx/FjOznn ; c) https://lc.cx/7wdb7W ; d) https://lc.cx/tN2Qb7	69
Figura 26. Ejemplos de ejercicios con vibración realizados sobre las plataformas vibratorias comerciales: a) flexión de codo con sistema de poleas en plataforma de vibración (Tankisheva, 2014); b) elevación de brazo con cincha en plataforma de vibración (Grant, 2019); c) flexiones sobre plataforma de vibración (Grant, 2019); d) ejercicio de lucha con cuerda (del inglés, <i>battle rope exercise</i>) sobre plataforma vibratoria (Marín, 2015); e) <i>press</i> de banca con elevación de cadera con pies sobre plataforma de vibración (García-Gutiérrez, 2016).....	70
Figura 27. Ejemplos de plataformas para la aplicación de vibraciones de cuerpo completo con propiedades inestables a) Cloak (2013) y b) https://lc.cx/JWb2cy o deslizantes c) https://lc.cx/jQY7jd destinadas a diferentes aplicaciones y ejercicios.....	71

Figura 28. Dispositivos diseñados para la investigación del ejercicio con vibración de cuerpo completo: a) prensa de piernas con vibración (Pujari, 2009; 2019); b) plataforma de vibración hidráulica (Kiiski, 2008).....	71
Figura 29. Representación gráfica del tipo de plataformas vibratorias comerciales más comunes y el tipo de vibración aplicada por cada una de ellas en los 3 ejes de dirección (Pelet al., 2009).....	72
Figura 30. Representación gráfica de los sistemas de vibración comerciales más comunes (Rittweger, 2020), la vibración alternante (a) y la sincrónica (b).....	73
Figura 31. Representación gráfica del fenómeno de resonancia (Darryl Cochrane y Jörn Rittweger, en Rittweger 2020, Capítulo «Biomechanics of vibration exercise», del inglés, biomecánica del ejercicio con vibración).....	75
Figura 32. Representación gráfica del sistema para registrar la transmisión de vibraciones naturales al correr mediante la valoración de las fuerzas de reacción (Fenn, 1930).....	76
Figura 33. Representación gráfica de la transmisibilidad a 33 Hz de frecuencia aplicada por la plataforma y 152 ° de flexión de rodilla (Darryl Cochrane y Jörn Rittweger, en Rittweger 2020, Capítulo «Biomechanics of vibration exercise», del inglés, biomecánica del ejercicio con vibración).....	79
Figura 34. Ejemplo de un ejercicio de vibración de cuerpo completo con sobrecargas (Bertucci, 2015).....	88
Figura 35. Diferentes tipos de métodos para la aplicación de vibración en condiciones específicas: a) Bicicleta de carretera sobre plataforma de vibración (Munera, 2018); b) Sistema de bielas con capacidad para producir vibraciones (Filingeri, 2012); c) Prototipo de cicloergómetro vibratorio (Sperlich, 2009).....	89
Figura 36. Diferentes tipos de condicionantes durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo combinado con superficies inestables (Sierra-Guzmán, 2017 y 2018): a) sin condicionante; b) condicionado con lanzamientos; c) condicionado con elásticos.....	98

Figura 37. Modelo de interacción de condicionantes de Newell, adaptado de Davids (2006) para ilustrar los efectos resultantes sobre la variabilidad del rendimiento físico.....	108
Figura 38. Número de publicaciones científicas entre el año 2000 y la actualidad a fecha 31 de marzo de 2024, con las palabras clave <i>movement variability</i> y <i>entropy</i> en https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/	109
Figura 39. Representación de la variabilidad de movimiento inherente del ser humano a través de la repetición de una tarea altamente especializada como la escritura (Preatoni, 2013).....	110
Figura 40. Representación de una señal periódica (a), caótica (b) y aleatoria (c). Los sistemas periódicos están totalmente ordenados y son muy predictibles, los sistemas aleatorios están totalmente desordenados y son impredecibles, los sistemas caóticos tienen una combinación de ambas siendo más flexibles y adaptables (Moraiti, 2009).....	114
Figura 41. Plataforma deslizante para el ejercicio (Reese et al., 1991).....	116
Figura 42. Imagen comercial (https://lc.cx/Q3IYe1) de una plataforma deslizante para realizar ejercicios de entrenamiento para hockey hielo.....	117
Figura 43. Representación esquemática de las diferentes fases del ejercicio sobre plataformas deslizantes (Heller, 2003).....	117
Figura 44. Plataforma deslizante vibratoria utilizada en la presente tesis doctoral (Vislide, Vi-equipment, Movilani System SCP, Sant Joan Despí, Barcelona, España).....	131
Figura 45. Aceleraciones pico (Platform a_{peak}) en los tres ejes de movimiento ($a_{in x}$, $a_{in y}$, $a_{in z}$) aplicadas por la plataforma deslizante vibratoria utilizada en la presente tesis doctoral.....	131
Figura 46. Unidad de medición inercial (WIMU, Realtrack Systems, Almería, España).....	132
Figura 47. Analizador de gases (K4b ² , COSMED s. r. l., Roma, Italia).....	133

Figura 48. Resultados primera prueba experimental. Entropía de la muestra (*SamEn*) en diferentes condiciones: sin vibración (0 Hz), 20 Hz, 25 Hz y 30 Hz de frecuencia.....172

Figura 49. Prueba experimental II: a) medición de gases durante el test submáximo de ejercicio sobre plataforma deslizante con vibración y b) medición de lactato en sangre durante los descansos del test173

.

Agradecimientos

A totes aquelles persones que d'una o altra forma han fet possible la realització d'aquesta tesi, especialment als que han confiat en aquest projecte i m'han acompanyat durant tot aquest procés.

A totes i tots els participants que de forma totalment desinteressada han format part de les proves experimentals i dels estudis, perquè tots ells han estat fonamentals per a la consecució d'aquesta tesi doctoral.

Al meu director, Gerard Moras, gràcies per la teva comprensió i paciència durant aquests anys. Gràcies per guiar-me en el món de la recerca i per transmetre'm la teva il·lusió, humilitat, rigor i humor a parts iguals; i per la teva contribució ordenant el caos. Ha estat un privilegi per a mi aprendre d'un referent aquests últims 10 anys i espero seguir aprenent en la mesura del possible.

A Bruno Fernández-Valdés, por un lado, por su codirección; por otro lado, por las interminables charlas como amigo sobre el entrenamiento deportivo y la variabilidad de movimiento. Fue un auténtico placer compartir nuestra formación y nuestros primeros años profesionales juntos, espero que nuestros caminos profesionales se reencuentren pronto.

Al Robert Arcos, del Laboratori d'Enginyeria Acústica i Mecànica de la Universitat Politècnica de Catalunya, per la seva predisposició total i per la seva col·laboració especialitzada en els càlculs dels paràmetres de vibració utilitzats en aquesta tesi, doncs sense la seva aportació hagués estat impossible obtenir-los. Moltes gràcies!

Al Paco Seirul·lo, per les seves aportacions a l'entrenament esportiu en les que es basa aquesta tesi doctoral, tenir-lo com a professor de màster va ser un privilegi i una gran motivació.

Al professorat del Màster Professional en Alt Rendiment en Esports d'Equip Mastercede en general, per seguir aportant coneixements sobre aquesta metodologia. Al Julio Tous, al Joan Solé i al Marcel·lí Massafred, en particular, per deixar-me col·laborar amb ells portant a la pràctica les metodologies que proposa l'entrenament estructurat. Tenir-los de professors ja va ser un plaer, col·laborar amb ells al món professional, un privilegi.

Al Ricardo Martinena *Maño* i a tota la UE Santboiana, per confiar en aquestes metodologies d'entrenament i per posar-les en pràctica durant els primers anys d'aquesta tesi, la recerca ha d'estar al servei de l'esport.

A Víctor Illera, por tu aportación especializada en la utilización de los analizadores de gases y de lactato, y para la publicación de los artículos de esta tesis. Por nuestros momentos de desconexión como amigos, sin duda, tan necesarios.

A Víctor Toro, por su aportación magistral y experta en la publicación de los artículos de esta tesis. Por hacer fácil lo difícil, ha sido un auténtico placer.

A Carlos Ramírez-López, de la Leeds Beckett University, por su traducción especializada en esta tesis.

A la Carla Pérez-Chirinos Buixadé, companya de feina y de grup de recerca, gràcies per la teva col·laboració en els articles d'aquesta tesi, sempre amb el somriure que et caracteritza.

Al Jacob González, gran amic, sempre predisposat a col·laborar en aquesta tesi, sempre amb bon humor, pel seu ajut amb l'anàlisi de dades i per saber desconnectar en els moments necessaris.

Al Sergi Nuell, company de recerca i amic del nord del País Valencià, ha estat un plaer compartir aquests anys, sense dubte, seguirem compartint moments al voltant d'una paella.

A tot l'INEFC de Barcelona, companys de grau, de màster, al personal de recerca, d'administració i serveis per l'ajut en els tràmits burocràtics durant tots aquests anys.

A sa meva cosina Vanessa Berenguer Gisbert, per haver estat sa persona que va creure en mi en un primer moment i em va animar a tornar a estudiar. Qui anava a pensar que aquell cicle acabaria en aquesta tesi doctoral 17 anys després? Simplement gràcies!

A es meu cosí, Alejandro Devesa Junquera, per ser sa meva primera font d'informació especialitzada, a sa que podia recórrer per resoldre es meus dubtes en qualsevol moment.

A Federico Carreres Ponsoda *Fede*, per fer possible el meu primer contacte al món universitari, els dubtes que van sorgir allà van ser el detonant per emprendre la recerca a la universitat.

A Cristina Neila, per ser la meva coordinadora de pràctiques al Metropolitano (Benidorm). Posteriorment em va facilitar l'entrada laboral al món de l'entrenament al centre Sagrada Família a Barcelona, el que va fer possible la meua estada a Barcelona durant els estudis de grau.

Al tio Paco, la tia Lola i a tota la seva família, per acollir-me com si fos un més de la seua família durant els primers anys de la meua etapa a Barcelona, mai podré agrair-ho suficient.

A sa meua novia Vanessa i al meu fill Jaume, gràcies per facilitar les meues absències durant aquests anys i per entendre-les de la millor forma possible. Especialment en aquesta última etapa, que ha seguit molt complicada tant en lo professional com en lo personal, tu has seguit endavant. Una gran mare i exemple per es xiquet, espere poder compensar-ho de forma desmesurada. Vos estime!!

A es meus pares, Maria Luisa i Jose Fernando, per la seva paciència i amor incondicional, per deixar-me creure en els meus somnis i transmetre'm que tot esforç es veu recompensat. Espere que mon pare pugue veure finalitzada aquesta tesi des d'allà on estiga.

A es meu germà Luis, sa meua cunya Isa i sa meua neboda Laura, per confiar en aquest procés i estar al costat dels meus pares durant els meus anys a Barcelona. Saber que estaven en bones mans va minimitzar els efectes de la distància. Laura, gràcies per cuidar de Jaume.

A sa meua tia Marisabel i es meu tio Rafel, per recolzar-me de forma incondicional i ajudar-me en la mesura del possible en els meus viatges a Barcelona durant tots aquests anys. Moltíssimes gràcies!

A es meu cosí David Berenguer Gisbert, en es meus primers records vivíem a es fons tots junts, probablement un dels meus primers referents per ser es major de tots es cosins que allà vivíem.

A es meus avis, Maria, Maria Luisa, Marcelino i Pedro, malgrat que mai van arribar a veure'm a la universitat, tots ells han estat importants en aquest procés.

A mon tio Pere, per transmetre'm la seva generositat i noblesa, sense dubte aquesta tesi té molt a veure amb aquests valors. Esper que pugues veure-ho des d'allà on estigues.

A la Olga, la Isa i en Quico, de xicotet jo ja anava al llogaret, ara Jaume va al poble de dalt, gràcies per cuidar a Jaume, ell vos estima moltíssim i nosaltres també. Gràcies per tot!

A tot es poble de Tàrbena, als amics «d'on va la corda va al poal», de «la penya la pastera», a la Unió Musical de Tàrbena i al bar As Molí. Gràcies per aportar-me la pau necessària per tornar a Barcelona amb la força suficient per dur endavant aquest projecte.

Als companys de pis Macià i Sema, al Joan Miquel Ripoll, als amics de «La Paella Can Collet», i a tots els valencians que en aquella última etapa a Barcelona em van fer sentir com a casa.

A ma tia Bàrbara, mon tio Joan *El Vilero* i la seva família, gràcies per aquelles vacances d'estiu a casa vostra durant molts anys. Vau ser els primers en transmetre'm la passió per l'esport d'equip i el Barça, recorde llegir *l'Sport* a casa seva de xicotet, en aquell periòdic ja sortia el Paco Seirul·lo, sense saber ben bé perquè, allò em cridava l'atenció. Qui anava a dir-me que seria professor meu i la meua tesi estaria relacionada amb les seues metodologies.

A Pepa Escortell, Jaume *Tomaca* i sa seva família, per acollir-me com si fora un mes durant aquests últims anys, especialment en sa pandèmia, moment que va ser clau en l'anàlisi de dades d'aquesta tesi.

A Ricardo Company Pont, Lluís Morales Caba i Jaume Soliveres Ramón, per haver-nos ajudat i aconsellat a nivell familiar en aquesta etapa tan complicada que ha coincidit amb sa finalització d'aquesta tesi. Sa vostra ajuda ens ha servit per afrontar-ho amb més ànim i força. Sempre vos estarem agraïts!

A Edu Navarro y a todo el equipo de *Fisioinfinity*, por creer en mi, en las ciencias del deporte y en las metodologías descritas en esta tesis. Edu, gracias por tu comprensión tanto a nivel profesional como personal, hacen falta mas fisios como tu!

A Sara Tabares y Guillermo Alvarado de *Performa*, confiar en mi perfil de forma instintiva pone en valor todo el esfuerzo realizado en esta tesis.

A tots es meus pacients, mai millor dit, per creure en les metodologies que proposa aquesta tesi i per escoltar les meves *histories* que es desprenen d'aquesta.

A vosaltres, Jaume i Vanessa

Resumen

La aplicación de vibraciones mecánicas en sus diversas formas se ha utilizado desde hace miles de años en el ámbito terapéutico, aunque debido a sus características en el ámbito ocupacional durante la primera mitad del siglo XX fue estudiada por sus efectos negativos. Este hecho ha condicionado la investigación de los efectos de la exposición a la vibración mecánica en el ámbito del deporte, la rehabilitación, la medicina preventiva y la salud. Sin embargo, sus efectos positivos han llevado a la proliferación de dispositivos de vibración para su aplicación en estos ámbitos. Estos dispositivos deben cumplir las normativas de seguridad para que la exposición al estímulo vibratorio sea segura. Contradictoriamente, aunque existen normas de aplicación en el ámbito ocupacional, no existen normas específicas para el ámbito terapéutico, probablemente porque en este campo la exposición al estímulo vibratorio es mucho más reducida. En el *whole body vibration exercise* (WBVE, del inglés, ejercicio con vibración de cuerpo completo) se estiman la vibración aplicada por la plataforma (VAP) y la vibración transmitida al cuerpo (VTC), encontrándose discrepancias en los comportamientos de la vibración aplicada por la plataforma entre fabricantes. Estas diferencias se atribuyen a las dimensiones, los materiales y los motores utilizados para su fabricación, junto con los protocolos utilizados. Además, estos factores pueden influir en la vibración transmitida al cuerpo y, en consecuencia, sus efectos. Así, se recomienda registrar los parámetros de vibración aplicada por la plataforma y vibración transmitida al cuerpo de la forma más precisa posible.

En el primer estudio de esta tesis se caracterizaron dichos parámetros sobre una *slide vibration board* (SVB, del inglés, plataforma de vibración deslizante) de grandes dimensiones para determinar su aplicación segura durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo. Concretamente, se registró la vibración aplicada por la plataforma en términos de frecuencia (f_{in}), desplazamiento (D_{in}) y aceleración pico (a_{in}^{Peak}) y la vibración transmitida al cuerpo en términos de aceleración media

(a_{out}^{RMS}), transmisibilidad de la vibración (T) y pureza de la señal (P_{out}). Estos parámetros se registraron mediante la colocación de 6 unidades de medición inercial (IMU, del inglés, *inertial measurement unit*), 1 sobre la plataforma de vibración deslizante (PL) y 5 en diferentes partes del cuerpo: tobillo (AN, del inglés *ankle*), rodilla (KN, del inglés *knee*), cadera (HI, del inglés *hip*), tercera vértebra lumbar (L3, del inglés *third lumbar vertebrae*) y cabeza (HE, del inglés *head*), a través de 5 posturas: de pie con los talones elevados (TS, del inglés, *toe standing*), de pie (ER, del inglés *erect*), media sentadilla (HS, del inglés *high squat*), sentadilla profunda (DS, del inglés *deep squat*) y zancada (LU, del inglés *lunge*), y 3 frecuencias configuradas en el dispositivo (f_{set}) de 20 Hz, 25 Hz y 30 Hz. Sobre la plataforma de vibración deslizante se registró una vibración aplicada por la plataforma de $1 \pm 0,2 g$ de a_{in}^{Peak} , unos D_{in} de $1 \pm 0,1$ mm a 20-25 Hz y 0,6 mm a 30 Hz, y una f_{in} de + 0,5 Hz. En el cuerpo humano se registró una vibración transmitida al cuerpo que llegó a superar los $2 g$ de a_{out}^{RMS} , se detectaron amplificaciones de transmisibilidad de la vibración en los tobillos y las rodillas, sin embargo, en la cadera las a_{out}^{RMS} cayeron drásticamente provocando grandes atenuaciones de transmisibilidad de la vibración, las cuales se mantuvieron hasta la cabeza. En general, la P_{out} fue altamente satisfactoria ($> 80 \%$), pero en las posturas de pie con elevación de tobillos y zancada hubo resultados menos satisfactorios en la cadera y la tercera vértebra lumbar, especialmente a 20 y 30 Hz de f_{set} .

Por sus características, el *slide board exercise* (SBE, del inglés, ejercicio sobre plataforma deslizante) pone el énfasis en los movimientos laterales replicando las demandas biomecánicas y fisiológicas específicas del patinaje. Por este motivo, se ha utilizado como ejercicio específico en el entrenamiento de patinadores sobre hielo de diferentes disciplinas. Además, se ha diseñado y validado un test incremental para la valoración de los parámetros cardiometabólicos. Como el ejercicio con vibración de cuerpo completo (WBVE) ha mostrado tener efecto sobre algunos de estos

parámetros cardiometabólicos y sobre el control postural, la combinación de ambos estímulos (WBVE y SBE) podría suponer un estímulo extra a su realización por separado. De este modo, la hipótesis de esta tesis es que a través de la combinación de condicionantes en un mismo ejercicio se pueden alcanzar resultados superaditivos. Dado que no se han investigado los efectos de combinar el ejercicio sobre plataformas deslizantes con el ejercicio con vibración de cuerpo completo, el objetivo del segundo estudio de esta tesis fue valorar los efectos del ejercicio con vibración sobre plataforma deslizante (SVBE, del inglés, *slide vibration board exercise*) durante la realización de un test incremental submáximo sobre la variabilidad de movimiento (MV, del inglés, *movement variability*) como parámetro de control postural y sobre la frecuencia cardíaca (HR, del inglés, *heart rate*), la percepción del esfuerzo (RPE, del inglés, *rating of perceived exertion*), el consumo máximo de oxígeno (VO_{2max}), el pico máximo de dióxido de carbono (VCO_{2max}), la ratio de intercambio respiratorio (RER, del inglés, *respiratory exchange ratio*) y el volumen expirado (VE) como parámetros cardiometabólicos.

Antes de iniciar el segundo estudio se realizaron dos pruebas experimentales con poblaciones familiarizadas con el patinaje. La primera de ellas para determinar si existía alguna f_{set} que afectara a la variabilidad de movimiento con patinadores de nivel internacional de *roller derby*. Y, en segundo lugar, para observar los efectos del ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante sobre los parámetros cardiometabólicos mediante la realización de una espirometría, la medición de la saturación de oxígeno y del lactato con patinadores de distintos niveles del Club Patí Barcelona, utilizando los parámetros de vibración aplicada por la plataforma determinados en la primera prueba piloto. En la primera prueba experimental se vio que 30 Hz de f_{set} afectaban en mayor medida a la variabilidad de movimiento. Al ser una f_{set} utilizada comúnmente en los estudios sobre las espirometrías, se decidió realizar el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante con unos parámetros de vibración aplicada por la plataforma de 30 Hz de f_{set} . Seguidamente, en la segunda

prueba experimental, la espirometría mostró resultados heterogéneos, como suele describirse en la literatura, a pesar de ello se incluyó para su estudio. Los parámetros de lactato y saturación de oxígeno se desestimaron, por ser invasivo en el caso del lactato, y por falta de fiabilidad contrastada del dispositivo de medición en el caso de la saturación de oxígeno. El segundo estudio de la tesis se realizó con patinadores de hockey hielo del FC Barcelona de la Liga Nacional (LNHH). En este estudio se calculó la variabilidad de movimiento y se realizó una espirometría. Los ritmos del test fueron de 30, 35, 40 y 45 pulsaciones por minuto (ppm), manteniéndose cada ritmo durante 4 minutos con 1 minuto de descanso entre ritmos. Se registró la variabilidad de movimiento mediante la colocación de un IMU en la tercera vértebra lumbar y los parámetros cardiometabólicos mediante una espirometría. Se observaron incrementos en los valores cardiometabólicos a medida que aumentaba el ritmo ($p < 0,05$). La variabilidad de movimiento también mostró un aumento significativo durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante, sin embargo, los parámetros cardiometabólicos no se vieron afectados al añadir la vibración al ejercicio sobre plataformas deslizantes.

El entrenamiento con perturbaciones donde se condiciona la ejecución de una tarea con el objetivo de dificultarla ha demostrado ser efectivo en el ámbito de la readaptación, el deporte y la salud. Así, para finalizar esta tesis y con la validación del ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante para ejecutar ejercicios con cierta similitud al patinaje fuera del hielo, se realizó un tercer estudio con el objetivo de investigar las desestabilizaciones creadas por la introducción de condicionantes en distintas tareas de ejercicio sobre plataformas deslizantes con los jugadores de hockey hielo del estudio 2. Para ello, colocando un IMU en la tercera vértebra lumbar, se analizaron las aceleraciones pico (a_{peak}), las $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ y la variabilidad de movimiento causadas por la introducción de un implemento (*stick*) o la aplicación de vibración (SVBE) como condicionantes. Los jugadores realizaron 30 segundos de deslizamientos sobre la plataforma de vibración deslizante en cuatro condiciones: ejercicio sobre plataforma deslizante sin *stick* (NVNS); ejercicio sobre plataforma de

vibración deslizante sin *stick* (VNS); ejercicio sobre plataforma deslizante con *stick* (NVS); ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante con *stick* (VS), y se compararon la pierna dominante y la no dominante. Las a_{peak} fueron mayores en la pierna no dominante ($p < 0,01$), sin embargo, la variabilidad de movimiento fue mayor en la dominante ($p < 0,01$). Con respecto a las diferencias entre condiciones, las $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ fueron mayores en la condición con vibración y sin *stick* y la condición con vibración y con *stick* que en la condición sin vibración y con *stick* ($p < 0,05$). Por su parte, la variabilidad de movimiento mostró diferencias en la condición sin vibración y sin *stick* comparada con la condición con vibración y sin *stick* y la condición con vibración y con *stick* ($p < 0,01$), y entre la condición sin vibración y con *stick* comparada con la condición con vibración y sin *stick* y la condición con vibración y con *stick* ($p < 0,01$), con unos valores superiores en la condición con vibración y sin *stick* y la condición con vibración y con *stick*. La inclusión de la vibración de cuerpo completo (WBV, del inglés, *whole body vibration*) durante el condicionamiento del SBE con la vibración (SVBE) provocó un aumento de la variabilidad de movimiento y de las $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$. La pierna dominante mostró mayor variabilidad de movimiento independientemente de la inclusión de la vibración y del *stick* durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante.

En conclusión, los resultados indican que la plataforma de vibración deslizante puede usarse para el ejercicio con vibración de cuerpo completo de forma segura, aunque su comportamiento específico tiene que tenerse en cuenta para optimizar su aplicabilidad. Además, si se utiliza para el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante tiene efectos sobre la variabilidad de movimiento en distintas condiciones, aunque durante un test incremental no parece tener efectos sobre los parámetros cardiometabólicos.

Abstract

Early academic research on the effects of vibration on the human body was primarily conducted within the occupational field during the first half of the 20th century, focusing on the negative impacts on workers exposed to continuous vibration. However, the use of mechanical vibration in various forms has been a therapeutic practice for thousands of years, aiming to produce beneficial effects on the body. Consequently, the early scientific approach to understanding the effects of vibration exposure has expanded to the fields of sports, rehabilitation, preventive medicine, and health, seeking to identify the positive effects of vibration under specific circumstances. In fact, the observed positive effects of mechanical vibration in some studies have led to the proliferation of vibration devices for applications in these areas. These devices must comply with safety regulations to ensure safe exposure to vibratory stimuli. However, while there are established standards for minimizing potentially harmful effects in the occupational field, there are currently no specific standards for the therapeutic field. This is likely due to the significantly lower levels of exposure to vibratory stimuli in therapeutic contexts.

In whole-body vibration exercise (WBVE), both the vibration applied by the platform (VAP) and the vibration transmitted to the body (VTC) are assessed. Discrepancies in the vibration applied by different platforms have been noted among manufacturers. These differences are attributed to variations in dimensions, materials, motors used in their construction, and the protocols employed during application. These factors can influence the vibration transmitted to the body and, consequently, its physiological effects. Therefore, it is recommended to accurately measure and record the parameters of vibration generated by the platform and the vibration transmitted to the body to better understand the stimuli applied.

In the first study of this thesis, the parameters of vibration were characterized on a large sliding vibration board (SVB) to determine their safe application during WBVE.

Specifically, the vibration applied by the platform was recorded in terms of frequency (f_{in}), displacement (D_{in}), and peak acceleration (a_{in}^{Peak}). The vibration transmitted to the body was measured in terms of average acceleration (a_{out}^{RMS}), vibration transmissibility (T), and signal purity (P_{out}). These parameters were recorded by placing six inertial measurement units (IMUs): one on the sliding vibration platform (PL) and five on different parts of the body: ankle (AN), knee (KN), hip (HI), third lumbar vertebra (L3), and head (HE). The testing conditions included five different postures: toe standing (TS), erect (ER), high squat (HS), deep squat (DS), and lunge (LU), as well as three frequencies set on the device (f_{set}) comprising 20 Hz, 25 Hz, and 30 Hz.

The measured VAP showed an a_{in}^{Peak} of 1 ± 0.2 g. D_{in} varied across conditions, being 1 ± 0.1 mm at 20-25 Hz, and 0.6 mm at 30 Hz. Additionally, f_{in} registered was 0.5 Hz higher than set up parameters. In the human body, vibration transmitted to the body reached 2 g in a_{out}^{RMS} . Amplifications in vibration transmissibility were detected at the ankles and knees. However, at the hip, the a_{out}^{RMS} dropped drastically, resulting in significant attenuation of vibration transmissibility, which persisted up to the head. Overall, P_{out} was highly satisfactory ($> 80\%$). Nonetheless, in standing postures involving ankle elevation and stride, less satisfactory results were observed at the hip and third lumbar vertebra, particularly at the 20 and 30 Hz settings.

Due to its characteristics, slide board exercise (SBE) emphasizes lateral movements by replicating the specific biomechanical and physiological demands of skating. For this reason, it has been used as a specific exercise in the training of ice skaters across various disciplines. Additionally, a validated incremental test on the SBE has been developed for the assessment of cardiometabolic parameters in ice skaters. Given that WBVE has been shown to affect some of these cardiometabolic parameters and postural control, the combination of both stimuli (WBVE and SBE) could potentially provide additional benefits beyond their individual effects. Since the effects of combining SBE with WBVE have not been investigated, the aim of the second study

of this thesis was to assess the effects of slide vibration board exercise (SVBE) during a submaximal incremental test on movement variability (MV) as both a control parameter and a postural control parameter, and on cardiometabolic parameters. These comprised heart rate (HR), rating of perceived exertion (RPE), maximal oxygen consumption ($\text{VO}_{2\text{max}}$), peak carbon dioxide ($\text{VCO}_{2\text{max}}$), respiratory exchange ratio (RER), and expired volume (VE).

Prior to the commencement of the second study, two preliminary experimental tests were conducted with cohorts experienced in skating disciplines. The first pilot experiment aimed to determine the influence of specific f_{set} on MV using international-level roller derby skaters. It was observed that a f_{set} of 30 Hz had a significantly greater impact on MV compared to other configurations. Moreover, since 30 Hz is a configuration commonly examined in previous WBVE studies assessing cardiometabolic responses, it was decided to set the SVBE at an f_{set} of 30 Hz for subsequent protocols. The second pilot experiment focused on determining the most practical and reliable methods for assessing the effects of SVBE on cardiometabolic parameters. This involved the use of a wearable gas exchange metabolic analysis system, cutaneous infrared oxygen saturation measurements, and blood lactate level assessments on skaters of varying expertise from Club Patí Barcelona, utilizing the vibration parameters established in the initial pilot test. Lactate measurements were excluded from further protocols due to the invasive nature of the test and the need to pause the experiment multiple times for serial measurements. Oxygen saturation measurements were also discarded due to their unreliability. Ultimately, the metabolic data from the wearable gas exchange analysis system was selected for further studies, despite showing heterogeneous results between participants, which is consistent with findings typically described in the literature.

The second study of the thesis was conducted with ice hockey skaters from the FC Barcelona National League (LNHH). Four displacement rhythms of the SBE were tested: 30, 35, 40, and 45 beats per minute (bpm), both without and with the addition

of a 30 Hz vibration, with each rhythm maintained for 4 minutes, followed by a 1-minute rest interval. MV was recorded by placing an IMU on the third lumbar vertebra, and cardiometabolic parameters were recorded with a wearable gas exchange metabolic analysis system. Significant increases in cardiometabolic values were observed as the rhythm increased ($p < 0.05$). Additionally, MV showed a notable increase during the SBE, although cardiometabolic parameters were not affected by the addition of vibration to the SBE.

Training with perturbations, which involves making a task more challenging, has proven effective in the fields of rehabilitation, sports, and health. To conclude this thesis, a third study was conducted to investigate the destabilizations caused by introducing various conditioning factors during exercise tasks similar to off-ice skating on sliding platforms. This study involved the same ice hockey players from the second study.

For this purpose, an IMU was placed on the third lumbar vertebra to analyze peak accelerations (a_{peak}), $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ and MV caused by the introduction of an implement (stick) or the addition of vibration to the Slide vibration board exercise (SVBE) as conditioning factors. Players performed 30 seconds of sliding on the sliding vibration platform under four conditions: exercise on sliding platform without stick (NVNS); exercise on sliding vibration platform without stick (VNS); exercise on sliding platform with stick (NVS); exercise on sliding vibration platform with stick (VS), comparing the dominant and non-dominant leg. The a_{peak} was greater in the non-dominant leg ($p < 0.01$), whereas MV was greater in the dominant leg ($p < 0.01$). Regarding the differences between conditions, the $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ was greater in the VNS condition and the VS condition than in the NVNS condition ($p < 0.05$). MV showed differences in the NVNS condition compared to the VNS condition and the VS condition ($p < 0.01$), and between the NVS condition compared to the VNS condition and the VS condition ($p < 0.01$), with higher values in the VNS condition and the VS condition. The inclusion of WBV during SBE tasks, SVBE, resulted in increased MV

and $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$. The dominant leg showed greater MV regardless of the inclusion of VS during exercise on the sliding vibration platform.

In conclusion, the results indicate that the sliding vibration platform can be used for WBV exercises safely, although its specific behavior must be taken into account to optimize its applicability. Furthermore, if used as a SVBE, WBV increases MV in different conditions, although during an incremental test it does not seem to have effects on cardiometabolic parameters.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Vibración

La vibración son oscilaciones periódicas y son tan comunes que cualquier tipo de desplazamiento nos expone a ellas (Coermann, 1962; Grether, 1971; Shoenberger, 1972), por lo que nos acompañan desde la cuna (cochecito de bebé) a la tumba (coche fúnebre). Para ello, debe existir necesariamente un actuador (emisor), un oscilador (receptor) y una transmisión de las vibraciones del actuador al oscilador. Podemos encontrar dos tipos de oscilaciones: las naturales y las impulsadas. Por un lado, las oscilaciones naturales se crean cuando se transmite una energía que excita la oscilación del sistema y este sigue vibrando por sí mismo a una frecuencia libre (cuerda de guitarra, gota al caer al agua). La magnitud de energía transmitida, junto con las propiedades físicas del oscilador, definen su frecuencia natural o propia. Por otro lado, las oscilaciones impulsadas son aquellas que son conducidas a vibrar por otra (ir en bicicleta, mantener un percutor). En las frecuencias impulsadas, si la frecuencia transmitida del actuador coincide con la del oscilador, este o partes del mismo pueden vibrar con frecuencia propia, lo que puede conducirnos al fenómeno de la resonancia. La resonancia amplifica las oscilaciones, efecto que puede ser más o menos deseado. Por ejemplo, en el siglo XIX, los ciclistas se quejaban de las vibraciones producidas por las ruedas de goma sólida de las bicicletas, las vibraciones transmitidas eran de tal magnitud que resultaban molestas para sus conductores (Turner, 1896). Estas vibraciones eran especialmente molestas cuando circulaban por las calzadas rugosas de matabacán, las cuales transmitían grandes sacudidas al cuerpo completo, viéndose afectados los centros nerviosos. A causa de estas quejas, se incluyeron diferentes dispositivos para disminuir la transmisión de vibraciones al cuerpo humano, como pueden ser los muelles en los cuadros o los sillines con suspensión. Sin embargo, hasta que no se inventaron las ruedas inflables que conocemos hoy en día, las vibraciones transmitidas por las bicicletas de la época al circular por esas calzadas rugosas eran consideradas las responsables de innumerables síntomas desagradables. Desde entonces, los ciclistas pudieron realizar los mismos trayectos de forma más rápida y sin estos síntomas. En otros ámbitos, sin

embargo, puede interesarnos amplificar la vibración, por ejemplo, en un instrumento musical o para usarla como estímulo de entrenamiento.

La vibración en el cuerpo humano aparece en cualquiera de nuestras actividades diarias al exponer nuestras estructuras corporales a fuerzas externas. Estos impactos de una parte del cuerpo directa o indirectamente con el entorno generan oscilaciones naturales (M. Cardinale & Wakeling, 2005; Marco Cardinale & Bosco, 2003). De este modo, nuestros ancestros ya estaban expuestos a vibraciones durante la realización de cualquiera de sus actividades básicas para sobrevivir como correr, golpear o saltar. Sin embargo, con la posibilidad de desplazarse rápidamente por el entorno con la domesticación de caballos, la aparición de carruajes, la bicicleta o los esquís aumentó la exposición del cuerpo humano a las vibraciones impulsadas. Sin lugar a dudas, la exposición a vibraciones se incrementó notablemente en el siglo XX con la industrialización y el uso de los avances tecnológicos a motor, como pueden

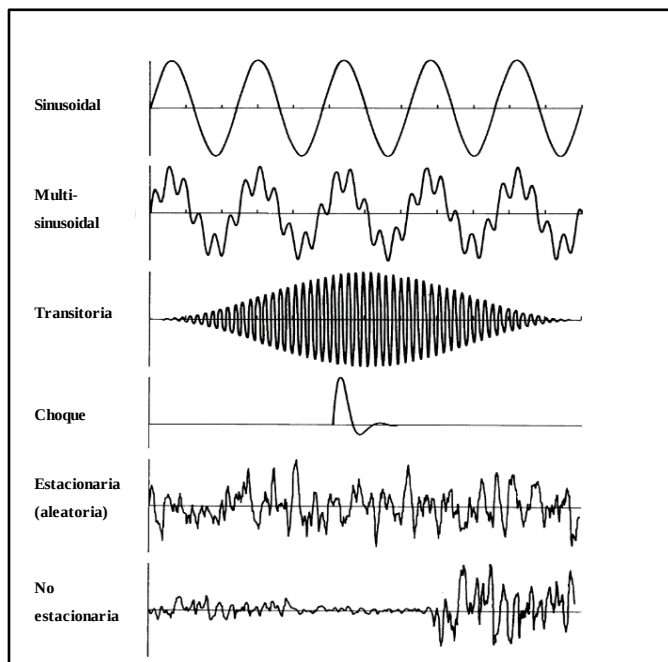


Figura 1. Diferentes tipos de ondas durante movimientos oscilatorios (Griffin, 1996).

ser taladros, tractores, percutores, camiones, o al viajar en tren, avión o coche (Grether, 1971; Shoenberger, 1972). Como se muestra en la figura 1, esta gran diversidad de fuentes de vibración hace que el cuerpo se vea expuesto a diferentes tipos de señales vibratorias (Griffin, 1996). Aunque haya una gran variedad de señales más o menos regulares, al ser periódicas podemos simplificarlas para su descripción, especialmente las sinusoidales. Los parámetros más usados son la frecuencia (f) y la amplitud (A) o el desplazamiento (D). La f informa del número de ciclos que oscila por unidad de tiempo, mientras que la A y el D hacen referencia a la distancia recorrida en cada ciclo oscilatorio ([ver apartado 1.1.4](#)).

1.1.1. La vibración hasta el siglo XX

Desde sus inicios, el ser humano ha estado expuesto a vibraciones por las características de su entorno (gravedad) y su interacción con él (al desplazarse, saltar, golpear). Además, la vibración también se viene utilizando de forma ancestral con mayor o menor conocimiento de causa. Por una parte, y de forma inconsciente, parece ser que en el Paleolítico Superior los neandertales ya utilizaban las vibraciones que se crean al hacer sonar un instrumento musical (Adler, 2009; Adler, Conard, Malina, & Münzel, 2009). En un yacimiento del suroeste de Alemania, los científicos han encontrado flautas hechas con cúbitos de cisnes y buitres leonados. Concretamente, la envergadura de hasta 265 cm del buitre leonado hace que su cúbito tenga una longitud ideal para convertirlo en una flauta larga. La más antigua fue descubierta en la cueva de Hohle Fels y tiene unos 40.000 años (Figura 2).



Figura 2. Flauta de hueso de pájaro encontrada en Hohle Fels (Alemania) (Adler, 2009).



Figura 3. Diferentes representaciones artísticas donde se observa la realización de masajes en las culturas egipcia (imagen izquierda), china (imagen central) y griega (imagen derecha).

Por otra parte, y de forma más consciente, la exposición a la vibración se utiliza con carácter terapéutico desde hace miles de años. En sus inicios se administraba mediante la realización de masajes (frotar, palmear, pellizcar, presionar, teclear, hacer vibrar) y aunque no queda claro dónde ni cuando apareció, hay indicios de que en las culturas hindú, persa, china y egipcia ya se utilizaba hace más de 3000 años (Figura 3). Sin embargo, parece ser que los primeros textos donde se menciona fueron de Hipócrates (460-377 a. C.). Considerado el padre de la medicina, escribió acerca de la aplicación de fricción para tratar muchas dolencias y/o enfermedades, así como también sobre sus efectos fisiológicos: «frotar tiene el efecto de relajar, constreñir, espesar y adelgazar». Los griegos utilizaban los masajes para mantener una buena salud, tratar lesiones o preparar a los deportistas. En la antigua Grecia era muy común entre los deportistas la contratación de un *alipste* (αλειψειν, *aleiphein*, del griego, «el que unta»), profesional especializado en dichos masajes realizados con aceites. Entre sus técnicas estaba la vibración localizada mediante la colocación de una tela de algodón alrededor de una sierra a modo de masaje terapéutico. Por otra parte, en un libro japonés del siglo XVI se describe el uso de la percusión, la vibración y la presión por parte de los japoneses durante años. Ellos aplicaban los beneficios potenciales de la vibración para relajar los músculos rígidos y las contracciones espasmódicas, para aliviar el dolor reumatoide y para la recuperación de fracturas óseas. En la misma línea, John Barclay describió a principios del siglo XIX en su libro *The muscular motion of the human body* (del inglés, *El movimiento muscular del cuerpo humano*) la curación de una contracción muscular espasmódica tratada exclusivamente con percusión (Barclay, 1948).

A finales del siglo XVII, Pierre Chirac (1650-1732), médico en Versalles (París, Francia) durante el reinado de Luis XV, dejó un escrito sobre las enfermedades mentales (Chirac, 1697). En este documento mencionaba las mejoras de un paciente melancólico después de viajar en un carro de correspondencia durante siete días. Estos escritos fueron recogidos por Charles-Irénée Castel de Saint-Pierre (1658-1743), quien a su vez escribió (Saint-Pierre & Castel, 1734): «Médicos expertos han observado que el movimiento del cuerpo en un carro de correo rodando rápidamente sobre los adoquines durante varios días puede considerarse como un excelente remedio para varios males atribuidos a la melancolía, los vapores de bilis y obstrucciones del hígado, el bazo y otras glándulas del bajo vientre». [...] «Siempre que la carroza evite rodar por una carretera llena de baches y tenga las suspensiones en buenas condiciones, todo el cuerpo humano se encuentra en un estado diferente a cualquier otro, o tal vez se encuentra como un cuerpo en resonancia. Todas las partes se contraen ligeramente al mismo tiempo, luego se estiran o se frotan en las articulaciones, y esto sucede muchas veces en un corto espacio de tiempo». [...] «Si el grado de las fricciones está dentro de la proporción que el paciente puede soportar, parece que este tratamiento debe ser útil para restablecer la armonía en el juego de la acción nerviosa y para eliminar las aberraciones». Dado que este remedio era poco funcional, este hecho inspiró a Castel de Saint-Pierre y propuso la creación de una silla sujeta a un bastidor capaz de sacudir el cuerpo enérgicamente con la intención

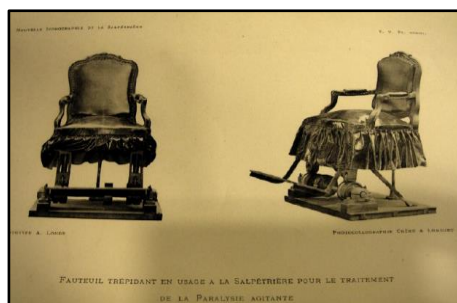


Figura 4. *Fauteuil trépidante* (del francés, sillón frenético) usado en el hospital de La Salpêtrière (París, Francia) en 1892 (Walusinski, 2013).

de reproducir ese estímulo para uso doméstico. Con la ayuda de un ingeniero mecánico desarrolló el primer modelo de silla vibratoria, aunque en sus textos la llamaba *fauteuil de poste* (del francés, silla de correos) por su origen, la bautizaron como la *trémousoir* (del francés, meneadora/inquieta). Probablemente muy similar al modelo de la figura 4, la aparición de la *trémousoir* el 31 de diciembre de 1734 supuso el inicio de la creación de dispositivos mecánicos capaces de vibrar para aprovechar sus efectos terapéuticos sobre el sistema nervioso. Además, recomendaban utilizarla para mejorar la condición física, entre dos y tres horas dos o tres veces por semana; en cambio, para terapias curativas eran cuatro o cinco horas diarias.

En el siglo XIX fue popular la introducción del uso de la vibración terapéutica entre médicos como Vigoroux, Boudet o Granville (Charcot, 1892), sin embargo, en sus escritos no aparecen referencias a Irénée Castel de Saint-Pierre. Con la intención de disminuir el sufrimiento de sus pacientes, las investigaciones de Mortimer Granville se encaminaron a tratar el dolor, pues aseguraba que este tenía un componente nervioso (Granville, 1881). Granville obtuvo resultados positivos con la crioterapia y la vibración localizada aplicada con un percutor manual de Benett. En sus pruebas clínicas observó que a más vibraciones por segundo aliviaba el dolor sordo, masivo o punzante, mientras que un dolor agudo y rápido se detenía mejor con un ritmo de vibración menor. Además, observó que el aumento de vibraciones empeoraba los síntomas, por lo que era importante configurar los parámetros adecuados. Es por ello que en su artículo comentaba la idea de que un dispositivo de vibración mecánica sería capaz de aplicar una vibración más precisa y controlada. Granville pensaba que



Figura 5. *Massage gun* (Theragun PRO, Therabody International Ltd, Los Ángeles, Estados Unidos).

estaba frente a un gran descubrimiento, y como tal, llamó a la futura terapia *metalotherapy* (del inglés, terapia metálica). Estos dispositivos existen hoy en día (Figura 5) y se conocen como *massage guns* (del inglés, pistolas de masaje). Además, ya describía tanto la activación de los intestinos aplicándola a la barriga, como la activación muscular aplicando la vibración en los tendones, un efecto que sería descrito casi un siglo después (Eklund & Hagbarth, 1965). En este mismo siglo fue cuando se inventaron diferentes tipos de dispositivos de vibración. Por una parte, en Europa, tanto el neurólogo francés Jean-Martin Charcot (1825-1893) como el médico ortopedista sueco Gustav Zander (1835-1920) desarrollaron herramientas vibratorias para su uso terapéutico en diversas patologías del sistema nervioso como el párkinson. Entre ellas había sillas vibratorias que podían ajustar la frecuencia, la amplitud, e incluso la dirección. Como había hecho Charles-Irénée Castel de Saint-Pierre anteriormente, estas solían construirse para simular alguna actividad, como puede ser el trote a caballo (Figura 6). Por otra parte, en Estados Unidos, quién desarrolló las terapias con vibración mecánica fue el médico John Harvey Kellogg (1852-1943), que dirigió durante 65 años (1876-1943) el centro de salud holística Battle Creek Sanitarium (del inglés, Sanatorio de Battle Creek) en Michigan. En el sanatorio de Battle Creek el Dr. Kellogg ofrecía medicina curativa y preventiva focalizándose en la vida saludable. Este innovador centro de bienestar llegó a tener más de 30 edificios con capacidad para más de 1000 pacientes y en ocasiones llegó a



Figura 6. Dispositivo vibratorio creado por el Dr. Gustav Zander para simular el trote a caballo (Levertin, 1982).

tener más de 1000 empleados. Fue tal el éxito del sanatorio que pasaron por él cientos de miles de pacientes, incluidos famosos como Henry Ford, Ivan Pavlov o William Howard Taft (presidente de los Estados Unidos), entre otros. Entre sus tratamientos poco habituales para la época podemos encontrar el ejercicio físico, la alimentación vegetariana, la higiene y la abstinencia de alcohol y sexo. Además, el Dr. Kellogg dedicó gran parte de su tiempo a investigar nuevas técnicas para sus terapias, la más famosa fue la modificación de los cereales para el desayuno, como los copos de maíz deshidratados (Kellogg's). Pero también son muy conocidas sus aplicaciones innovadoras como la luz eléctrica o la vibroterapia, para la que desarrolló multitud de dispositivos. En su publicación *The art of massage* (del inglés, El arte del masaje) se describen los dispositivos de vibración que usaba el Dr. Kellogg en el sanatorio, los cuales aún se pueden encontrar hoy en día (Kellogg, 1895). Entre ellos estaba una silla vibratoria capaz de generar vibraciones de hasta 60 Hz para aplicar vibraciones en las piernas y la columna vertebral, por lo que podemos considerarlo el padre de la vibración transmitida al cuerpo completo (WBV). Poco después, Arnold Snow recopiló estas aplicaciones del siglo XIX en su libro *Mechanical vibration and its therapeutics effects* (del inglés, Vibración mecánica y sus efectos terapéuticos), donde incluyó los dispositivos de vibración, los sistemas y métodos de terapia, los procedimientos, los efectos fisiológicos y su relación con los sistemas circulatorio, muscular, nervioso y digestivo (Snow, 1904). Sin embargo, no fue hasta la primera mitad del siglo XX cuando Sanders (1936) y más tarde Whedon (1949) realizaron los primeros estudios sobre la vibración como método terapéutico. El Dr. Sanders observó que sus pacientes de la tercera edad con fracturas desarrollaban edemas debido a los largos periodos de inmovilización. En esa época, estas enfermedades cardiovasculares se trataban mediante cambios posturales, con el inconveniente de que los pacientes acababan exhaustos. Sin embargo, tratándolos con una cama que iba cambiando la postura y vibrando a su vez consiguió evitar los problemas cardiovasculares derivados de la inmovilización, así como los inconvenientes que suponían los constantes cambios de postura de sus pacientes (Sanders, 1936). Unos años después, el Dr. Whedon utilizó una cama como las usadas por Sanders con la

intención de encontrar terapias para la movilización temprana y mantener así lo mejor posible el estado metabólico y fisiológico del cuerpo humano en pacientes de larga inmovilización como los afectados por lesiones del cordón espinal, fracturas de pelvis o espina, quemados graves, heridas abdominales, parálisis por poliomielitis o accidentes cerebrovasculares. El Dr. Whedon y sus colaboradores inmovilizaron con yesos de escayola a tres personas sanas durante cinco semanas. En primer lugar, los participantes estuvieron sobre una cama normal de hospital (lo cual sirvió como control), y un año después, los mismos participantes repitieron el estudio sobre la cama vibratoria. Los autores concluyeron que la cama vibratoria podía prevenir en gran medida los efectos perjudiciales de la inmovilización por los beneficios sobre los mecanismos responsables del sistema circulatorio (Whedon, Deitrick, & Shorr, 1949).

Aunque la vibración se ha venido utilizando de forma terapéutica desde hace miles de años, se ha estudiado principalmente por sus efectos negativos. Esas mismas vibraciones terapéuticas que inspiraron a los médicos para construir sillas de vibración podían ser perjudiciales después de una elevada exposición, como viajar siete días en los carruajes de correspondencia del siglo XVII (Chirac, 1697). En este caso, las constantes sacudidas provocaban dolor de espalda a los conductores de coches de caballos de la época (Mester, Spitzenfeil, Schwarzer, & Seifriz, 1999). Probablemente, la gran diferencia entre ambos casos era el tiempo de exposición, ya que la exposición de los conductores era muy elevada. El tiempo de exposición es considerado un factor clave en los efectos de la vibración (International Standard Organisation, 1997). Aunque cualquier tipo de locomoción provoca vibraciones de cuerpo completo, desde andar hasta volar en avión, la aparición de maquinaria a motor en el transporte, la agricultura, la construcción, o las fábricas aumentó la exposición a las vibraciones de forma exponencial (Shoenberger, 1972). Así, en el siglo XX, la industrialización y la implementación de la jornada laboral hicieron que esta exposición a las vibraciones impulsadas fuese considerada crónica, siendo esta una característica propia del ámbito ocupacional. Este tipo de exposición crónica a

vibraciones impulsadas ha tenido consecuencias negativas en la salud de los trabajadores. Se puede diferenciar entre dos tipos. Por un lado, la *hand-arm vibration* (HAV, del inglés, vibración mano-brazo), y por otro la *whole-body vibration* (WBV, del inglés, vibración de cuerpo completo). Con respecto a la vibración transmitida mano-brazo, a principios del siglo XX el físico italiano Giovanni Loriga ya describía cómo los dedos de los trabajadores de las canteras se podían volver pálidos y fríos después de sostener con las manos una herramienta vibratoria, como puede ser un martillo neumático (Loriga, 1911). Este fenómeno fue descrito por primera vez por Maurice Raynaud en 1862 y es uno de los peligros industriales reconocidos actualmente como el síndrome de Raynaud o del dedo blanco vibratorio (Ryan, 1981). Con respecto a la vibración transmitida al cuerpo completo, al inaugurarse la ruta ferroviaria Central London en Londres (Reino Unido) en 1900, empezaron las quejas por las vibraciones producidas por los trenes al pasar por las vías a su paso por Hyde Park. Esas vibraciones eran tan desagradables que los vecinos hicieron llegar varias cartas al periódico *The Times* sugiriendo una investigación al respecto. Gracias a ello, se realizó uno de los primeros estudios sobre la transmisibilidad y sensibilidad a las vibraciones (Mallock, 1902). La importancia de esta investigación fue tal que se propuso una reducción del tren a solo seis vagones (Figura 7) y provocó cambios en los motores, la estructura y el tamaño de los trenes, e incluso se convenció a la empresa de que las locomotoras debían desaparecer. Este incremento de la exposición a vibraciones y sus efectos negativos en el ámbito ocupacional provocaron que durante el siglo XX se realizasen investigaciones en las que se evaluaba la

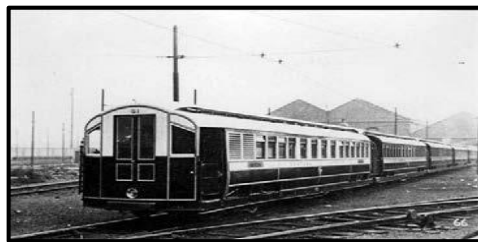


Figura 7. Tren experimental de seis vagones (1901), el primer ferrocarril de la ruta Central London (Colección B. R. Hardv).

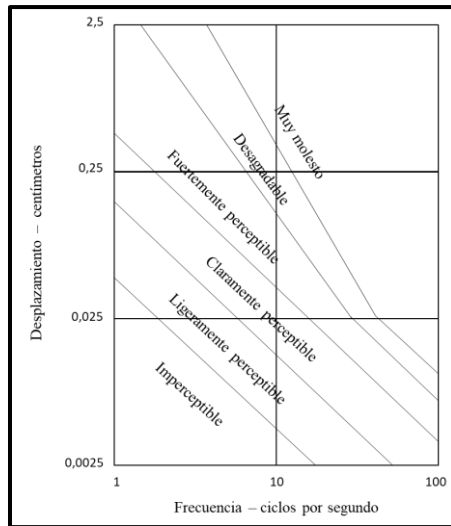


Figura 8. Los seis niveles de tolerancia humana a las vibraciones de Reihher y Meister (1931), modificado de Lenzen (1966).

transmisibilidad de la vibración en distintos ámbitos. Por ejemplo, Reihher y Mester (1931) expusieron a vibraciones verticales durante unos minutos a diez participantes de entre 20 y 37 años. Los autores buscaban obtener curvas de sensibilidad a la vibración a varias amplitudes y frecuencias que delimitaban los niveles de percepción de la vibración (Reihher & Meister, 1931). En su estudio, como se puede observar en la figura 8 (Lenzen, 1966), Reihher y Meister crearon una propuesta de seis categorías de percepción humana: (1) imperceptible, (2) ligeramente perceptible, (3) claramente perceptible, (4) fuertemente perceptible, (5) desagradable y (6) muy molesto. En lo referente al ámbito militar, donde la maquinaria transmite vibraciones considerables de baja f y grandes D , la US Air Force (del inglés, Fuerza Aérea de los Estados Unidos) realizó varias investigaciones para valorar la tolerancia y el límite de exposición a la vibración del cuerpo humano de forma subjetiva. Shoenberger (1972), como se observa en la figura 9, hizo una revisión de varios estudios de aquella época y de los posibles efectos negativos de la vibración (Chaney, 1964; Goldman, 1948; Magid, Coermann, & Ziegenruecker, 1960; Parks & Snyder, 1961). Para la US Air Force era extremadamente importante que los miembros de la tripulación fuesen

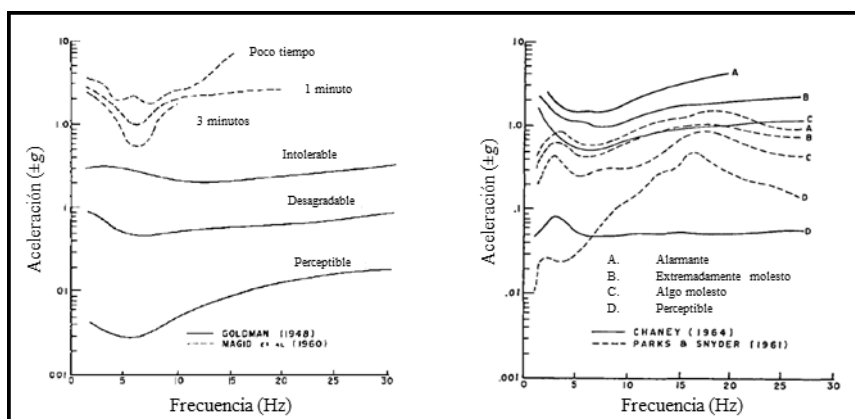


Figura 9. Gráficas comparativas de transmisión a la vibración de cuerpo completo, mediante la valoración subjetiva en pilotos aeronáuticos, según Goldman (1948), Magid (1960), Parks y Snyder (1961) y Chaney (1964), en la revisión de Shoenberger (1972).

capaces de desarrollar exitosamente las tareas esenciales de la misión que tenía el vehículo que pilotaban (Coermann, 1962). Sin embargo, las bajas f podían acabar entrando en resonancia con la f natural de los órganos de los pilotos, y al acoplarse con las grandes D , los órganos podían llegar a desplazarse más allá de su máximo recorrido relativo dentro del cuerpo humano. Estas «sacudidas» a órganos como el cerebro o los ojos podían resultar en mayores efectos negativos de carácter fisiológico y/o psicológico. En general, se investigó la discriminación sensorial y perceptual, y especialmente el rendimiento visual. En los estudios hay consenso en que la exposición a vibraciones reduce la agudeza visual, el mayor rango de pérdida lo encontramos en una exposición a vibraciones de f entre 10 y 25 Hz y con el aumento de fuerzas g o de D (Grether, 1971; Shoenberger, 1972). A pesar de ello, existen dudas sobre las f que más afectan a esta capacidad, dado que los estudios no pueden demostrar si los efectos son a causa de la resonancia a altas f o del aumento de fuerzas g (Shoenberger, 1972). El seguimiento visual también se vio afectado negativamente, mostrando disminuciones proporcionales al D , sin embargo, eran las f bajas las que más afectaban, y mostró ser dependiente de la dirección de la vibración. Así, durante las tareas de seguimiento en un plano de dos ejes, las vibraciones en el plano vertical

afectaban más a las tareas de rastreo en el eje vertical y las realizadas en el plano horizontal a las tareas en el eje horizontal (Grether, 1971; Shoenberger, 1972). Contrariamente, las tareas como el reconocimiento de patrones o el tiempo de reacción parecen ser altamente resistentes a las vibraciones y no suelen quedar afectadas (Grether, 1971; Shoenberger, 1972), aunque algunos de los estudios no son replicables debido a fallos metodológicos (Shoenberger, 1972). Era tal el interés sobre los efectos negativos de la vibración que en 1964 se formó un comité internacional integrado por especialistas de Estados Unidos, Francia, Alemania, Holanda y Suecia, presidido por Henning E. von Gierke. En sus reuniones anuales posteriores se unieron Chequia, Eslovaquia, Japón y Reino Unido. Su objetivo era delimitar unos límites de exposición aceptables a la vibración transmitida al cuerpo completo en diferentes ámbitos como el ocupacional o el transporte. En 1974, después de diez años de intenso trabajo, el comité estaba formado por veintiún países y se aceptó la primera de las recomendaciones ISO-2631 para la evaluación de la exposición humana a la vibración de cuerpo completo sin la aprobación de la Unión Soviética y el Reino Unido. Estas recomendaciones se habían realizado basándose en curvas de tolerancia subjetiva como las mencionadas anteriormente. Sin embargo, estos métodos que buscaban los niveles de vibración que podían ser peligrosos para la integridad física tenían sus inconvenientes, ya que los límites de tolerancia subjetiva voluntaria vienen dados por un daño corporal inminente. Además, los resultados obtenidos mostraban una gran variabilidad entre los participantes, lo que provocaba una gran inquietud en los investigadores. Las grandes preocupaciones eran la personalidad extrovertida o introvertida de los participantes, el umbral de tolerancia al dolor y los cambios semánticos de las palabras. Estos últimos podían hacer que cada participante entendiera de forma diferente cada etiqueta y las diferencias de niveles en función de los autores, lo que dificultaba aún más si cabe las cosas. Tanto es así que, una vez evaluados los factores semánticos, como se observa en la figura 10 de los estudios, se encontró una gran variabilidad al compararlos (Bryce, 1966). Algunos autores intentaron resolverlo sin mucho éxito mediante cambios metodológicos, como la capacidad de poder atribuir una sensación

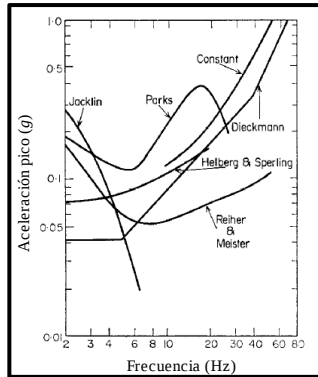


Figura 10. Respuesta subjetiva en los test de laboratorio a distintas aceleraciones y frecuencias (Bryce, 1966).

a un estímulo de vibración estandarizado (Jones & Saunders, 1972) o la determinación de una relación numérica entre la intensidad subjetiva y la objetiva (Stevens, 1957). Posteriormente, mediante la colocación de acelerómetros en la plataforma y la cabeza se intentó valorar de forma objetiva la vibración transmitida al cuerpo y, aunque mejoró la precisión, este parámetro también muestra una gran variabilidad entre participantes (Griffin, 1975; Griffin & Whitham, 1978; Obome, Heath, & Boarer, 1981). Hoy en día, la valoración de esta vibración transmitida al cuerpo se sigue realizando con acelerómetros [\(ver apartado 1.1.7\)](#) y las recomendaciones ISO-2631 vigentes se actualizaron en 1997 teniendo en cuenta las aceleraciones de forma objetiva [\(ver apartado 1.1.8\)](#).

En la década de los 60 volvió el interés por el uso de la vibración con fines terapéuticos. William Bierman retomó los estudios en los que se utilizaba la vibración para mejorar la amplitud de movimientos (Bierman, 1960), con el mismo objetivo lo hicieron Atha y Wheatley (Atha & Wheatley, 1976), mientras que Eklund y Hagbarth (1965) investigaron la activación muscular inducida por la vibración aplicada sobre el tendón, a la que llamaron reflejo tónico vibratorio (del inglés, *tonic vibration reflex*). Sin embargo, parece ser que en estos años la vibración era ampliamente usada en la Unión Soviética para contrarrestar la pérdida de masa muscular y ósea de sus astronautas y mejorar el rendimiento de sus atletas olímpicos, pero el secretismo de

esos años impedía su divulgación. Con la caída de la Unión Soviética el 25 de diciembre de 1991, se revelaron los trabajos de Vladimir Nazarov (Nazarov & Spivak, 1985; Nazarov & Zilinsky, 1984), a quien podemos considerar el padre del ejercicio con vibración de cuerpo completo como lo conocemos actualmente ([ver apartado 1.1.3](#)). Debido a los buenos resultados obtenidos por los atletas de Nazarov, durante los 90 aparecieron las primeras publicaciones sobre la aplicación de la vibración como modalidad de ejercicio (Bosco, Cardinale, & Tsarpela, 1999; Bosco et al., 1999; Issurin & Tenenbaum, 1999; Issurin, Liebermann, & Tenenbaum, 1994). Seguidamente, y a raíz de los resultados positivos de estos estudios, a finales de esta década también aparecieron las primeras plataformas de vibración comerciales para el ejercicio con vibración de cuerpo completo, un hecho que será crucial en el siglo XXI.

1.1.2. La vibración en el siglo XXI

Dados los resultados prometedores publicados en los últimos años del siglo XX sobre el ejercicio con vibración de cuerpo completo y la aparición de las primeras plataformas vibratorias comerciales a finales de los 90, en el siglo XXI proliferan tanto el número de estudios científicos (Figura 11), como el de dispositivos para la aplicación de la vibración ([ver apartado 1.1.5](#)). El número de publicaciones pasa de 1 en 2001 a 73 en 2015, este rápido incremento indica la atención que recibe como

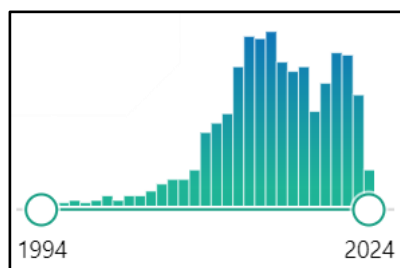


Figura 11. Número de publicaciones científicas entre el año 2000 y la actualidad a fecha 31/05/24, con las palabras clave *whole body vibration & exercise & training* en el buscador <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>.

método de ejercicio (Dong et al., 2022). En general, podemos observar dos campos de estudio sobre la vibración en plataformas comerciales, por un lado, teniendo en cuenta los antecedentes en el ámbito ocupacional, se investiga su seguridad ([ver apartado 1.1.8](#)); por otro lado, a causa de los resultados positivos obtenidos en ejercicios con vibración de cuerpo completo, existen multitud de aplicaciones terapéuticas para la estimulación del sistema neuromuscular, óseo, cardiometabólico, del equilibrio, entre otros ([ver apartado 1.1.6](#)). Como pasó en el siglo XX ([ver apartado 1.1.1](#)), las investigaciones muestran una falta de consistencia en los resultados que, al menos en parte, se atribuye a la baja calidad y la falta de estandarización de los protocolos de investigación sobre el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Lorenzen, Maschette, Koh, & Wilson, 2009). Como ya ocurría en la década de los 60, este hecho preocupaba a los científicos, que poco después publicaron unas recomendaciones para establecer los protocolos metodológicos en los estudios clínicos sobre ejercicio con vibración de cuerpo completo (Rauch et al., 2010). Además, con la intención de solventarlo, algunos estudios empezaron a estudiar la vibración transmitida al cuerpo añadiendo parámetros como la T , la a_{out}^{RMS} o la P_{out} (Abercromby et al., 2007; Kiiski, Heinonen, Järvinen, Kannus, & Sievänen, 2008; Mester et al., 1999; Rubin et al., 2003; Wakeling, Nigg, & Rozitis, 2002). Sin embargo, sigue sin haber consenso, y es que solo el 6 % de los estudios sobre el ejercicio con vibración de cuerpo completo publicados entre 2011 y febrero de 2021 citaba a Rauch et al. (2010), en consecuencia, en 2021 un equipo de expertos volvió a publicar estas recomendaciones (Van Heuvelen et al., 2021). Entre otras cosas, en estas guías se recomienda incluir los parámetros de vibración con la máxima precisión posible y los protocolos metodológicos a seguir. Sin embargo, tanto la vibración aplicada por la plataforma como la vibración transmitida al cuerpo pueden variar en función de los parámetros de vibración configurados en la plataforma (f_{set} y D_{set}), los participantes y el protocolo metodológico ([ver apartado 1.1.7](#)). Como consecuencia, la forma más precisa posible de aportar los parámetros de vibración aplicada por la plataforma y de vibración transmitida al cuerpo es registrarlos para

cada una de las mediciones realizadas sobre la plataforma y el cuerpo humano simultáneamente. En general, en función de si el objetivo de la investigación es la activación muscular, la remodelación ósea o la seguridad, se registran las aceleraciones que llegan al tobillo, la rodilla y la cadera (Huang & Pang, 2019; Tankisheva et al., 2013; Zaidell et al., 2019), a la cadera y la tercera vértebra lumbar (Rubin et al., 2003), o a la cabeza (Caryn, Hazell, & Dickey, 2014; Muir, Kiel, & Rubin, 2013), respectivamente. También podemos encontrar otros estudios que se centran exclusivamente en los factores que afectan a la *T* y suelen registrarla a través de todo el cuerpo (Huang, Tang, & Pang, 2018; Kiiski et al., 2008; Lam, Tang, Kwok, & Pang, 2018). Y unos pocos estudios investigan la vibración transmitida al cuerpo durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo en condiciones dinámicas (Caryn & Dickey, 2019; Munera, Bertucci, Duc, & Chiementin, 2016). Por último, hay estudios que, combinando la vibración con otras tecnologías o métodos de entrenamiento, también obtienen efectos positivos en el control postural, la variabilidad de movimiento (MV), la activación muscular, el test de fuerza (RM, isocinética, isométrica), de esprint y de salto. Sin embargo, estos estudios no realizan ningún tipo de valoración de la vibración transmitida al cuerpo (Hazell, Kenno, & Jakobi, 2010; Lienhard, Cabasson, Meste, & Colson, 2014; Marín & Hazell, 2014; Pujari, Neilson, & Cardinale, 2019; Ritzmann, Gollhofer, & Kramer, 2013; Ronnestad, 2004; Sierra-Guzmán, Jiménez-Díaz, Ramírez, Esteban, & Abián-Vicén, 2018; Sobhani et al., 2018; Tuyà Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, del Campo Montoliu, et al., 2023; Wang et al., 2014). Dado que sigue existiendo una cierta heterogeneidad en los resultados que encontramos en la literatura, las recomendaciones sobre la inclusión del registro tanto de la vibración aplicada por la plataforma como de la vibración transmitida al cuerpo (Van Heuvelen et al., 2021) parecen razonables, como ya realizan algunos estudios (Avelar et al., 2013; Huang & Pang, 2019; Tankisheva et al., 2013; Zaidell et al., 2019). A pesar de esta inconsistencia en los resultados, los efectos positivos suelen predominar y, a día de hoy, el ejercicio con vibración de cuerpo completo es considerado potencialmente beneficioso en ciertos ámbitos de la salud, la rehabilitación y el deporte (Rittweger,

2020). Esto hace que siga creciendo el número de dispositivos vibratorios (Cloak, Nevill, Day, & Wyon, 2013; Cochrane & Hawke, 2007; Konrad, Tilp, & Nakamura, 2021; MacLennan, Ramirez-Campillo, & Byrne, 2023; Moras, Rodríguez-Jiménez, Tous-Fajardo, Ranz, & Mujika, 2010; Pujari, Neilson, & Cardinale, 2009; Sams, Langdown, Simons, & Vseteckova, 2023; Tripp, Faust, & Jacobs, 2009), estudios científicos ([ver apartado 1.1.7](#)), aplicaciones y ejercicios con vibración de cuerpo completo (García-Gutiérrez, Hazell, & Marín, 2016; Grant, Hawkes, McMahon, Horsley, & Khaiyat, 2019; Hazell et al., 2010; Marín, García-Gutiérrez, Da Silva-Grigoletto, & Hazell, 2015; Tankisheva, Boonen, Delecluse, Druyts, & Verschueren, 2014; Tuyà Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, Del Campo Montoliu, et al., 2023).

1.1.3. Ejercicio con vibración de cuerpo completo

Como hemos visto, históricamente ha habido varios intentos de aplicar la vibración de forma terapéutica, principalmente a modo de masaje muscular, para el tratamiento de algunas patologías del sistema nervioso o cardiovascular ([ver apartado 1.1.1](#)). Como modalidad de ejercicio, la vibración impulsada de cuerpo completo durante la conducción de carruajes de dos ruedas por caminos empedrados e irregulares en la antigua Grecia fue descrita por Séneca (1 a. C. – 65 d. C.) como ejercicio esencial para mantener una buena salud. En el ámbito del deporte, no fue hasta los años 70 cuando Vladimir Nazarov (1936-2013) utilizó la vibración como ejercicio en atletas olímpicos de varias disciplinas. Es muy probable que Nazarov se basara en los estudios previos de William Bierman, Wien Von H. Rohrer, Göran Eklund y Karl Erik Hagbarth para su aplicación en el deporte.

Así, William Bierman (1960) estudió la vibración como ejercicio para mejorar la amplitud de movimiento mediante la aplicación de un cicloide vibratorio y lo llamó estimulación neuromuscular rítmica (del alemán, *Rhythmischeneuromuskuläre Stimulation*). Bierman aplicó la vibración en la musculatura extensora del tronco,

tanto en las piernas como en el tronco, y consiguió un aumento de casi 6 cm en la flexión del tronco. En este estudio se aplicaron 30 minutos de masaje vibratorio a 152 participantes y se observó una mayor influencia por la duración continua de la sesión de vibración que, por ejemplo, la acumulación de días de aplicación, además se apreció una regresión en un periodo de 11 días después del entrenamiento. También se encontró que tenía más efecto en hombres que en mujeres, en los participantes relajados que en los tensos, y en los activos que en los sedentarios. Sin embargo, no se apreciaron diferencias según la edad, la estatura, el peso o la masa muscular. En el estudio se echan en falta los parámetros de vibración aplicados. En 1962, Wien Von H. Rohrer registró, mediante la colocación de un transductor de vibración electrodinámico sobre la piel, el cual quedaba suspendido por una polea para evitar posar su peso sobre la superficie cutánea y mantener una presión constante, una microvibración continua de los músculos esqueléticos (Rohrer, 1962). Esta microvibración variaba en f y D en función de la actividad que se realizase, por ejemplo, en un estado de gran relajación registraron una magnitud de 1-5 μ y una f de 6-12 Hz. Según Rohrer, estas microvibraciones constantes en estado de relajación cumplían dos funciones biológicas fundamentales con un gasto calórico extraordinariamente bajo. Por un lado, mantener constante la temperatura de un ser vivo de sangre caliente, y por otro, mantener la musculatura en un alto estado de disponibilidad continua que hiciera posible una respuesta rápida y eficaz frente a una situación de emergencia. Y en 1965, Göran Eklund y Karl Erik Hagbarth describieron un aumento de la activación muscular al aplicar vibración sobre el tendón o el vientre muscular (Eklund & Hagbarth, 1965, 1966). Los autores expusieron a 100 participantes a unos parámetros de vibración entre 20 y 200 Hz de f y 0,6 mm, 1,8 mm y 3,3 mm de D , encontrando un aumento rápido de la activación del reflejo tónico vibratorio en D de 0,6 mm y especialmente en 1,8 mm, mientras que en 3,3 mm la sensación era demasiado incómoda para ser tolerada. La activación también aumentaba con el aumento de la f y aunque hubo una gran variabilidad entre participantes, como suele ser habitual, en todos ellos apareció este efecto.

En las décadas de los 70 y 80, Nazarov y su equipo aplicaron la vibración utilizándola para la recuperación y el óptimo funcionamiento muscular del equipo olímpico ruso en numerosas disciplinas y la llamaron estimulación biomecánica (del inglés, *biomechanical stimulation*). Hasta la fecha, se aplicaba la vibración a un músculo o tendón de forma selectiva, pero esto no es característico del entrenamiento deportivo. Así, desarrollaron un método en el que la vibración se aplicaba de forma distal y era transmitida hacia los enlaces de los grupos musculares proximales, diseñado para algunos ejercicios estáticos. Tras los excelentes resultados con sus atletas olímpicos, en 1985 publicó su método de entrenamiento sobre vibración mecánica para atletas olímpicos (Nazarov & Spivak, 1985). En él, Nazarov y Spivak fueron los primeros en atribuir el aumento de las capacidades musculares de sus atletas al ejercicio con vibración de cuerpo completo, diferenciándolo de la vibración de una parte del cuerpo, por lo que Nazarov puede ser considerado el padre del ejercicio con vibración de cuerpo completo como lo conocemos actualmente.

Desde entonces se incrementó el interés por la aplicación de la vibración mecánica como modalidad de ejercicio. Así, ya en la década de los 90, autores como Issurin, Bosco o Mester investigaron la vibración como método de entrenamiento. Issurin fue el primero en publicar sus trabajos para el entrenamiento físico, donde investigaba la flexibilidad de la cadera, la fuerza máxima y explosiva del bíceps braquial (Issurin & Tenenbaum, 1999; Issurin et al., 1994). Issurin realizó los respectivos ejercicios con una polea a la que aplicaba vibración y lo llamó estimulación vibratoria (del inglés, *vibratory stimulation*). En estos estudios se utilizaron unos parámetros de vibración aplicada por la plataforma de 6 mm de D_{set} , 44 Hz de f_{set} y unos $30 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ de a_{in} , ya que para maximizar la activación algunos estudios anteriores sugerían 40-50 Hz de f (Adrian & Bronk, 1929; Björk & Kugelberg, 1953), mientras que otros reforzaban esta idea encontrando menos activación a 20 Hz de f (Samuelson, Jorfeldt, & Ahlberg, 1989). Los autores encontraron unas mejoras significativas y subrayaron que no tuvieron ningún efecto negativo. Por su parte, Carmelo Bosco y su equipo también estudiaron los flexores de codo aplicando 30 Hz de f_{set} y 6 mm

de D_{set} unos $34 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ de a_{in} y vieron una mayor activación muscular durante la aplicación de la vibración en el bíceps braquial, así como una mayor potencia en los flexores de codo post vibración (Bosco et al., 1999). Además, fueron los primeros en aplicar vibración mediante plataformas vibratorias comerciales para el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Bosco et al., 1998, 1999). En esta línea, investigaron los efectos de la vibración en la potencia y la activación muscular aplicando 26 Hz de f_{set} y 10 mm de D_{set} , lo que viene a ser según el estudio $\pm 5,4 g$ de a_{in} . Los autores encontraron mejoras significativas en la altura y la potencia de salto, así como también observaron mejoras en la relación fuerza-velocidad con mucho menor tiempo de estimulación comparado con el entrenamiento de cargas máximas. Para obtener las mejoras encontradas se necesitaban semanas con entrenamiento clásico, mientras que en su estudio la carga total fue de 10 minutos repartida en series de 1 minuto. Los autores atribuyen estos resultados a mejoras en los factores neuromusculares.

Por su parte, Mester y su equipo fueron los primeros en observar una cierta falta de coherencia en los resultados y la importancia de la seguridad en la exposición al ejercicio con vibración de cuerpo completo (Mester et al., 1999). En esta línea, investigaron la activación muscular añadiendo peso adicional para crear una pretensión muscular, además, fueron los primeros en aportar datos sobre la vibración transmitida al cuerpo calculando la transmisibilidad de la vibración plataforma-cabeza del ejercicio con vibración de cuerpo completo dados los antecedentes de la

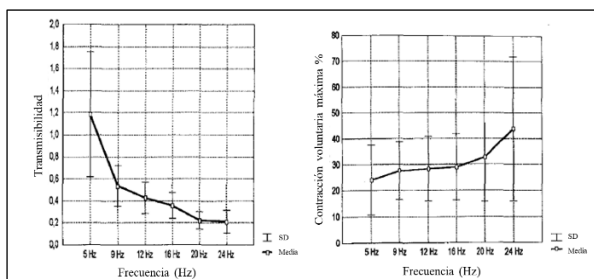


Figura 12. Transmisibilidad y activación muscular del vasto medial del cuádriceps a diferentes frecuencias de vibración aplicada por la plataforma (Mester et al., 1999), datos presentados en media $\pm$ SD.

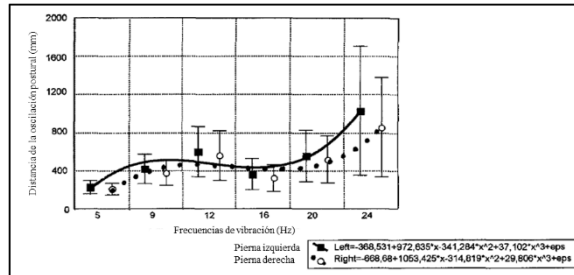


Figura 13. Distancia de la oscilación postural entre piernas derecha e izquierda a diferentes frecuencias de vibración aplicada por la plataforma (Seifriz, 1999), publicada por Mester et al., (1999).

vibración transmitida al cuerpo completo en el ámbito ocupacional de siglo XX ([ver apartado 1.1.1](#)). Los autores expusieron a los participantes a 6 repeticiones de 30 segundos con 1 minuto de descanso entre ellas, con cada repetición aumentaba la f_{set} siendo de 5, 9, 12, 16, 20 y 24 Hz, y un D_{set} de ± 5 mm. En sus resultados se observaba un aumento de la activación muscular inversamente proporcional a la T , que descendía a medida que aumentaba la f_{set} , especialmente al llegar a 20 Hz, justo en el punto a partir del cual la activación también aumentaba claramente (Figura 12). Así, Mester fue el primero en encontrar este efecto de la activación muscular sobre la atenuación de la vibración transmitida al cuerpo, que fue reforzado más tarde por varios autores (Huang & Pang, 2019; Tankisheva et al., 2013; Wakeling et al., 2002; Zaidell et al., 2019). Este equipo de investigadores realizó las primeras pruebas experimentales sobre los efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo en

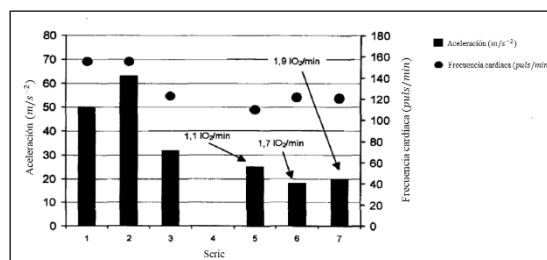


Figura 14. Gráfica sobre los efectos de la vibración de cuerpo completo sobre los parámetros cardiometabólicos de la aceleración aplicada por la plataforma (m/s^2), frecuencia cardíaca ($puls/min$) y consumo de oxígeno en litros por minuto (lO_2/min) en unas primeras pruebas experimentales (Spitzenpfeil, 1999), publicado por Mester et al., (1999).

el sistema del equilibrio (Seifriz, Spitzenpfeil, Schwarzer, & Mester, 1999) y cardiometabólico (Spitzenpfeil, Schwarzer, Fiala, & Mester, 1999), las cuales fueron difundidas en el 4.º Congreso Anual del Colegio Europeo de Ciencia del Deporte (del inglés, *European College of Sport Science*) celebrado en Roma en 1999.

Con respecto a su aplicación en el equilibrio, aplicaron los mismos parámetros de vibración que Mester (1999) y vieron que a partir de 20 Hz de f_{set} aumentaban las oscilaciones posturales, en su gráfica también parece haber una gestión diferente entre dominante y no dominante, aunque los autores no hicieron comentarios sobre este efecto (Figura 13). Con respecto al estudio sobre los factores metabólicos, expusieron a los participantes a una vibración aplicada por la plataforma de hasta 63 m/s^2 de a_{in} durante 30 segundos a carga alta, y de hasta 25 m/s^2 de a_{in} durante 90 segundos en las exposiciones de carga baja (Figura 14). Como se puede observar, se alcanzaron las 160 puls./min de frecuencia cardíaca a cargas altas, mientras que en las cargas bajas solo llegaron a 120 puls./min. Mester (1999) comentó que obtuvieron 4 mmol/l de lactato, indicando la activación del sistema anaeróbico a cargas altas, y atribuyó el incremento del consumo de oxígeno a cargas bajas a la falta de descanso entre series. Estos resultados mostraban que las demandas eran dependientes de las aceleraciones aplicadas en términos de f y nivel de contracción, de modo que los autores concluyeron que las contracciones isométricas asociadas al ejercicio con vibración de cuerpo completo podían llevar a una situación isquémica y, en consecuencia, a una mayor demanda energética del sistema anaeróbico, por lo que las demandas metabólicas del ejercicio con vibración de cuerpo completo eran de especial interés.

En resumen, a raíz de los grandes resultados obtenidos por Nazarov con sus atletas olímpicos y los prometedores resultados de los citados investigadores que lo sucedieron, en la década de los 90 se empezaron a comercializar las primeras plataformas vibratorias para el ejercicio con vibración de cuerpo completo que conocemos actualmente. Además, gracias a las extensas campañas de publicidad realizadas por algunas de las grandes marcas de plataformas vibratorias, aplicar la

vibración como modalidad de ejercicio se popularizó mundialmente. Desde entonces se han utilizado distintos términos para referirse a la vibración como método de estimulación. Como hemos citado anteriormente en referencia al ejercicio con vibración, históricamente los autores han hablado de estimulación neuromuscular rítmica, biomecánica o vibratoria. En la actualidad es habitual referirse a él como ejercicio o entrenamiento con vibración (del inglés, *vibration exercise* o *vibration training*, respectivamente). Dentro del ejercicio con vibración podemos diferenciar entre vibración localizada, cuando transmitimos la vibración a una parte del cuerpo, y vibración transmitida al cuerpo completo, cuando la vibración se transmite a todo el cuerpo, aplicándose normalmente en los pies sobre una plataforma vibratoria. Este tipo de aplicación sobre plataformas de vibración se puede encontrar referenciada como ejercicio con vibración de cuerpo completo o entrenamiento con vibración de cuerpo completo (del inglés *whole body vibration training*). Debido al gran número de estudios sobre vibración transmitida al cuerpo completo, es importante introducir el término ejercicio/entrenamiento (del inglés, *exercise/training*) para diferenciar entre el ámbito terapéutico o deportivo y el ámbito ocupacional (laboral).

1.1.4. Principios físicos y terminología sobre la transmisión del ejercicio con vibración de cuerpo completo

Durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo la vibración es una oscilación mecánica que produce una alteración periódica del desplazamiento sobre el tiempo. De este modo, podemos definirla mediante la f y el D (Tabla 1), lo que implica una alteración de la a , y por consiguiente de las fuerzas, las cuales son utilizadas como estímulo en el ejercicio con vibración de cuerpo completo. Siempre que las señales mantengan su forma sinusoidal como suele pasar en la plataforma (Figura 15), se pueden calcular de forma indirecta mediante las fórmulas recomendadas en la tabla 1. Como se puede observar en la figura 16a, la f hace referencia al número de ciclos oscilatorios por segundo y se expresa en hercios (Hz), la distancia recorrida en cada

Unidades	Definición	Símbolo/s	Fórmula/s	Comentarios
Duración del periodo	Duración de un ciclo de oscilación (1Hz)	T	$T = 1/f$	
Frecuencia	El número de ciclos de oscilación que efectúa cualquier punto de la onda sinusoidal en un segundo	f	$f = 1/T$	1Hz = 1s ⁻¹
Aceleración pico o máxima	Máximo ratio de cambio en velocidad durante un ciclo de oscilación Corresponde al máximo valor desde la posición de equilibrio (0)	a_{peak} , 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	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: $a_{RMS} = \frac{a_{peak}}{\sqrt{2}}$ Para patrón de onda sinusoidal no puro: $a_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n a^2(i)}{n}}$	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	Máximo desplazamiento que se realiza en cada ciclo de movimiento sinusoidal desde la posición de equilibrio	A	$A = \frac{a_{peak}}{(2 \times \pi \times f)^2}$ $A = D/2$	Sinónimo de amplitud pico (en inglés, <i>peak amplitude</i>) En términos prácticos se expresa en mm
Desplazamiento pico a pico	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 (9.81m.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 30Hz y un desplazamiento pico a pico de 2mm: $a_{peak} = 2 \times \pi^2 \times 30^2 \times 0,002m = 35,5m.s^{-2}$ (3,6g)				

Tabla 1. Términos usados para describir la vibración sinusoidal (Rodríguez, 2014), adaptada de Rauch et al., (2010); s (segundos); m (metros); T (tiempo); Hz (hertzios); f (frecuencia); a_{peak} (aceleración pico); a_{max} (aceleración máxima); g (gravedad terrestre); D (desplazamiento); A (amplitud); a_{RMS} (aceleración media cuadrática).

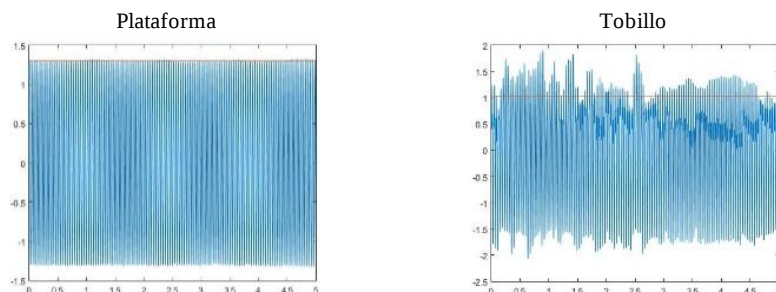


Figura 15. Señal de aceleración de la vibración aplicada por la plataforma (a) y su transmisión al tobillo (b).

oscilación puede ser expresada como desplazamiento (D) o como amplitud (A) y se expresa en mm. En los estudios sobre ejercicios con vibración de cuerpo completo preferiblemente aportaremos el D , que es la máxima distancia alcanzada entre los picos de cada oscilación. Aunque también podemos expresarlo en A cuando nos referimos a la distancia existente entre el punto de equilibrio y el pico máximo de cada oscilación y debería ser justo la mitad del D . Por último, la a , como magnitud del estímulo, es el cambio de la velocidad en el tiempo, pudiéndose calcular de forma indirecta a partir de la f y el D , y se expresa en $m \cdot s^{-2}$ o en g ($1 g = 9,81 m \cdot s^{-2}$). Además, también se puede representar como pico de a (a_{Peak} , del inglés, *peak acceleration*), o a media (a_{RMS} , del inglés, *root mean squared acceleration*) mediante su media cuadrática (Figura 16b). Para describir la aceleración, cuando las

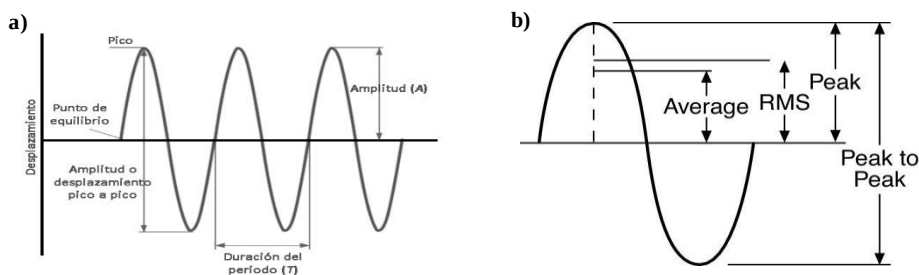


Figura 16. (a) Parámetros básicos del desplazamiento de una oscilación y (b) diferentes formas de expresar la magnitud de una señal oscilatoria sinusoidal en un ciclo de oscilación: promedio (*average*), media cuadrática (RMS, del inglés, *root mean squared*), pico (del inglés, *peak*) y pico a pico (del inglés, *peak to peak*), en Rodríguez (2015).

vibraciones son sinusoidales se utiliza la a_{peak} (Figura 15, plataforma), pero cuando no lo son, como pasa en el cuerpo humano (Figura 15, tobillo), tenemos que utilizar la a_{RMS} .

Por lo tanto, la vibración aplicada por la plataforma viene dada por la configuración de los parámetros de vibración de f_{set} y D_{set} . Habitualmente, los dispositivos vibratorios nos permiten configurarlos y con ello podemos aumentar o disminuir la a . Dado que la mayoría de las plataformas comercializadas mantiene la forma sinusoidal en las oscilaciones (Figura 15, plataforma), conociendo los parámetros de vibración aplicada por la plataforma (f_{set} y D_{set}) que hemos configurado para un ejercicio con vibración de cuerpo completo determinado, podríamos calcular la a aplicada por la misma (Tabla 1). Sin embargo, los parámetros de vibración aportados por los fabricantes no tienen por qué coincidir exactamente con los que finalmente emite cada plataforma de vibración ([ver apartado 1.1.7](#)). Es por ello que en la presente tesis diferenciaremos entre la f seleccionada en el dispositivo (f_{set}) y la f que emite la plataforma (f_{in}). De la misma forma, diferenciaremos el D seleccionado en el dispositivo (D_{set}) y el D que emite la plataforma (D_{in}). Como consecuencia y siguiendo las recomendaciones citadas (Rauch et al., 2010; Van Heuvelen et al., 2021), deben registrarse los parámetros de vibración aplicada por la plataforma para aportarlos en la forma más precisa posible. Por consiguiente, se debería aportar la a_{peak} emitida por la plataforma ($a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$) para diferenciarla de la teórica, siendo descrita con los parámetros de f_{in} , D_{in} y $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$ (Tabla 2). Durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo la vibración aplicada por la plataforma se transmite al cuerpo humano (VTC), en ella, además de distorsionarse perdiendo su forma sinusoidal, las vibraciones pueden amplificarse o atenuarse en gran medida (Huang et al., 2018; Kiiski et al., 2008; Lam et al., 2018; Pollock, Woledge, Mills, Martin, & Newham, 2010; Tankisheva et al., 2013; Zaidell et al., 2019). Ambos efectos tienen como consecuencia algunos cambios en los parámetros que se aportan para evaluar la vibración transmitida al cuerpo con respecto a la vibración aplicada por la

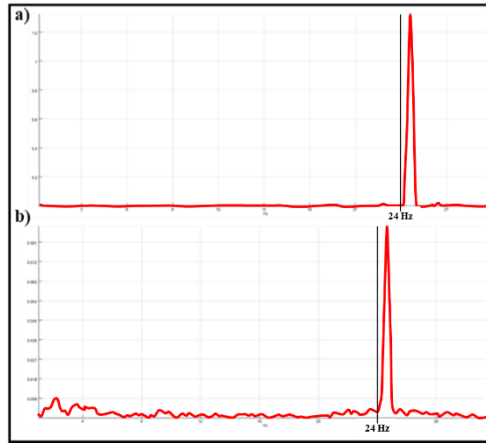


Figura 17. Densidad espectral de la potencia de la vibración aplicada por la plataforma utilizada en la presente tesis doctoral (a) y de la vibración transmitida al cuerpo humano (b) a 25 Hz de frecuencia de vibración seleccionada en la plataforma.

plataforma. En primer lugar, la pérdida de la senoide en la señal de vibración hace que la magnitud del estímulo vibratorio deba obtenerse a partir de la a_{RMS} en la zona corporal deseada ($a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$). En segundo lugar, imposibilita el cálculo de la f y el D en el cuerpo humano. Por un lado, se entiende que el D está incluido en la $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ (Tabla 1). Por otro lado, es importante conocer si la f de estimulación se mantiene estable en el cuerpo humano, ya que algunos efectos derivados de la exposición a la vibración son dependientes de ella (Mester et al., 1999; Wakeling et al., 2002). Como

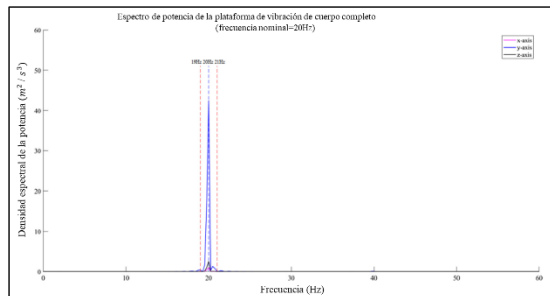


Figura 18. Representación gráfica de la pureza de la señal de la vibración aplicada por la plataforma (Huang et al., 2018).

referencia de la calidad del estímulo vibratorio, algunos estudios añaden la P para conocer el grado en que la f de estimulación se mantiene en su vibración transmitida al cuerpo. En la plataforma se puede calcular a partir del pico máximo de la densidad espectral de potencia (del inglés, *power spectral density*) de la señal de vibración aplicada por la plataforma (Figura 17a). Sin embargo, en la vibración transmitida al cuerpo este cálculo es impreciso porque el pico máximo de la densidad espectral de la potencia se podría mantener, y a su vez, existir más f dominantes (Figura 17b), debido a la pérdida de la forma sinusoidal de las oscilaciones (Figura 15, tobillo). Por esta razón, Juha Kiiski y sus colaboradores (2008) introdujeron la P , para conocer la estabilidad inherente de una señal. La P ha sido utilizado por distintos autores (Huang et al., 2018; Lam et al., 2018) y se obtiene mediante el cálculo del porcentaje de la señal analizada que está dentro del ± 1 Hz del pico máximo de la densidad espectral de la potencia (Figura 18). Se consideran satisfactorias las señales por encima del 80 % dentro del rango citado y se calcula mediante la fórmula:

$$P = \frac{\sum_{i=i_-}^{i=i_+} [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}{\sum_{i=1}^N [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}$$

Dado que podemos encontrar imprecisiones en la f_{in} (Bressel, Smith, & Branscomb, 2010), Huang (2018) aporta la P de la vibración aplicada por la plataforma (P_{in}) y la P de la señal de vibración transmitida al cuerpo (P_{out}). De este modo, en la presente tesis también se incluirá la P_{in} en los parámetros de vibración aplicada por la plataforma (Tabla 2). En tercer y último lugar, en los estudios de vibración transmitida al cuerpo se añade la T , que es una ratio de a_{RMS} , ya que debido a la distorsión de la señal la utilización de la a_{Peak} en el cuerpo humano es imprecisa. La T divide la vibración transmitida al cuerpo (a_{out}^{RMS}) por la vibración aplicada por la

Parámetro	Definición	Unidades	Fórmula	Utilidad
f_{in}	Ciclos oscilatorios aplicados por la plataforma en un segundo	Hz	$f = 1/T$	Se utiliza para conocer si la frecuencia aplicada por la plataforma es la frecuencia según los fabricantes
D_{in}	La media de los máximos desplazamientos alcanzados por todos los ciclos oscilatorios aplicados por la plataforma	mm	$D = \frac{a_{in}^{peak}}{2\pi f_{in}^2}$	Se utiliza para conocer si el desplazamiento aplicado por la plataforma es el desplazamiento según los fabricantes
a_{in}^{Peak}	La media de los picos máximos de aceleración aplicados por la plataforma	g $m \cdot s^{-2}$	$a^{Peak} = (a_{in}^x + a_{in}^y + a_{in}^z)/3$	Se utiliza para conocer la magnitud de la vibración aplicada por la plataforma
P_{in}	La cantidad de la densidad espectral de la potencia dentro del ± 1 de su pico aplicada por la plataforma	%	$P = \frac{\sum_{i=1}^{i=i+} [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}{\sum_{i=1}^N [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}$	Se utiliza para conocer la calidad de la vibración aplicada por la plataforma en términos de frecuencia
T	Ratio entre la aceleración aplicada por la plataforma y la aceleración transmitida al cuerpo humano	>1 o <1	$T = \frac{a_{out}^{RMS}}{a_{in}^{RMS}}$	Se utiliza para conocer si la vibración transmitida al cuerpo se amplifica o se atenúa con respecto a la vibración aplicada por la plataforma
a_{out}^{RMS}	Aceleración media cuadrática transmitida al cuerpo humano, no tiene en cuenta los picos	g	$a^{RMS} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (a_{xj}^2 + a_{yj}^2 + a_{zj}^2)}$	Se utiliza para conocer la magnitud de la vibración transmitida al cuerpo humano
P_{out}	La cantidad de la densidad espectral de la potencia dentro del ± 1 de su pico transmitida al cuerpo humano	%	$P = \frac{\sum_{i=1}^{i=i+} [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}{\sum_{i=1}^N [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}$	Se utiliza para conocer la calidad de la vibración transmitida al cuerpo en términos de frecuencia

Tabla 2. Resumen de los parámetros de vibración aplicada por la plataforma y su transmisión al cuerpo utilizados en esta tesis doctoral; f_{in} (frecuencia aplicada por la plataforma); D_{in} (desplazamiento aplicado por la plataforma); a_{in}^{Peak} (aceleración pico aplicada por la plataforma); P_{in} (pureza de la señal aplicada por la plataforma); T (transmisibilidad); a_{out}^{RMS} (aceleración media cuadrática transmitida al cuerpo humano); a_{in}^{RMS} (aceleración media cuadrática aplicada por la plataforma); P_{out} (pureza de la señal transmitida al cuerpo humano); s (segundos); m (metros); mm (milímetros); T (tiempo); f (frecuencia); D (desplazamiento); A (amplitud); g (gravedad terrestre); % (porcentaje); a_{peak} (aceleración pico); a_{RMS} (aceleración media cuadrática); a_{in} (aceleración aplicada por la plataforma); S (densidad espectral de la potencia); x, y, z (tres componentes de la vibración).

plataforma (a_{in}^{RMS}), permitiéndonos conocer si la vibración aplicada por la plataforma ha sido amplificada o atenuada en la vibración transmitida al cuerpo. La T se expresa como ratio > 1 o < 1 , por lo que un resultado > 1 indica una amplificación, mientras que < 1 indica atenuación en la vibración transmitida al cuerpo con respecto a la vibración aplicada por la plataforma. La T se calcula a través de la fórmula:

$$T = \frac{a_{out}^{RMS}}{a_{in}^{RMS}}$$

Por tanto, en los estudios realizados en esta tesis se incluirán los parámetros de a_{out}^{RMS} , T y P_{out} en la vibración transmitida al cuerpo (Tabla 2).

1.1.5. Tipos de dispositivos vibratorios

Los dispositivos vibratorios pueden aplicar la vibración en forma directa (transmisión localizada y transversal) o indirecta (transmisión mano-brazo o de cuerpo completo). Habitualmente se utilizan como masaje terapéutico o como ejercicio/entrenamiento (Tabla 3). En sus inicios, la vibración se empezó a aplicar de forma directa sobre el

Dispositivo	Aplicación	Transmisión	Utilización
Pistolas vibratorias	Directa	Localizada/transversal	Masaje
Rodillos vibratorios	Directa	Localizada/transversal	Masaje
Barras vibratorias	Indirecta	HAV	Ejercicio/entrenamiento
Poleas vibratorias	Indirecta	HAV	Ejercicio/entrenamiento
Mancuernas vibratorias	Indirecta	HAV	Ejercicio/entrenamiento
Plataformas vibratorias	Directa e Indirecta	WBV-Localizada/transversal	Masaje y ejercicio/entrenamiento

Tabla 3. Clasificación de los dispositivos vibratorios existentes en el mercado en base a su aplicación directa e indirecta, transmisión mano-brazo (HAV) o de cuerpo completo (WBV) y la utilización de la vibración como masaje terapéutico o como ejercicio/entrenamiento.

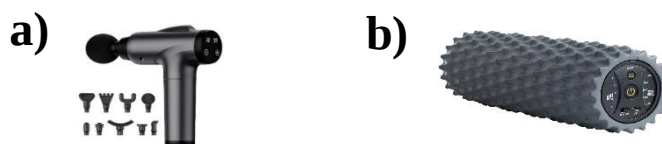


Figura 19. Ejemplos de (a) pistola vibratoria (https://lc.cx/o_FLP-) y (b) rodillo vibratorio (<https://lc.cx/x0bF-m>) disponibles en el mercado.

sistema músculo-tendinoso para la mejora de la amplitud de movimiento (Bieman, 1960) o la activación muscular mediante el reflejo tónico vibratorio (Eklund & Hagbarth, 1965, 1966). En primera instancia se utilizó un cojín vibratorio con una vibración aplicada de 44 Hz de f_{set} y 0,1 mm de D_{set} para mejorar la amplitud de movimiento de la cadera (Atha & Wheatley, 1976). Por otro lado, en 2006 el Comité Olímpico de los EEUU (Estados Unidos) creó un dispositivo para su aplicación directa (Figura 19). Con la intención de aumentar la amplitud de movimiento en sus gimnastas, los ingenieros y biomecánicos de este comité crearon un dispositivo vibratorio que permitió realizar estudios a 30 Hz de f_{set} y 2 mm de D_{set} (Sands, McNeal, Stone, Russell, & Jemni, 2006). Hoy en día existen multitud de dispositivos vibratorios comerciales para aplicar la vibración de forma directa como las pistolas de masaje o vibratorias (del inglés, *massage guns*) y los rodillos vibratorios (del inglés, *vibrating rollers*) que podemos observar en la figura 20 y con los que se han realizado una notable cantidad de publicaciones (Alonso-Calvete et al., 2022; Driller

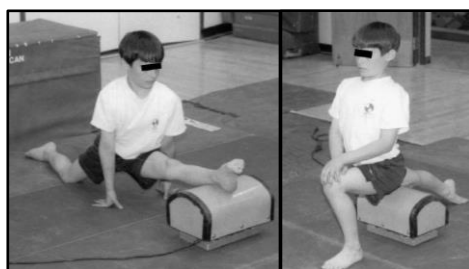


Figura 20. Dispositivo vibratorio diseñado por el Comité Olímpico de los Estados Unidos para la mejora de la amplitud de movimiento de sus gimnastas (Sands et al., 2006).

& Leabeater, 2023; Ferreira et al., 2023; Konrad et al., 2021; Lee, Chu, Lyu, Chang & Chang, 2018; MacLennan et al., 2023; Martin, 2021; Park, Lee, Jeong, & Kim, 2021; Sams et al., 2023). Estos dispositivos son de aplicación directa sobre las zonas objetivo, de tal modo que se transmite la vibración de forma transversal al músculo y en una zona o punto concreto del cuerpo. En el ámbito de la actividad física y el deporte, utilizados a modo de masaje, estos dispositivos han demostrado ciertas mejoras en la recuperación postejercicio como la reducción de la rigidez muscular (en inglés, *muscle stiffness*), la aparición retardada de molestias musculares (en inglés, *delayed onset of muscle soreness*) o mejoras de amplitud de movimiento (Alonso-Calvete et al., 2022; Driller & Leabeater, 2023; Ferreira et al., 2023; Konrad et al., 2021; Martin, 2021; Park et al., 2021; Sams et al., 2023). Cabe destacar también que aunque algunos estudios también les atribuyen efectos positivos en la activación muscular, los resultados son, en este caso, heterogéneos. Los parámetros de vibración aplicada por estos dispositivos son entre 30 y 60 Hz de f_{set} y entre 10 y 16 mm de D_{set} en las pistolas vibratorias, y entre 18 y 48 Hz de f_{set} , sin especificar en la mayoría de los casos la D_{set} , en los rodillos vibratorios. En cuanto al tiempo de estimulación, oscila entre ≈ 20 segundos y 16 minutos, en ambos dispositivos. Podemos encontrar en el mercado un gran número de dispositivos y sistemas para

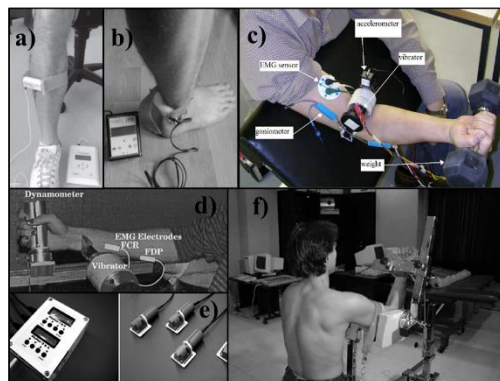


Figura 21. Distintos tipos de sistemas y dispositivos para aplicar vibración localizada: a) Souron (2017); b) Lapole (2010); c) Luo (2005); d) Martin (1997); e) Tankisheva (2015); f) Kin-Isler (2006).

aplicar vibraciones de forma directa (Figura 21), los cuales se han utilizado, básicamente, para investigar la respuesta neurofisiológica del músculo esquelético al ser aplicada directamente sobre el vientre muscular o sobre el tendón. De hecho, algunos de ellos se crearon exclusivamente para ello. En general, estos tipos de dispositivos utilizan rangos amplios de vibración aplicada de 6-300 Hz de f_{set} y 0,2-6 mm de D_{set} (Al Masud, Shen, Luk, & Chyu, 2022; Alghadir, Anwer, Zafar, & Iqbal, 2018; Fattorini, Rodio, Pettorossi, & Filippi, 2021; Kin-Isler, Acikada, & Aritan, 2006; Lapole & Pérot, 2010; Luo, McNamara, & Moran, 2005; Martín & Park, 1997; Souron, Besson, Millet, & Lapole, 2017; Souron, Farabet, et al., 2017; Souron et al., 2018; Tankisheva et al., 2015). Posteriormente, se empezaron a investigar los efectos de la aplicación indirecta o global del estímulo vibratorio, donde la vibración se transmite o irradia a través de una parte del cuerpo a otras zonas corporales. Existen dos tipos básicos de aplicación en base a la transmisión a través de la vibración transmitida mano-brazo o de la vibración transmitida al cuerpo completo. En el caso de la vibración transmitida mano-brazo (Figura 22), la vibración se aplicaba en la mano y se transmitía a los músculos del brazo, como por ejemplo, los flexores de codo (Bosco et al., 1999; Issurin & Tenenbaum, 1999; Issurin et al., 1994). Esta aplicación se empezó a investigar mediante sistemas de poleas con vibración con el objetivo de aumentar el estímulo en el músculo diana, aunque

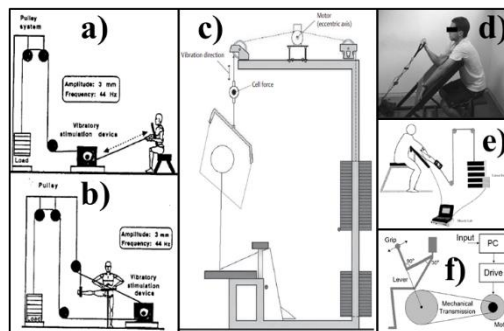


Figura 22. Distintos tipos de sistemas de poleas para aplicar vibración indirecta mano-brazo (HAV, del inglés, *hand arm vibration*): (a) y (b) Issurin (1994); c) Couto (2013); d) Silva (2008); e) Bosco (1999); f) Mischi (2009).

también se estudió con la intención de aumentar la amplitud de movimiento de los extensores de cadera aplicando el estímulo vibratorio en el tobillo (Issurin et al., 1994). En este caso, las vibraciones eran producidas por un actuador (motor eléctrico o electromagnético) y se transmitían mediante un cable o cincha a la empuñadura (Bosco et al., 1999; Couto et al., 2013; Issurin & Tenenbaum, 1999; Issurin et al., 1994; Mischi & Cardinale, 2009; Silva, Couto, & Szmuchrowski, 2008). En estas poleas vibratorias se produce una elevada atenuación de la vibración dependiendo fundamentalmente de la tensión del cable. Por ejemplo, en el estudio de Issurin (1994), aunque los parámetros de vibración aplicada fueron 44 Hz de f_{set} y 3 mm de D_{set} , las oscilaciones se redujeron a 0,6-0,8 mm y $30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2} a$. También se han diseñado dispositivos para aplicar vibración transmitida mano-brazo como son las mancuernas (Cochrane, Stannard, Walmsely, & Firth, 2008; Cochrane & Hawke, 2007; McBride, Porcari, & Scheunke, 2004; Tripp et al., 2009) o las barras vibratorias (Moras et al., 2010; Poston, Holcomb, Guadagnoli, & Linn, 2007; Rodríguez-Jiménez, Benítez, González, Feliu, & Maffiuletti, 2014; Rodríguez Jiménez, Benítez, García González, Moras Feliu, & Maffiuletti, 2015). Con respecto a las mancuernas vibratorias, estas incorporan un pequeño generador de vibraciones interno y son capaces de generar vibraciones de hasta 40 Hz de f_{set} y 6 mm de D_{set} alrededor del eje horizontal (Figura 23). Además, se pueden encontrar en el mercado, aunque existe algún prototipo de mancuerna diseñado exclusivamente para la realización de estudios de investigación. En uno de ellos se observó la capacidad de transmitir

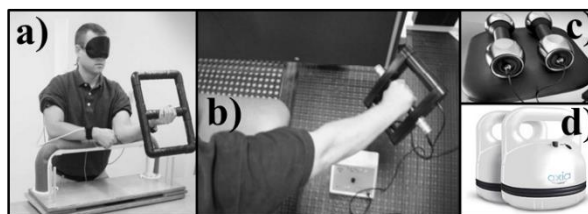


Figura 23. Distintos tipos de mancuernas vibratorias utilizadas en estudios de investigación: a) Tripp (2009) y b) Cochrane (2007); y distintos modelos comerciales c) <https://lc.cx/j-VrqD> y d) <https://lc.cx/UgIXVi>.

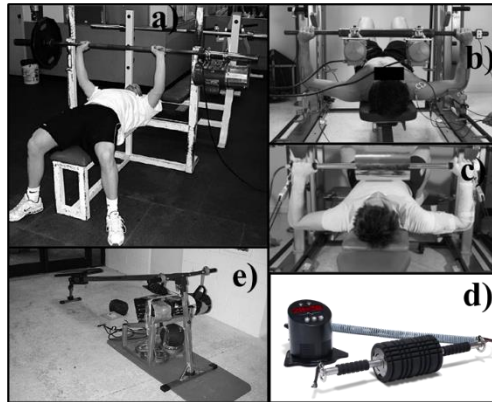


Figura 24. Dispositivos vibratorios para aplicar vibraciones al tren superior: a) barra con motor de vibración (Poston, 2007); b) y c) desarrollo de barra vibratoria comercial (Rodríguez, 2010, 2014 y 2015); (d) dispositivo (b y c) comercializado (<https://lc.cx/ZALduE>); (e) dispositivo para aplicar vibración en nadadores (Nepocatych, 2010).

vibración aplicada de 44 Hz de f_{set} y 3 mm de D_{set} a diversas partes del cuerpo humano (McBride et al., 2004).

Con respecto a las barras vibratorias (Figura 24), podemos encontrar algún estudio sobre los efectos agudos de la vibración mecánica en un empuje sobre banco horizontal en barra vibratoria (Poston et al., 2007), también están publicados los estudios sobre el desarrollo de una barra vibratoria comercial que formaron parte de la tesis doctoral del Dr. Sergio Rodríguez Jiménez (Rodríguez Jiménez, 2015). Mientras que la barra vibratoria de Poston et al. (2007) era un prototipo para determinar su viabilidad utilizando una única configuración de vibración aplicada de

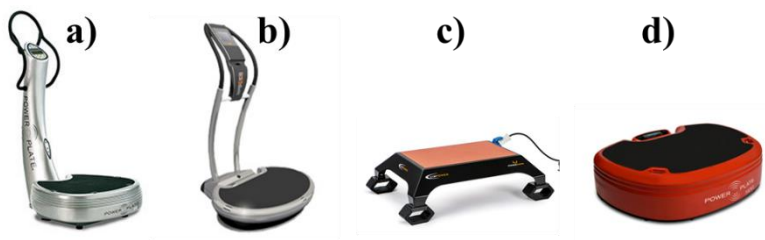


Figura 25. Distintos tipos de plataformas vibratorias comerciales para aplicar vibraciones de cuerpo completo para el ejercicio: a) <https://lc.cx/drPqkR>; b) <https://lc.cx/FjOzm>; c) <https://lc.cx/7wdB7W>; d) <https://lc.cx/tN2Qb7>.

30 Hz de f_{set} , 2,2 mm de D_{set} y una a de 4 g , la barra vibratoria desarrollada por Rodríguez et al. (2010; 2014 y 2015) dispone de un rango de f_{set} entre 20 y 50 Hz, $\approx 1,7$ mm D_{set} y un rango de a entre 1 y 7 g con el objetivo de ser comercializada.

Finalmente, la más común y estudiada (Figura 25) es la aplicación indirecta mediante plataformas vibratorias (Rittweger, 2020). Tanto es así que desde inicios del s. XX hasta la actualidad podemos encontrar en el mercado multitud de marcas que comercializan este tipo de plataformas de vibración (Viequipment®, VibroGym profesional® antigua Power Plate®, Galileo®, FitVibe®, Nemes®, BH Fitness®, Juvent®, etc.). En este tipo de plataformas normalmente se aplica la vibración directamente a los pies y se transmite al cuerpo completo, pudiéndose adoptar diversas posturas como la sentadilla o la zancada de forma estática o dinámica. Aunque la vibración se aplica en los pies, en general el objetivo es que esta se transmita a los músculos de las piernas (Bosco et al., 1998; Bosco et al., 2000) y/o a la masa ósea de la cadera y la zona lumbar (Rubin et al., 2003). Estas plataformas de vibración son los dispositivos más funcionales del mercado, ya que permiten la realización de una amplia gama de ejercicios sobre ellas (Figura 26). Algunas plataformas incluyen gomas o cinchas para transmitir las vibraciones a los brazos (Figura 26a y 26b). También se puede aplicar como masaje para las piernas colocando



Figura 26. Ejemplos de ejercicios con vibración realizados sobre las plataformas vibratorias comerciales: a) flexión de codo con sistema de poleas en plataforma de vibración (Tankisheva, 2014); b) elevación de brazo con cincha en plataforma de vibración (Grant, 2019); c) flexiones sobre plataforma de vibración (Grant, 2019); d) ejercicio de lucha con cuerda (en inglés, *battle rope exercise*) sobre plataforma vibratoria (Marín, 2015) e) *press* de banca con elevación de cadera con pies sobre plataforma de vibración (García-Gutiérrez, 2016).

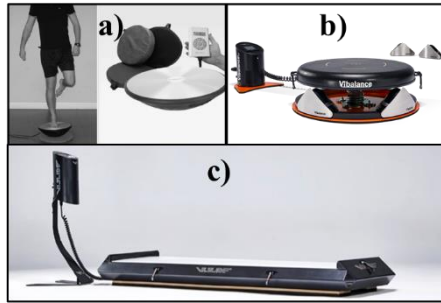


Figura 27. Ejemplos de plataformas para la aplicación de vibraciones de cuerpo completo con propiedades inestables a) Cloak (2013) y b) <https://lc.cx/JWb2cy> o deslizantes c) <https://lc.cx/jQY7jd> destinadas a diferentes aplicaciones y ejercicios.

los grupos musculares directamente encima de la plataforma para transmitir la vibración en dirección transversal. Dentro de las plataformas vibratorias para el ejercicio con vibración de cuerpo completo también podemos encontrar algunos dispositivos que combinan la vibración con movimientos inestables o características deslizantes de la plataforma (Figura 27). Habitualmente, los estudios se realizan con las plataformas comerciales existentes, pero como vemos en la figura 28, podemos encontrar prototipos diseñados exclusivamente para la investigación (Kiiski et al., 2008; Pujari et al., 2009, 2019). A pesar de ello, la falta de información sobre los parámetros de vibración de cada una de ellas hace inviable analizar y comparar las plataformas y posteriormente discutir sus efectos (Lorenzen et al., 2009; Orsini et al., 2018; Rauch et al., 2010). Además de los parámetros más determinantes en la

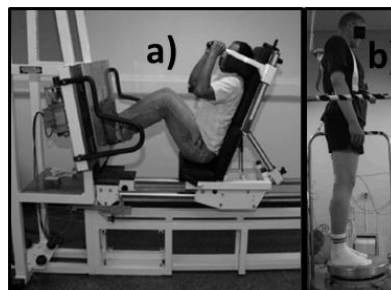


Figura 28. Dispositivos diseñados para la investigación del ejercicio con vibración de cuerpo completo: a) prensa de piernas con vibración (Pujari, 2009; 2019); b) plataforma de vibración hidráulica (Kiiski, 2008).

aplicación de vibración al cuerpo humano, como son la f y el D , debemos tener en cuenta sus principios básicos. En general, se pueden categorizar tres tipos (Pel et al., 2009):

1. Vibración sincrónica (Figura 29a)
 - Predomina el eje vertical (z).
 - Toda la plataforma sube y baja.
2. Vibración oscilante (Figura 29b)
 - Predomina el eje vertical (z).
 - La plataforma oscila alternando izquierda/derecha alrededor de un pivote central.
3. Vibración circular (Figura 29c)
 - Predominan los ejes lateral (x) y anterior-posterior (y).
 - La plataforma se mueve en círculo en el plano horizontal.

La diferencia entre estos dos tipos de vibración viene dada por el mecanismo de vibración. Por un lado, las plataformas oscilantes tienen un punto de giro en el eje anteroposterior creando vibraciones de forma alterna entre las piernas en los planos frontal/lateral (Figura 30a). Aunque desde este punto de vista sean vibraciones verticales, al oscilar la plataforma el cuerpo no se acelera simétricamente. Esto reduce la transmisión de aceleraciones a la cabeza permitiendo la aplicación de vibraciones

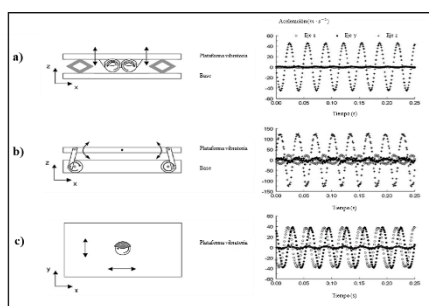


Figura 29. Representación gráfica del tipo de plataformas vibratorias comerciales más comunes y el tipo de vibración aplicada por cada una de ellas en los 3 ejes de dirección (Pel et al., 2009).

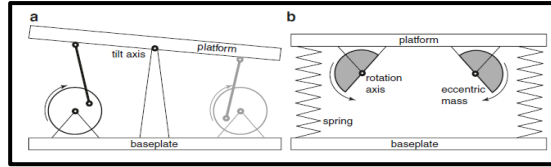


Figura 30. Representación gráfica de los sistemas de vibración comerciales más comunes (Rittweger, 2020), la vibración alternante (a) y la sincrónica (b).

de mayor intensidad, llegando a los 16 mm de D_{set} y a sobrepasar los 40 g de a_{in} . Para llegar a estas intensidades es necesario mantener una amplitud alta, y esto es posible porque las vibraciones son aplicadas a la plataforma por una o dos barras motrices adjuntas a un eje excéntrico (Figura 30a). Por esta razón, en las plataformas oscilantes la amplitud queda fijada por las barras motrices. Este mecanismo permite una mejor aplicación de los parámetros de vibración aplicada por la plataforma, aunque a altas frecuencias pueden ser algo inferiores (Pel et al., 2009). Así, en las plataformas oscilantes la amplitud se ajusta mediante la separación de los pies. Sin embargo, esto puede ser un inconveniente si deseamos aplicar una amplitud de vibración determinada y modificamos la separación de los pies en la plataforma.

Por otro lado, en las plataformas sincrónicas, las vibraciones vienen aplicadas por dos masas excéntricas rotando en dirección opuesta (Figura 30b). Este sistema de vibración crea un movimiento vertical de una dimensión en el que la vibración acelera el cuerpo simétricamente, por lo que aumenta la transmisión de la aceleración a la cabeza. Por esta razón las plataformas sincrónicas suelen tener un máximo de 4 mm de D_{set} y pueden alcanzar unos 20 g de a_{in} . Además, la f_{set} suele estar limitada entre 20 y 50 Hz, porque se ha visto que con $f_{set} < 20$ Hz de vibración aplicada por la plataforma las a_{out}^{RMS} a la cabeza son mayores, y por encima podría vibrar cerca de la frecuencia propia provocando resonancias o amortiguaciones. Dado que el tipo de vibración implica diferencias importantes de funcionamiento y transmisión en la aplicación del ejercicio con vibración de cuerpo completo, y que casi la totalidad de los estudios publicados se realizaron con plataformas vibratorias sincrónicas y

alternantes profesionales (Rainer Rawer, en Rittweger, 2020, Capítulo «Design principles of available machines», del inglés, «Diseñando los principios de las máquinas disponibles»), solo analizaremos en esta tesis las características de estas plataformas.

1.1.6. Transmisión del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataformas sincrónicas

La vibración transmitida al cuerpo en el ámbito ocupacional se ha estudiado desde los inicios del siglo XX ([ver apartado 1.1.1](#)). La gran mayoría de los estudios se han realizado con personas sentadas simulando la posición laboral más común. Sin embargo, la vibración transmitida al cuerpo completo puede ser transmitida al cuerpo humano estando de pie y situado en los alrededores de cualquier maquinaria en funcionamiento (Herterich & Schnauber, 1992), o por ejemplo, en la tripulación de buques nucleares, por lo que se necesitan estudios adicionales que investiguen este tipo de vibración transmitida al cuerpo (Chaney, 1965). Teniendo en cuenta que la postura es un parámetro determinante, es importante estudiar la vibración transmitida al cuerpo en cada postura (Harazin & Grzesik, 1998). Con esta idea, desde mediados del siglo XX se han realizado distintos estudios sobre la vibración transmitida al cuerpo en personas de pie (Chaney, 1965; Coermann, 1962; Dieckmann, 1958; Harazin & Grzesik, 1998; Herterich & Schnauber, 1992; Matsumoto & Griffin, 1998, 2000; MIWA, 1975; Rao, 1982; Rowlands, 1974; von Békésy, 1939). En general, se observa que la flexión o desbloqueo de rodillas y unos parámetros de VAP > 20 Hz de f_{set} atenúan la vibración transmitida al cuerpo. Contrariamente, con las rodillas bloqueadas la vibración transmitida al cuerpo podría ser similar a una exposición sentado sobre vibración transmitida al cuerpo completo, ya que prácticamente no se ha encontrado un efecto de atenuación (Coermann, 1962). En esta línea, sabemos que durante la exposición a unos parámetros de vibración aplicada por la plataforma < 20 Hz de f_{set} no existe prácticamente atenuación. Además, si las f_{in} son cercanas a las

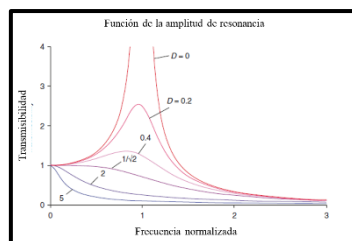


Figura 31. Representación gráfica del fenómeno de resonancia (Darryl Cochrane y Jörn Rittweger, en Rittweger 2020, capítulo «*Biomechanics of vibration exercise*», del inglés, «*Biomecánica del ejercicio con vibración*»).

f naturales de los propios órganos, como vio Wakeling (2002) en los músculos de la pierna, puede conducirnos al fenómeno de la resonancia (Figura 31). De esta forma, se pueden encontrar amplificaciones en la vibración transmitida al cuerpo. En los primeros estudios se evaluaron los límites de exposición a la vibración aplicada por la plataforma que el cuerpo humano es capaz soportar, mediante la valoración subjetiva de la vibración transmitida al cuerpo. A raíz de la heterogeneidad en los resultados (Griffin & Whitham, 1978; Osborne & Humphreys, 1976), a finales de los 70 aparecieron los primeros estudios que investigaban la vibración transmitida al cuerpo mediante la colocación de acelerómetros en la plataforma y en la cabeza (Griffin & Whitham, 1978; Osborne et al., 1981). La intención de estos investigadores era mejorar la consistencia en los resultados mediante la obtención de las a_{out} en la cabeza, obteniendo así datos objetivos. Además, Osborne (1981) hipotetizó sobre la idea de registrar las a_{out} durante la vibración transmitida al cuerpo a través de todo el cuerpo humano con el objetivo de conseguir una imagen clara del rol de la T en cada participante.

En el ámbito deportivo, uno de los primeros estudios sobre vibración transmitida al cuerpo se realizó en los años 30 (Fenn, 1930), en él se estudiaron las vibraciones transmitidas al cuerpo naturales al correr mediante la valoración de las fuerzas de reacción (Figure 32). Aunque la aparición de las primeras plataformas vibratorias para el ejercicio con vibración de cuerpo completo data de finales de la década de 1990 ([ver apartado 1.1.5](#)), no fue hasta finales del siglo XX y los primeros años del

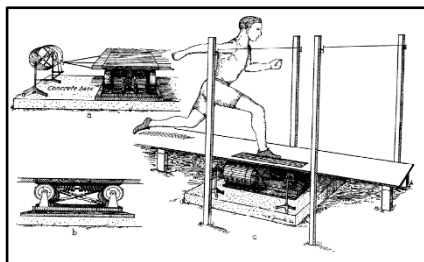


Figura 32. Representación gráfica del sistema para registrar la transmisión de vibraciones naturales al correr mediante la valoración de las fuerzas de reacción (Fenn, 1930).

XXI cuando aparecieron los primeros estudios sobre la T en el ámbito terapéutico, de la actividad física y el deporte (Mester et al., 1999; Rubin et al., 2003; Wakeling et al., 2002) ([ver apartado 1.1.2](#)). En términos generales, en el ejercicio con vibración de cuerpo completo existen dos líneas de estudio, por un lado, se investigan los efectos positivos en diferentes ámbitos (terapéutico, rehabilitación, deporte y salud) y, por otro lado, se investigan los posibles efectos negativos de la exposición al ejercicio con vibración de cuerpo completo. Concretamente, en los estudios donde se investigan los efectos positivos, los principales objetivos son mejorar la consistencia en los resultados y la replicabilidad de los estudios clínicos sobre el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Lorenzen et al., 2009; Rauch et al., 2010; Van Heuvelen et al., 2021). En el siglo XXI, los estudios sobre la vibración transmitida al cuerpo, además de la T , introducen la a_{out}^{RMS} y la P_{out} , también se recomienda incluir el registro de los parámetros de vibración aplicada por la plataforma (Lorenzen et al., 2009; Rauch et al., 2010; Van Heuvelen et al., 2021).

En los primeros estudios la T demostró ser capaz de detectar el aumento en la activación muscular (Mester et al., 1999; Wakeling et al., 2002), se usó simultáneamente para investigar una aplicación segura (Mester et al., 1999; Rubin et al., 2003) o centrándose exclusivamente en los aspectos de seguridad (Abercromby et al., 2007). En esta dirección, Joachim Mester (1999) colocó un acelerómetro en la cabeza durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo y observó una atenuación de la T coincidiendo con el aumento de la activación muscular, que fue

mayor a medida que se incrementaba la f_{set} (5, 9, 12, 16, 20 y 24 Hz). Este efecto reforzaba además la exposición segura del ejercicio con vibración de cuerpo completo y fue observado también por James Wakeling (2002). En este estudio expusieron a sus participantes a una vibración aplicada por la plataforma de entre 10 y 65 Hz y de 9-0,2 mm de f_{set} y D_{set} , respectivamente. Los autores utilizaron una plataforma de vibración hidráulica capaz de modificar el D_{set} , con el objetivo de exponer a los participantes a una magnitud constante de $\approx 1,7 g$ de $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$. Para asegurarse lo controlaron con un acelerómetro en la plataforma. Encontraron que cuando la f registrada en los tejidos musculares era cercana a la f natural del propio tejido muscular (≈ 15 Hz), se incrementaba la actividad muscular, que a su vez provocaba una atenuación de la vibración transmitida al cuerpo, de la disipación de la $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ y, por tanto, de la T .

Por su lado, Clinton Rubin et al. (2003) estudiaron la T en la cadera y la cuarta vértebra lumbar en busca de una exposición segura en pacientes con osteoporosis. Durante esta aplicación se utilizaban posturas de pie, pero debido a su gran transmisibilidad a la cabeza y a los antecedentes en el ámbito ocupacional, los investigadores se mostraron preocupados por la seguridad de los participantes. Rubin (2003) utilizó una vibración aplicada por la plataforma a priori segura según las normas ISO-2631-1 de f_{set} altas y D_{set} bajos (International Standard Organisation, 1997). En su estudio, expusieron a los participantes a un rango de f_{set} entre 15 y 35 Hz, registrando intervalos cada 2 Hz, y modificaron el D_{set} para obtener una $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$ de 0,4 y 0,2 g constante. Mediante el registro con acelerómetros en la plataforma, la cadera y la zona lumbar, calcularon la T para investigar la mínima dosis-respuesta capaz de estimular las células óseas de estas zonas objetivo. En la línea de los estudios anteriores, en la cadera la T mostró amplificaciones a $f_{\text{set}} < 20$ Hz, tanto con rodillas bloqueadas como relajadas, y atenuaciones a $f_{\text{set}} > 20$ Hz, especialmente con flexión de rodillas, de hasta un 50 %. Por el contrario, en la zona lumbar, los efectos de la

f_{set} y la flexión de rodillas se vieron minimizados. Estos resultados demostraron que las $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ se transmiten a las estructuras diana y que la vibración transmitida al cuerpo se puede modular mediante la configuración de la f_{set} y la flexión de rodillas. Esta característica nos permite eludir combinaciones de alta T a la cabeza de forma sencilla, evitando así posibles efectos negativos.

Dado que las normativas ISO-2631-1 son para el ámbito ocupacional ([ver apartado 1.1.8](#)), Andrew Abercromby (2007) realizó un estudio sobre la seguridad del ejercicio con vibración de cuerpo completo en el que comparó la vibración transmitida al cuerpo (PL/HE) en función de la postura (flexión de rodillas) y el tipo de vibración (sincrónica/alternante). Abercromby (2007) fue de los primeros en aportar la $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ con el objetivo de cuantificar la carga. Además, con esta finalidad tuvo en cuenta la dirección, la f , y el tiempo de estimulación, todos ellos importantes en la valoración de la seguridad (International Standard Organisation, 1997). La vibración aplicada por la plataforma fue de 30 Hz de f_{set} y de 4 mm de D_{set} (según el fabricante). La T mostró una clara atenuación con la flexión de rodillas, aunque no fue totalmente lineal como esperaban. En la cabeza, se registraron unas $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ de 6,2; 2,8 y 3,3 $m \cdot s^{-2}$ a 10-15°, 26-30° y 31-35° de flexión de rodillas, respectivamente. Sin embargo, si tenemos en cuenta las fórmulas de Rauch (2010), la vibración aplicada por la plataforma utilizada debía de ser superior a 50 $m \cdot s^{-2}$ $a_{\text{in}}^{\text{RMS}}$. Estas diferencias entre las $a_{\text{in}}^{\text{RMS}}$ y las $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ a la cabeza, junto con la diferente naturaleza del ejercicio con vibración de cuerpo completo (flexión de rodillas y exposición aguda), son las razones por las cuales no se pueden calcular de forma precisa los aspectos de seguridad del ejercicio con vibración de cuerpo completo con las normativas ISO-2631-1 (Abercromby et al., 2007).

Posteriormente, los estudios sobre la T se focalizaron en una investigación más amplia de los parámetros de vibración aplicada por la plataforma (f_{set} : 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90 Hz; D_{set} : 0,05 mm, 0,1 mm, 0,5 mm,

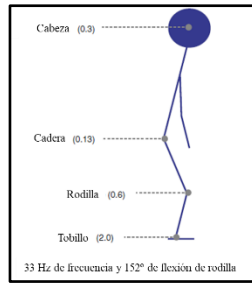


Figura 33. Representación gráfica de la transmisibilidad a 33 Hz de frecuencia aplicada por la plataforma y 152° de flexión de rodilla (Darryl Cochrane y Jörn Rittweger, en Rittweger 2020, capítulo «Biomechanics of vibration exercise», del inglés, «Biomecánica del ejercicio con vibración»).

1 mm, 3 mm) y de distintas zonas del cuerpo humano en función de la finalidad. Así, podemos encontrar que la vibración transmitida al cuerpo se ha estudiado en las piernas (tobillos, rodillas, cadera) para investigar la activación muscular (Avelar et al., 2013; Cook et al., 2011; Huang & Pang, 2019; Tankisheva et al., 2013; Zaidell et al., 2019), en la cadera y la tercera vértebra lumbar para la osteoporosis (Kiiski et al., 2008; Rubin et al., 2003) y en la cabeza por los aspectos de seguridad (Caryn et al., 2014; Caryn & Dickey, 2019; Muir et al., 2013). Los resultados obtenidos por los investigadores siguen la línea observada hasta el momento y muestran una atenuación de la T a medida que aumenta la f_{set} , la flexión de la rodilla y la activación muscular (Huang & Pang, 2019; Tankisheva et al., 2013; Zaidell et al., 2019). Aunque se revelan algunas amplificaciones en el tobillo, esa tendencia cambia rápidamente en la rodilla o en la cadera, siendo las atenuaciones cada vez mayores a medida que la vibración transmitida al cuerpo avanza a través del cuerpo hacia la cabeza (Huang et al., 2018; Kiiski et al., 2008; Lam et al., 2018; Tankisheva et al., 2013). Sin embargo, como ya observó Abercromby (2007), en posturas con flexiones profundas puede existir alguna amplificación en la cabeza con respecto a la cadera (Figura 34). En general, la T se reduce entre un 70 y un 95 % en la cabeza cuando las rodillas están flexionadas, especialmente en f_{set} altas (Abercromby et al., 2007; Bressel et al., 2010; Caryn et al., 2014; Caryn & Dickey, 2019; Chuang et al., 2021; Huang et al., 2018; Lam et al., 2018; Muir et al., 2013; Nawayseh, 2018; Nawayseh & Hamdan,

2019; Nawayseh, Sinan, & Alteneiji, 2019; Spain, Yang, Wilkinson, & McCloskey, 2021; Tankisheva et al., 2013). También se ha visto una atenuación de la T al colocar el peso corporal en el antepié (Huang et al., 2018; Lam et al., 2018; Marelli et al., 2021). Generalmente, la T a la cabeza se muestra similar entre poblaciones de la tercera edad (Lam et al., 2018), niños y adultos (Bressel et al., 2010). Sin embargo, se muestra mayor en mujeres (Nawayseh et al., 2019) y en la pierna no paralizada en poblaciones con ictus crónico (Huang et al., 2018), aunque sigue la misma dinámica. También podemos encontrar dos estudios que investigaron la T durante la realización de sentadillas, uno de ellos vio diferencias entre las fases concéntricas y excéntricas del ejercicio (Munera et al., 2016), mientras que el otro no observó diferencias en la cabeza (Caryn & Dickey, 2019).

Como propuso Abercromby (2007), algunos autores incluyen el registro de las a_{out}^{RMS} en las piernas con el objetivo de encontrar una dosis-respuesta en la activación muscular (Cook et al., 2011; Zaidell et al., 2019), como hizo en su día Rubin (2003) buscando la mínima dosis-respuesta para la osteogénesis. En los resultados de Zaidell (2019) se muestra un aumento de activación en los gastrocnemios con todas las a_{out}^{RMS} que alcanzan el tobillo de 1 a 7 g de a_{out}^{RMS} . Sin embargo, el recto femoral solo se activa con las f_{set} de 30 Hz y configuraciones de D_{set} más altas, aunque la a_{out}^{RMS} es similar en los D_{set} más bajos (≈ 2 g de a_{out}^{RMS}), demostrando un efecto dependiente de la f_{set} . De forma similar, Cook (2010) registró las a_{out}^{RMS} en la pierna y el muslo mostrando una atenuación drástica a una f_{set} de 35-40 Hz. Este efecto de atenuación lo atribuyó a la activación muscular y propuso la utilización de estos parámetros de vibración aplicada por la plataforma para el entrenamiento de las piernas. Otros autores añadieron la P_{out} para mejorar la comprensión sobre los efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo (Huang et al., 2018; Kiiski et al., 2008; Lam et al., 2018). Dado que existen efectos dependientes de la f_{set} (M. Huang & Pang, 2019; Mester et al., 1999; Tankisheva et al., 2013; Wakeling et al., 2002; Zaidell et al., 2019), este parámetro aporta información del grado en que la f_{in} se mantiene en el

cuerpo humano ([ver apartado 1.1.4](#)). En general, estas investigaciones muestran resultados satisfactorios, especialmente en las posturas con mayor T , como por ejemplo, las de bipedestación (sentadilla), frente a las unipodales (zancada) o las más inestables (de pie con los talones elevados).

A pesar de todos los esfuerzos por mejorar la comprensión sobre el ejercicio con vibración de cuerpo completo, la heterogeneidad en los resultados sigue presente y preocupa a los expertos la replicabilidad de los estudios, especialmente porque las recomendaciones metodológicas propuestas no se siguen (Lorenzen et al., 2009; Rauch et al., 2010; Van Heuvelen et al., 2021). Estos autores sostienen que hay que aportar los parámetros de vibración aplicada por la plataforma en base a las recomendaciones sugeridas por Rauch (2010) que podemos observar en la tabla 1. Además, hay que aportarlos de la forma más precisa posible (Rauch et al., 2010; Van Heuvelen et al., 2021), y que debido a las discrepancias entre la vibración aplicada por la plataforma teórica y la que finalmente acaba aplicando la plataforma, tendrían que ser registrados (Alizadeh-Meghbrazi, Zariffa, Masani, Popovic, & Craven, 2014; Bressel et al., 2010; Caryn et al., 2014; Nawayseh, 2018; Nawayseh & Hamdan, 2019). Estas discrepancias pueden ser debidas a la postura (Nawayseh & Hamdan, 2019), al peso del participante (Pel et al., 2009) y a la rigidez de las plataformas determinada por la interacción de sus materiales, motores y dimensiones (Orsini et al., 2018). Es por ello que la vibración aplicada por las plataformas ($f \times D$) destinadas al ejercicio con vibración de cuerpo completo puede variar entre marcas (Alizadeh-Meghbrazi et al., 2014), incluso entre plataformas de la misma marca en función de la configuración de los motores (Tankisheva et al., 2013). Estas discrepancias pueden llegar a ser importantes, como por ejemplo, entre los estudios de Zaidell (2019) y Cook (2011). En ellos se observan discrepancias entre plataformas de una misma marca y modelo en las $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ de $\approx 0,5$ y 1 g a 25 y 30 Hz de f_{set} configurando a bajos D_{set} y de $\approx 0,2 \text{ g}$, $0,5 \text{ g}$ y $1,7 \text{ g}$ a 20, 25 y 30 Hz de f_{set} configurando a D_{set} altos. Estas diferencias podrían venir dadas por reducciones en el D_{in} como las encontradas

por Caryn (2104) de hasta un $\approx 40\%$ con respecto al D_{set} o por las encontradas por Bressel (2010) y Nawayseh (2018) en la f_{in} en comparación con la f_{set} , de +3 Hz y de hasta -13 Hz, respectivamente. Aunque ambos parámetros de vibración aplicada por la plataforma pueden discrepar de los configurados en la plataforma, hay que decir que la f_{in} suele ser más estable que el D_{in} (Alizadeh-Meghbrazi et al., 2014).

Dado que la vibración transmitida al cuerpo también está determinada por los parámetros de vibración aplicada por la plataforma (Rubin et al., 2003; Wakeling et al., 2002), por la postura (Abercromby et al., 2007; Rubin et al., 2003), el equilibrio de los participantes (Marelli et al., 2021) y la activación muscular (Mester et al., 1999; Wakeling et al., 2002), la forma más precisa y con suficiente detalle para mejorar la replicabilidad de los estudios es registrar los parámetros de vibración aplicada por la plataforma y de vibración transmitida al cuerpo para cada uno de los registros de la intervención (f_{set} , D_{set} , plataforma de vibración, postura y zona corporal). Por tanto, aportar medias —aunque sean registros de a_{in} (Lam et al., 2018) y/o de D_{in} con las f_{set} (Huang et al., 2018; Lam et al., 2018)— también será impreciso, lo cual dificultará la replicabilidad de los estudios. Si comparamos los estudios que siguen las recomendaciones, los resultados son relativamente consistentes, teniendo en cuenta que hay una cierta variabilidad inter participantes, inter e intra plataformas y que sigue habiendo algunos estudios con grandes discrepancias en los parámetros aportados (Van Heuvelen et al., 2021). De esta forma, generalmente las plataformas suelen estar entre 1 y 5 g de $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$ configurando D_{set} bajos, y entre 2 y 7 g de $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$ configurando D_{set} altos, mostrando variaciones de entre 1 y 2 g de $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$ para una misma configuración de vibración aplicada por la plataforma, muy lejos de los 15 g de $a_{\text{in}}^{\text{Peak}}$, que puede alcanzar una plataforma como sugiere Muir (2013), donde existen algunos cálculos dudosos.

Teniendo en cuenta que los tejidos músculo-esqueléticos reaccionan a las fuerzas a través de su capacidad para percibir y convertir estímulos mecánicos en actividad

bioquímica y que estos mecanismos fisiológicos permiten a las células musculares y óseas cambiar su composición dependiendo de la configuración de estas fuerzas en términos de dirección, magnitud, frecuencia y tiempo de exposición (Kiseleva & Kamkin, 2010; Thompson, Rubin, & Rubin, 2012), sería lógico pensar que conocer la magnitud y la calidad de los parámetros de vibración aplicada por la plataforma, y su correspondiente vibración transmitida al cuerpo, que alcanza cada zona del cuerpo humano debería mejorar la consistencia de los resultados.

1.1.7. Aplicaciones del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataformas sincrónicas

Como hemos descrito anteriormente ([ver apartado 1.1.3](#)), debido a los resultados obtenidos por el Dr. Nazarov y sus sucesores, el ejercicio con vibración de cuerpo completo se popularizó mundialmente, especialmente tras la aparición de las plataformas de vibración comerciales y sus grandes campañas de publicidad. Todo ello hizo que muchos grupos de investigación tuvieran a su disposición plataformas vibratorias en un campo totalmente virgen para su exploración. Aunque desde los inicios del siglo XXI podemos encontrar una gran número de aplicaciones, en el ámbito de la actividad física y el deporte, el objetivo principal es la estimulación neuromuscular u ósea en diversas aplicaciones y poblaciones (Rittweger, 2020). Dado el gran número de publicaciones sobre el ejercicio con vibración de cuerpo completo, en este apartado nos centramos exclusivamente en las aplicaciones estudiadas en esta tesis, como son el sistema metabólico y del equilibrio en plataformas sincrónicas.

1.1.7.1. Efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre el sistema cardiometabólico

En general, el metabolismo tiene como objetivos la generación y suministro de energía química, y la construcción, mantenimiento y adaptación de estructuras

orgánicas (Rittweger, en Rittweger 2020, capítulo «Metabolic response to whole body vibration exercise», del inglés, «Respuesta metabólica al ejercicio con vibración de cuerpo completo»). Frente a la realización de un ejercicio muscular, se incrementan las demandas energéticas, de oxígeno, el flujo sanguíneo, las concentraciones de dióxido de carbono e iones de hidrógeno, entre otras (Brooks, Fahey, & White, 1996). Estos cambios metabólicos que ocurren en el músculo esquelético son de especial interés y son objetivos clínicos frecuentes. Por ejemplo, el aumento de la circulación en una zona lesionada durante las fases de reparación fibroblástica y de remodelación en la cicatrización (Järvinen & Lehto, 1993; Kääriäinen, Järvinen, Järvinen, Rantanen, & Kalimo, 2000; Kannus, Parkkari, Järvinen, Järvinen, & Järvinen, 2003; Prentice, 2009). El Colegio Americano de Medicina del Deporte (del inglés, *American College of Sports Medicine*) recomienda la estimulación de estas vías metabólicas, por las cuales se incrementan las demandas energéticas estimulando la utilización de glucosa y lípidos en sangre. Indirectamente también aumenta el consumo de oxígeno, ya que se necesita en las reacciones químicas del metabolismo para conseguir energía. Estos factores nos ayudan a controlar los niveles de glucosa, lípidos y tensión arterial, reduciendo así la incidencia de enfermedades como la diabetes, la hipertensión y los infartos, entre otras (Piercy et al., 2018). En el ámbito deportivo, hay metodologías que nos permiten diseñar ejercicios con el objetivo de estimular esta estructura bioenergética (Seirullo, 2017). Teniendo en cuenta que el ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataformas sincrónicas tiene la capacidad de aumentar la activación muscular (Pollock et al., 2010; Roelants, Verschueren, Delecluse, Levin, & Stijnen, 2006; Tankisheva et al., 2013; Wakeling et al., 2002; Zaidell et al., 2019), durante la cual se genera un gran número de contracciones musculares (Da Silva et al., 2007; Mahler, 1979; McCloskey & Mitchell, 1972), estas pueden llegar a incrementar las demandas metabólicas y el flujo sanguíneo en el músculo agonista si se generan en número suficiente.

En la literatura podemos encontrar un gran número de estudios relacionados con la estimulación del sistema cardiometabólico. Para su valoración se usan métodos

indirectos como las espirometrías o las oximetrías. A nivel cardiovascular local o periférico, algunos estudios utilizan métodos de oximetría como la espectroscopia de infrarrojo cercano (del inglés, *Near-Infrared Spectroscopy*), en el cual se coloca el dispositivo sobre el músculo esquelético proyectando ondas electromagnéticas (Marco Cardinale, Ferrari, & Quaresima, 2007; Yazar-Fisher et al., 2014) y otros usan ultrasonidos (Dias & Polito, 2015; Hazell, Thomas, DeGuire, & Lemon, 2008; Lohman, Petrofsky, Maloney-Hinds, Betts-Schwab, & Thorpe, 2007). Mediante la proyección de ondas sobre los tejidos musculares se mide la absorción intramuscular (hemoglobina, mioglobina y las moléculas de citocromo c). Estos métodos calculan las tendencias o las concentraciones de forma relativa, en función de la oxigenación u oxidación de estas moléculas. Algunos de estos estudios también añaden métodos invasivos mediante la extracción de muestras de sangre, como la medición de la concentración de lactato en sangre (Cheng, Hsu, Lee, & Chung, 2010; Kang et al., 2019; Tamini, De Micheli, Tringali, Bernardo-Filho, & Sartorio, 2020; Yoon et al., 2022). En la literatura podemos encontrar varias revisiones sobre la valoración metabólica con estos métodos. Estos estudios observaron que el ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataformas alternantes tiene mayor efecto, mientras que en las sincrónicas no hay cambios (Games, Sefton, & Wilson, 2015; Mahbub et al., 2019).

En cuanto a la valoración del sistema cardiometabólico global o central, podemos encontrar estudios que utilizan oximetrías en el dedo índice mediante la proyección de ondas infrarrojas (Aoyama et al., 2019; Sousa-Gonçalves et al., 2019; Tamini et al., 2020), y espirometrías, que se basan en el flujo ventilatorio y la valoración de las concentraciones de oxígeno expirado, siendo este el método más utilizado para la valoración durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Atalay, Yılmaz, Bahtiyar, & Altınışık, 2022; Avelar et al., 2011; Bertucci, Arfaoui, Duc, Letellier, & Brikci, 2015; Bogaerts et al., 2009; Cheng et al., 2010; Da Silva et al., 2007; Garatachea et al., 2007; Gojanovic & Henchoz, 2012; Hazell & Lemon, 2012; Huang, Ye, & Qin, 2023; Justo et al., 2015; Kang et al., 2016, 2019, 2015; Lage et al., 2019; Liao, Ng, Jones, & Pang, 2015; Milanese et al., 2018; Oosthuysen, Viedge, McVeigh,

& Avidon, 2013; Pleguezuelos et al., 2018; Rønnestad, Moen, Gunnerød, & Øfsteng, 2018; Serravite, Edwards, Edwards, Gallo, & Signorile, 2013; Vissers et al., 2009; Yazar-Fisher et al., 2014; Yoon et al., 2022). Hoy en día los dispositivos son capaces de registrar los datos de respiración a respiración: el VO_{2max} , el VCO_{2max} , el ratio de intercambio respiratorio y el volumen expirado, mediante los cuales es posible obtener un excelente reflejo del gasto calórico equivalente y de los substratos utilizados mediante el cociente respiratorio. Estos dispositivos tienen la opción de añadir otros parámetros como la frecuencia cardíaca, de esta forma se puede valorar el gasto cardíaco como parámetro del flujo circulatorio a nivel central.

En la literatura también se pueden encontrar varias revisiones sistemáticas y metaanálisis que revisan los efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre la pérdida de peso y la estimulación del sistema cardiovascular. Por ejemplo, se ha estudiado en poblaciones con obesidad y dificultades para realizar ejercicio (Cochrane, 2012; Cristi-Montero, Cuevas, & Collado, 2013; S.-Y. Park, Son, & Kwon, 2015; Rubio-Arias et al., 2021; Zago, Capodaglio, Ferrario, Tarabini, & Galli, 2018). Según Zago (2018), la pérdida de masa grasa podría deberse a tres factores:

1. La activación del sistema nervioso central simpático que inerva el tejido adiposo blanco y provoca una lipólisis.
2. El control de la glicemia mejorando la acción reguladora de la insulina y la glucosa.
3. Promueve la liberación de la hormona de crecimiento estimulando el metabolismo.

Sin embargo, parece ser que el ejercicio con vibración de cuerpo completo por sí solo tiene pocos efectos, aunque se recomienda añadirlo como complemento a otras medidas porque puede ayudar.

Otro grupo de trabajos ha revisado los aspectos cardiovasculares que se derivan del incremento metabólico, tanto a nivel central (Coelho-Oliveira et al., 2023; Gonzáles et al., 2023; Sañudo et al., 2020; Wong & Figueroa, 2019) como periférico (Games et al., 2015; Mahbub et al., 2019). Por un lado, a nivel cardiovascular central, sugieren

que el ejercicio con vibración de cuerpo completo puede introducirse de forma segura debido a sus efectos positivos sobre la hemodinámica, la presión arterial y el consumo de oxígeno, entre otros (González et al., 2023). Por estas mismas razones, el ejercicio con vibración de cuerpo completo se recomienda como medida complementaria en patologías del sistema cardiovascular, como puede ser la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (Yang, Zhou, Wang, He, & He, 2016), síndrome metabólico (Coelho-Oliveira et al., 2023), o en infecciones por COVID-19 (Sañudo et al., 2020). A nivel central, se han encontrado efectos positivos sobre la variabilidad de la frecuencia cardíaca en reposo mediante un incremento de la modulación vagal y un descenso del tono simpático (Wong & Figueroa, 2019). Este parámetro se utiliza como indicador de salud cardíaca e informa de su equilibrio mediante la modulación simpática y parasimpática, pudiendo identificar problemas mediante su valoración (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing, 1996). Mejorar este equilibrio puede ser beneficioso para la salud y jugar un rol importante en el desarrollo de los casos clínicos.

En participantes sanos, los primeros estudios sobre esta línea de investigación fueron conducidos por Jörn Rittweger a principios del siglo XXI y encontraron un aumento del VO_{2max} (Rittweger, Beller, & Felsenberg, 2000; Rittweger et al., 2002; Rittweger, Schiessl, & Felsenberg, 2001). Hay que señalar que en todos estos estudios utilizaron un dispositivo de vibración alternante. Rittweger et al. observaron un mayor efecto en las f y D más altas (18, 26 y 34 Hz; 2,5 mm, 5 mm y 7,5 mm) y en las condiciones que utilizaron con un 40 % del peso corporal de sobrecarga. También se ha detectado un aumento del flujo sanguíneo muscular, aunque los efectos sobre el sistema metabólico parecen suaves (Kersch-Schindl et al., 2001; Rittweger et al., 2000). En general, se ha visto un efecto algo mayor sobre las plataformas alternantes (Games et al., 2015; Gojanovic & Henchoz, 2012). Sobre plataformas sincrónicas se ha visto que añadir sobrecargas externas durante la realización de un ejercicio de sentadilla sobre la plataforma durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo puede potenciar los efectos (Figura 34). Por ejemplo, empleando una vibración aplicada por

la plataforma que oscila entre 30 y 40 Hz de f_{set} y entre 2 y 4 mm de D_{set} , los estudios utilizaron sobrecargas externas del 20 % (Serravite et al., 2013), del 30 % (Garatachea et al., 2007) y del 50 % del peso corporal (Bertucci et al., 2015), parece ser que con un 20 % del peso corporal ya se obtienen estos efectos sobre el $VO_{2\text{max}}$. Otros estudios muestran un mayor aumento del $VO_{2\text{max}}$ y del gasto energético a medida que aumenta la sobrecarga del peso corporal de 0, 20, 40 y 80 % (Huang et al., 2023). Utilizando sobrecargas de 10 repeticiones máximas se vio un aumento metabólico (Da Silva et al., 2007), mientras que utilizando el 20 % de las repeticiones máximas se observó un incremento cardiovascular (Dias & Polito, 2015). Otros estudios, sin añadir sobrecargas y con una vibración aplicada por la plataforma similar de 40-50 Hz de f_{set} y de 3-4 mm de D_{set} , han encontrado resultados heterogéneos. Mientras que en unos se ha visto un aumento suave del $VO_{2\text{max}}$ (Avelar et al., 2011; Kang et al., 2015, 2016), en otros apenas se encuentra alteración de los parámetros fisiológicos analizados (Hazell et al., 2008; Yoon et al., 2022). Es por ello que algunos autores sugieren la realización de una batería de ejercicios de tren inferior (sentadilla, zancada) y superior (flexiones, fondos) sobre la plataforma de vibración para potenciar sus efectos. Estos estudios encontraron un aumento del $\approx 23\%$ en el $VO_{2\text{max}}$, la frecuencia cardíaca y el ratio de intercambio respiratorio (Hazell & Lemon, 2012), y del 22 % y el 20 % del $VO_{2\text{max}}$ y del gasto energético, respectivamente (Milanese et al., 2018). Sin embargo, algunos estudios no



Figura 34. Ejemplo de un ejercicio de vibración de cuerpo completo con sobrecargas (Bertucci, 2015).

encontraron diferencias en el $VO_{2\max}$ durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Kang et al., 2019), aunque en este estudio se observó un incremento del volumen expirado, sugiriendo que los reflejos musculares que implican los husos musculares pueden estar mediando en este efecto (Mahler, 1979; McCloskey & Mitchell, 1972).

En el ámbito deportivo, existen menos estudios sobre los efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo y persisten los resultados heterogéneos. Mientras que un estudio no encuentra mejoras en el $VO_{2\max}$ en ciclistas en el *Wingate test* (Surowiec, Wang, Nagelkirk, Frame, & Dickin, 2014), otro encuentra mejoras en la potencia anaeróbica durante el mismo test (Oosthuyse et al., 2013), por contra, unos describen un descenso del $VO_{2\max}$ (Cheng et al., 2012; Oosthuyse et al., 2013), aunque Cheng (2012) muestra mejoras en la economía de carrera en corredores. Dados estos resultados, se recomienda introducirlo como ejercicio complementario. En esta línea, algunos estudios incluyen el ejercicio con vibración de cuerpo completo en los entrenamientos y se observan mejoras en test de rendimiento como la capacidad de repetir sprints (del inglés, *repeated sprint ability*) en deportes como el fútbol (Padulo et al., 2014) y el rugby (Suarez-Arrones et al., 2014). En estos test tienen una gran implicación los sistemas cardiometabólicos, entre otros. Como se puede observar en la Figura 35, hay un grupo de estudios que investigan la combinación de la vibración durante una actividad específica, como el ciclismo

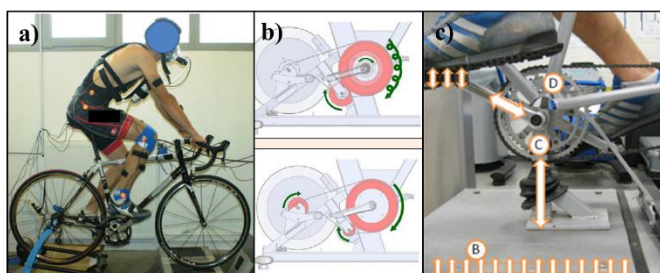


Figura 35. Diferentes tipos de métodos para la aplicación de vibración en condiciones específicas: a) Bicicleta de carretera sobre plataforma de vibración (Munera, 2018); b) Sistema de bielas con capacidad para producir vibraciones (Filingeri, 2012); c) Prototipo de cicloergómetro vibratorio (Sperlich, 2009).

(Filingeri, Jemni, Bianco, Zeinstra, & Jimenez, 2012; Kramer & Kholvadia, 2021; Munera, Bertucci, Duc, & Chimentin, 2018; Rønnestad et al., 2018; Bjöm Samuelson, Jorfeldt, & Ahlborg, 1989; Sperlich et al., 2009). Como es habitual, podemos observar heterogeneidad en los resultados, aunque en estos estudios los sistemas y protocolos de vibración son muy diferentes. Ya en 1989, Samuelson et al. colocaron un cicloergómetro sobre una plataforma vibratoria, aislando el sillín y el manillar de las vibraciones. En este estudio observaron un descenso del tiempo hasta la fatiga durante la aplicación de vibraciones del 21 %, por el contrario, ni la frecuencia cardíaca ni la presión sistólica se vieron afectadas. Otros dos estudios utilizaron un cicloergómetro comercial con un sistema de bielas que produce vibraciones (Filingeri et al., 2012; Kramer & Kholvadia, 2021). Estas investigaciones encontraron un aumento de las demandas energéticas y de la percepción de esfuerzo (Borg, 1982), sin embargo, mientras que Kramer (2021) detectó un aumento del VO_{2max} , Filingeri (2012) no observó ningún efecto. Un estudio aplicó vibraciones mediante un prototipo de plataforma vibratoria que transmitía vibraciones al cuadro de un cicloergómetro (Sperlich et al., 2009), el cual, aplicando 20 Hz y 4 mm de vibración aplicada por la plataforma aumentaba el VO_{2max} , sin cambios en la *RPE* ni el lactato. Finalmente, hay dos estudios que colocaron una bicicleta de ciclismo de carretera sobre una plataforma para el ejercicio con vibración de cuerpo completo, aunque un estudio lo hizo en la rueda delantera (Munera et al., 2018) y otro en la trasera (Rønnestad et al., 2018). Mientras que Rønnestad (2018) observó un aumento del VO_{2max} , sin encontrar efecto sobre la *RPE* ni el lactato, Munera (2016) observó un incremento de la frecuencia cardíaca y no sobre el VO_{2max} .

1.1.7.2. Efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre el sistema de equilibrio

Los efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre el sistema de equilibrio han sido ampliamente estudiados en diversos ámbitos, como podemos

observar por la gran cantidad de revisiones existentes en la literatura. Donde más se han estudiado es en poblaciones en las que el sistema del equilibrio se ve deteriorado, como por ejemplo, aquellas afectadas de infarto cerebral (Yang & Butler, 2020; Yang, Wang, Liu, He, & Reinhardt, 2015; Yin et al., 2023), párkinson (Lau, Teo, Yu, Chung, & Pang, 2011), parálisis cerebral (Sá-Caputo et al., 2016), síndrome de Down (Saquetto et al., 2018), desórdenes neurológicos (Alashram, Padua, & Annino, 2019), dolor de espalda crónico (Tariq, Khan, & Veqar, 2023; Zafar et al., 2024), osteoartritis (Choursiya, Tanwar, & Veqar, 2022), rotura del ligamento cruzado anterior de la rodilla (Rowe, Taflan, & Hahne, 2022), o en poblaciones de edad avanzada, como por ejemplo mujeres peri y postmenopáusicas (Walsh, Delextrat, & Bibbey, 2023) o en la tercera edad con sarcopenia (Lu et al., 2021) o sin especificar la presencia de sarcopenia (Lam, Lau, Chung, & Pang, 2012; Liu et al., 2023; Orr, 2015; Rogan, Hilfiker, Herren, Radlinger, & de Bruin, 2011; Rogan et al., 2017; Rogan & Taeymans, 2023; Sitjà-Rabert et al., 2012; Yin et al., 2023). Como suele ser habitual, todas coinciden en que los resultados son heterogéneos, aunque la gran mayoría encuentra algún tipo de efecto por pequeño que sea.

Sin lugar a dudas, la primera en estudiar el efecto del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre el sistema del equilibrio en varios protocolos fue Saila Torvinen en los primeros años del siglo XXI. Torvinen investigó los efectos agudos (Torvinen, Kannus, Sievänen, et al., 2002; Torvinen, Sievänen, et al., 2002) y crónicos con un mismo protocolo y parámetros de vibración aplicada por la plataforma (Torvinen, Kannus, Sievänen, et al., 2002; Torvinen et al., 2003). De esta forma, se aplicaban de 3 a 5 días semanales 4 series de 1 minuto de ejercicio con vibración de cuerpo completo, cambiando de postura (sentadillas suaves, de pie, de pie con las rodillas semiflexionadas, saltos suaves, alternando el peso corporal de una pierna a la otra, elevando los talones) cada 10 segundos, se aumentaba cada minuto la vibración aplicada por la plataforma a 25, 30, 35 y 40 Hz de f_{set} y se mantenía un D_{set} constante de 2 mm (según el fabricante). En sus estudios, Torvinen usó una plataforma para la valoración de oscilaciones posturales (Sistema de estabilidad

Biodex, Nueva York, EE. UU.) y solo obtuvo mejoras agudas al utilizar una plataforma alternante (Torvinen, Kannus, Sievänen, et al., 2002). Hay que subrayar que, aunque calculó de forma teórica la vibración aplicada por la plataforma de ambas plataformas para exponer a los participantes a una misma carga, la vibración que finalmente aplican las plataformas sincrónicas suelen diferir de la teórica ([ver apartado 1.1.5](#)). De esta forma, probablemente podría haber aplicado aceleraciones mucho menores, lo cual afectaría a los posibles efectos. Como en otros ámbitos, se ha observado un mayor efecto sobre el sistema del equilibrio en plataformas alternantes (García-López, Garatachea, Marín, Martín, & Herrero, 2012), aunque los resultados son heterogéneos (Corrie et al., 2014; Pollock, Provan, Martin, & Newham, 2011).

En poblaciones jóvenes y adultas sanas, los estudios han tendido a obtener resultados positivos (Chen, Liu, Chuang, Chung, & Shiang, 2014; Dallas, Mavvidis, Kirialanis, & Papouliakos, 2017; Delafontaine et al., 2019; Dickin & Heath, 2014; Dickin, McClain, Hubble, Doan, & Sessford, 2012; García-López et al., 2012; Komiya et al., 2019; Liang, Beerse, Ke, & Wu, 2017; Maslova, Shusharina, Videnin, & Pyatin, 2024; Piecha et al., 2014; Wilson et al., 2018), sin embargo, como viene siendo habitual, hay algunos estudios que no han encontrado ningún efecto sobre el mismo (Gürol, Güven, & Güngör, 2019). Generalmente, los parámetros de vibración aplicada por la plataforma suelen estar en un rango de $\approx 20\text{-}50\text{ Hz}$ de f_{set} y $\approx 1\text{-}4\text{ mm}$ de D_{set} . Aunque existen algunos estudios que utilizan f_{set} inferiores a 10 Hz y D_{set} superiores a 5 mm (Dickin et al., 2012), f_{set} superiores a 60 Hz (Piecha et al., 2014), o valores bajos de a_{in} de $0,4\text{ g}$ (sin especificar si son pico o medias). En este último estudio, implicaría unos $D_{\text{set}} < 1\text{ mm}$, porque sus f_{set} fueron de 28 y 40 Hz (Liang et al., 2017).

Debemos resaltar la gran variedad de métodos utilizados para valorar el equilibrio, aunque generalmente la gran mayoría analiza las oscilaciones posturales (del inglés, *postural sway*) pre y post ejercicio con vibración de cuerpo completo mediante

plataformas de fuerzas. También se puede utilizar un sistema de videomarcadores corporales, lo que permite valorar las oscilaciones posturales durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Liang et al., 2017) o distintos test clínicos de equilibrio estáticos (bipedestación, unipodales) o dinámicos (saltos/aterrizajes, marcha). Dado que se han visto efectos en las interacciones entre la vibración y los sistemas sensoriales como la visión, el vestibular y el somatosensorial (Dickin & Heath, 2014; Dickin et al., 2012; Liang et al., 2017; Maslova et al., 2024), algunos de los estudios usan estos condicionantes durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo. Algunos estudios utilizan variantes en los test clínicos de equilibrio y en plataformas de fuerzas como la Balance Master (NeuroCom International, Clackamas, OR). Este sistema tiene 3 contextos sensoriales diseñados para reducir la disponibilidad y/o la calidad de la información sensorial del participante: (1) superficie estable con ojos abiertos (información sensorial completa); (2) superficie inestable con ojos abiertos (información somatosensorial reducida, aumenta la necesidad de información visual); (3) superficie inestable con ojos cerrados (sin información visual e información somatosensorial reducida que requiere el uso del sistema vestibular).

En la valoración de las oscilaciones posturales, tenemos que hacer referencia al método con el cual se valora, las variables analizadas y la terminología, porque lo encontramos en diferentes formas. Así, en la literatura podemos encontrarlo citado como centro de presiones (del inglés, *centre of pressure*), centro de gravedad (del inglés, *centre of gravity*) o centro de masas (del inglés, *centre of mass*). Dichas oscilaciones se pueden aportar de forma global, o diferenciadas entre ejes anterior-posterior y medio-lateral, valorando la velocidad, la distancia y/o la variabilidad de estas oscilaciones. Después del ejercicio con vibración de cuerpo completo, los estudios han encontrado un aumento en la velocidad de las oscilaciones (Chen et al., 2014; Dickin & Heath, 2014; García-López et al., 2012; Liang et al., 2017; Wilson et al., 2018) y de las distancias recorridas (Dickin & Heath, 2014; Liang et al., 2017), quedando latente en algunos estudios durante al menos 10 minutos (Dickin & Heath,

2014; Dickin et al., 2012; Piecha et al., 2014). Según los autores, estos comportamientos demostrarían una adaptación a la perturbación provocada por el ejercicio con vibración de cuerpo completo para mantener el equilibrio. Sin embargo, durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo y después de una exposición crónica se apreció un descenso de la velocidad y de la distancia recorrida por las oscilaciones (Chen et al., 2014; Liang et al., 2017). Esta capacidad de mantenerse dentro de un área más reducida y que esta se controle más rápido podría asociarse a un descenso del tiempo de reacción, siendo una causa de mejora en el mantenimiento del equilibrio (Chen et al., 2014; Wilson et al., 2018).

Con respecto a los efectos crónicos, mediante la valoración del equilibrio estático con el test de sistema de puntuación de errores de equilibrio (del inglés, *balance error scoring system*), el cual muestra una buena validez (Riemann, Guskiewicz, & Shields, 1999) y fiabilidad (Bell, Guskiewicz, Clark, & Padua, 2011), se mostraron mejoras del 50 % (Dallas et al., 2017). De la misma forma, otros encontraron un efecto de latencia y crónico después de 4 semanas de ejercicio con vibración de cuerpo completo (Piecha et al., 2014). Sin embargo, Piecha (2014) lo evaluó mediante las variables del punto de equilibrio instantáneo o *rambling* y su migración o *trembling* calculados con los datos de centro de presiones obtenidos en la plataforma de fuerzas (Zatsiorsky & Duarte, 1999). Mientras que las trayectorias *rambling* informan sobre los procesos supraespinales asociados al desplazamiento, las trayectorias *trembling* se asocian a los reflejos y las propiedades mecánicas de los músculos y articulaciones. Dicha reducción se asocia a mejoras en el control postural, además este método muestra una gran fiabilidad (Słomka, Juras, Sobota, & Bacik, 2013) y más sensibilidad que los parámetros clásicos de recorrido y velocidad del centro de presiones (Piecha et al., 2014). Finalmente, hay estudios que incluyen el cálculo de otros parámetros para valorar la complejidad/predictibilidad de la señal como la entropía para aportar la variabilidad de movimiento (Dickin et al., 2012), el análisis fractal para estimar la frecuencia dominante y el análisis de fluctuación sin tendencia (del inglés, *detrended fluctuation analysis*) para estimar si una oscilación está

afectada por la anterior (Liang et al., 2017). La frecuencia dominante se calcula mediante la transformación rápida de Fourier, mientras que la entropía y el análisis de fluctuaciones sin tendencia se calculan mediante algoritmos no lineales usando los datos de las plataformas de fuerzas. Dickin (2012) encontró un aumento de la entropía post ejercicio con vibración de cuerpo completo que se acentuaba con los ojos cerrados y tenía una latencia de 20 min, mientras que con los ojos abiertos volvía a su estado inicial. Liang (2017) también observó una interacción entre el ejercicio con vibración de cuerpo completo y el sistema visual, volviendo el análisis fractal y el análisis de fluctuación sin tendencia a su estado inicial al terminar.

En el ámbito deportivo, podemos encontrar estudios que han investigado el control postural con esquiadores (Mahieu et al., 2006), futbolistas (Cloak, Nevill, & Wyon, 2016; Fiorilli et al., 2020), atletas jóvenes (Fort, Romero, Bagur, & Guerra, 2012) y atletas ciegos y videntes (Moffa et al., 2017). También se ha estudiado en la readaptación de lesiones del ligamento cruzado anterior (Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008). Estos estudios siguen la misma línea que los anteriores utilizando parámetros de vibración aplicada por la plataforma entre 25 y 40 Hz de f_{set} y entre 2 y 4 mm de D_{set} . De forma similar, también podemos encontrar algún estudio que aplica parámetros de vibración aplicada por la plataforma ligeramente superiores a 50 Hz de f_{set} (Moezy et al., 2008), o en otro caso, bastante inferiores a 5 Hz f_{set} (Chang, Chen, & Tsou, 2021). Los métodos y sistemas de valoración son los mismos o similares, como por ejemplo Fort (2012), que utiliza un test de salto/aterrizaje sobre plataformas (Birmingham, 2000), o el sistema de plataforma multifunción (del inglés, *Zebris FDM-S multifunction plate system*; Zebris Medical GmbH, Isny, Alemania) utilizado por Moffa (2017) y Fiorilli (2020).

En general, las publicaciones muestran una mejora aguda del control postural en futbolistas de élite después de una exposición aguda al ejercicio con vibración de cuerpo completo (Cloak et al., 2016), sin embargo, no se encontraron efectos con jugadores amateurs (Cloak et al., 2016; Fiorilli et al., 2020), ni con atletas invidentes y videntes (Moffa et al., 2017). Estos autores valoraron los parámetros recorrido y

velocidad de las oscilaciones posturales mediante el centro de presiones, siendo este método menos sensible (Piecha et al., 2014). Contrariamente, se apreciaron efectos crónicos después de 6 (Mahieu et al., 2006) y 15 (Fort et al., 2012) semanas de exposición al ejercicio con vibración de cuerpo completo. Estos estudios introdujeron el ejercicio con vibración de cuerpo completo en su programa de ejercicios e incrementaron la carga de forma progresiva. Mahieu (2006) utilizó el sistema de plataforma de fuerzas Balance Master y observó efectos moderados sobre el control direccional. En su análisis se evaluaron 3 variables: (1) punto final del primer intento, (2) máximo recorrido total, (3) control direccional, que es una comparación entre la dirección del movimiento previsto y los movimientos extraños. Por otra parte, Fort (2012) estudió varias posturas unipodales sobre una plataforma de fuerzas para valorar la estabilidad estática con los ojos abiertos y cerrados. Además, incluyó un test de salto a una pierna modificado para la estimación de la estabilidad dinámica de la rodilla (Ageberg, 2003), el cual había mostrado una buena validez y fiabilidad (Bolgla & Keskula, 1997). A su vez, encontraron efectos en las condiciones de ojos cerrados en ambas piernas, mostrando una reducción de la desviación lateral del centro de presiones en la semana 8, que se mantuvo hasta la semana 15. Con respecto a la estabilización dinámica se obtuvieron resultados similares, incrementándose los valores del test a las 8 semanas y manteniéndose hasta la semana 15. Finalmente, en la readaptación de 40 deportistas con lesiones de ligamento cruzado anterior de nivel nacional e internacional también se evaluó el control postural global (Moezy et al., 2008). Los autores expusieron a los deportistas a un entrenamiento de ejercicio con vibración de cuerpo completo similar a los de Mahieu (2006) y Fort (2012). Moezy et al. (2008) valoraron la estabilidad postural con los ojos abiertos y cerrados sobre un sistema de plataforma de fuerzas Biodex y encontraron mejoras en el equilibrio en todos los parámetros y condiciones.

Como es habitual, también encontramos estudios que investigan los efectos sobre el sistema del equilibrio al aplicar estímulos combinados. Con protocolos metodológicos similares a los mencionados, se estudiaron los efectos agudos (Tuyà

Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, Del Campo Montoliu, et al., 2023) y los efectos crónicos después de 4 (Shamseddini Sofla, Hadadi, Rezaei, Azhdari, & Sobhani, 2021; Sobhani et al., 2018) y 6 semanas (Cloak et al., 2013; Sierra-Guzmán et al., 2018; Tan et al., 2023) de exposición al ejercicio con vibración de cuerpo completo. Por un lado, Tuyà-Viñas et al. (2023) investigaron los efectos agudos sobre la variabilidad de movimiento al combinar el ejercicio con vibración de cuerpo completo con diferentes grados de desestabilizaciones en un ejercicio de sentadilla con deportistas *amateurs* de distintas disciplinas. Los resultados mostraron un efecto desestabilizador durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo aplicando unos parámetros de vibración aplicada por la plataforma de 40 Hz de f_{set} y 1,8 mm de D_{set} . Como sugería Dickin (2012), Tuyà-Viñas et al. (2023) encontraron diferencias de comportamiento en la variabilidad de movimiento en función de la condición en la que se aplicase el ejercicio con vibración de cuerpo completo. Por otro lado, con respecto a los efectos crónicos del ejercicio con vibración de cuerpo completo, se investigaron los efectos de la utilización de zapatillas inestables después de 4 semanas de intervención (Shamseddini Sofla et al., 2021; Sobhani et al., 2018) o utilizando superficies inestables para incrementar el grado de dificultad después de 6 semanas de intervención (Cloak et al., 2013; Sierra-Guzmán et al., 2018; Tan et al., 2023). Con respecto a la combinación de ejercicio con vibración de cuerpo completo y zapatillas inestables en la tercera edad (> 65 años), Sobhani (2018) utilizó la escala de equilibrio avanzada Fullerton (del inglés, *Fullerton advanced balance scale*), basada en la realización de 10 actividades válidas y fiables para valorar el equilibrio (Rose, Lucchese, & Wiersma, 2006), el test de marcha de 10 metros (del inglés, *10 metres walking test*), válido y fiable para valorar la velocidad de la marcha (Perera, Mody, Woodman, & Studenski, 2006) y la escala de eficacia de caídas (del inglés, *fall efficacy scale*), basada en un cuestionario válido y fiable que valora el miedo a la caída durante la realización de 10 tareas diarias (Yardley et al., 2005). Sin embargo, Shamseddini (2021) utilizó una modificación del *Star Excursion Balance Test* (SEBT, del inglés, prueba de equilibrio de recorrido en

estrella) para poblaciones con inestabilidades de tobillo (Hertel, Braham, Hale, & Olmsted-Kramer, 2006), el cual también muestra una buena fiabilidad (Hertel, Miller, & Denegar, 2000), y el test de salto a una pierna de Bolgla y Keskula (1997), también válido para la valoración funcional de las estabilizaciones durante los aterrizajes. Los estudios apreciaron una mejora en la estabilidad dinámica y funcional en los grupos de intervención realizando ejercicio con vibración de cuerpo completo, viéndose un mayor efecto en los grupos que lo combinaron con las zapatillas inestables.

Con respecto a la combinación de ejercicio con vibración de cuerpo completo y superficies inestables, podemos resaltar que los estudios utilizaron superficies de espuma o dispositivos inestables (BOSU®, Ashland, OH) colocados encima de las plataformas para el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Sierra-Guzmán et al., 2018; Sierra-Guzmán, Jiménez, Ramírez, Esteban, & Abián-Vicén, 2017; Tan et al., 2023), mientras que Cloak (2013) utilizó una tabla oscilante con vibración desarrollada específicamente para aplicar vibración durante la realización de ejercicios con inestabilidad (Vibrosphere; ProMedvi, Suecia). Estos estudios investigaron los efectos en deportistas y jóvenes universitarios con inestabilidad de tobillos. Para su valoración, utilizaron plataformas de fuerzas, test de salto y equilibrio, como la estrella y el de tiempo en equilibrio (del inglés, *Time-In-Balance Test*), basado en mantener el equilibrio en posición unipodal con los ojos cerrados (Chrntz, Falster, & Roed, 1991), también validado para la valoración de este tipo de

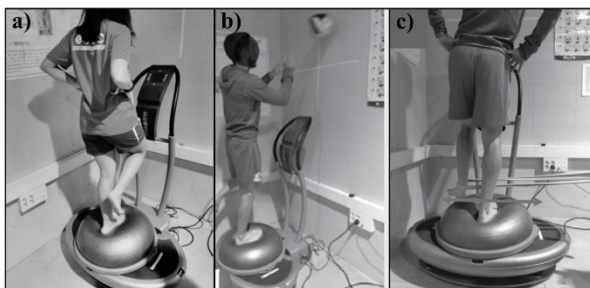


Figura 36. Diferentes tipos de condicionantes durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo combinado con superficies inestables (Sierra-Guzmán, 2017 y 2018): a) sin condicionante; b) condicionado con lanzamientos; c) condicionado con elásticos.

inestabilidades (Linens, Ross, Arnold, Gayle, & Pidcoe, 2014). Durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo, los ejercicios se dificultaron mediante la introducción de sobrecargas, elásticos, lanzamientos o cerrando los ojos (Figura 36). Los estudios vieron una mejora del equilibrio en los test, observando que la combinación de estímulos mostraba mayor efecto que la aplicación del ejercicio con vibración de cuerpo completo por sí sola. Los autores coincidieron en que añadir la vibración parece tener un efecto diferente y puede conducirnos a mejoras en el equilibrio con respecto al entrenamiento del equilibrio sin vibración, sugiriendo que la combinación de estímulos puede ser un valor añadido.

1.1.8. Seguridad y contraindicaciones del ejercicio con vibración de cuerpo completo

Sin lugar a dudas, históricamente la seguridad en personas expuestas a vibración en el ámbito ocupacional ha sido la más investigada ([1.1.1](#)). Eran de tal importancia los efectos negativos que causaba la exposición a la vibración en este ámbito que se creó un comité de expertos para establecer una normativa. Su última actualización es de 1997 y se realizó pensando en las características del ámbito ocupacional (International Standard Organisation, 1997). Existen normas diferentes en función del tipo de transmisión, para la vibración transmitida mano-brazo son las normas ISO-5349 y para la vibración transmitida al cuerpo completo son las ISO-2631. Estas normas definen los métodos de medición (ISO-2631-5) y establecen los límites de precaución y exposición (ISO-2631-1) para la vibración transmitida al cuerpo completo. En principio, aunque estas normas ISO-2631 estén basadas en el ámbito ocupacional, podemos utilizarlas como una guía en el ámbito del ejercicio con vibración de cuerpo completo porque, al fin y al cabo, existe una vibración transmitida al cuerpo (International Standard Organisation, 1997; Kiiski et al., 2008). Aunque la zona de aplicación puede ser donde más riesgo local haya porque la magnitud de la vibración es mayor, se suele atenuar a medida que se transmite por la absorción de los tejidos. El ejercicio con vibración de cuerpo completo puede crear

resonancias en tejidos más distales (Wakeling et al., 2002), de esta forma, incluso podría afectar a los órganos de la cabeza aplicada en sedestación (Coermann, 1962).

En 2002, la Unión Europea elaboró una norma 2002/44EC donde estableció las obligaciones legales de los valores de acción a la exposición (del inglés, *exposure action values*) en $0,5 \text{ m/s}^2$ y los valores límite de exposición (del inglés, *exposure limit values*) en $1,15 \text{ m/s}^2$ como estándar para un periodo de referencia de ocho horas diarias (Parlamento Europeo & Consejo de la Unión Europea, 2002). Según la normativa 2002/44EC, si alcanzamos los valores de acción a la exposición debemos tomar medidas para reducir las vibraciones y si llegamos a los valores límite de exposición debemos parar inmediatamente. Las ISO-2631 también establecen una normativa para los efectos sobre la salud, el confort y la percepción de la vibración transmitida al cuerpo completo centrándose en un rango de f_{set} de entre 0,5 y 80 Hz, y para mareos en un rango entre 0,1 y 0,5 Hz. En esta normativa se establece un parámetro para valorar la acumulación de a_{in} mediante el valor de la dosis de vibración (del inglés, *vibration dose value*) para exposiciones intermitentes, variables y exposiciones largas. Por tanto, como estándar para ocho horas de exposición, mientras que el valor de acción a la exposición es $0,5 \text{ m/s}^2$, su valor de dosis de vibración es $9,1 \text{ m/s}^{1.75}$; y mientras que el valor límite a la exposición es $1,15 \text{ m/s}^2$, su valor de dosis de vibración es $21 \text{ m/s}^{1.75}$ (Rittweger, 2020).

Estas normas están pensadas para aplicarse principalmente en personas sentadas donde la vibración se aplica en la cadera, por lo que los efectos en personas de pie sobre plataformas de vibración de cuerpo completo no se conocen, aunque al transmitirse al cuerpo completo podrían usarse como guía en personas de pie. Rittweger (2020) sugiere que en personas de pie es importante la estabilidad y el confort. Además, con la idea de transmitir suficiente vibración para conseguir un ejercicio efectivo, el pie podría verse afectado, por lo que podemos proteger los pies utilizando calzado. Aunque se asume que la exposición a la vibración transmitida al cuerpo completo de alta intensidad incrementa el riesgo de lesión lumbar y del sistema nervioso a largo plazo, la realidad es que actualmente no disponemos de una

relación causa-efecto cuantitativa. Dado que normalmente los cambios en la salud aparecen al cabo de varios años, es importante tener una medición del tiempo de exposición a vibración transmitida al cuerpo completo (International Standard Organisation, 1997).

De esta forma, y basándonos en las a teóricas que proporcionan los fabricantes, estas plataformas podrían ser perjudiciales para la salud según las ISO-2631-1 (Muir et al., 2013). Sin embargo, hay que tener en cuenta la gran atenuación de la vibración transmitida al cuerpo. Solo una pequeña parte de la a_{in} acaba llegando como a_{out} a la cabeza. Además, hay que subrayar que los protocolos utilizados en el ejercicio con vibración de cuerpo completo reducen en gran medida la intensidad y el tiempo de exposición a la vibración transmitida al cuerpo completo, gracias a la flexión de rodilla, f_{set} adecuadas e intervenciones agudas (10-20 minutos de intervención, intercalando descanso entre series de exposición, como sugieren las ISO-2631-1, entre 1 y 3 sesiones semanales), todos ellos factores que disminuyen el riesgo. Mientras que en el ámbito ocupacional se estima que la vibración transmitida al cuerpo es similar a la a_{in} debido a su transmisión directa y a que los valores de exposición se estiman en ocho horas, las dosis de exposición segura a la vibración aplicada por la plataforma para ejercicio con vibración de cuerpo completo deberían ser especificadas, de serlo, probablemente serían superiores a las existentes. En cualquier caso, se recomienda evitar la vibración transmitida a la cabeza mediante la combinación con la flexión de rodilla, la utilización de f_{set} adecuadas o incluso la elevación del talón como medida preventiva.

1.2. Los condicionantes en el entrenamiento deportivo

Como hemos descrito anteriormente, mediante la combinación simultánea de la vibración con superficies inestables, o incluyendo la vibración en cicloergómetros dentro de un mismo ejercicio específico, es habitual encontrar estudios que analicen

sus efectos. Esta estrategia basada en la combinación de estímulos ya la recomendaba hace casi cincuenta años el profesor Francisco Seirul·lo Vargas en el INEFC (Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya) Centro de Barcelona (Seirul·lo, 1976), basándose en la Ley de Burgi, la cual defendía la combinación de terapias médicas para potenciar los efectos del tratamiento. El profesor Seirul·lo modificó los términos médicos por términos propios del entrenamiento sugiriendo que: «En la combinación de sistemas de entrenamiento con el mismo efecto final, el resultado es aditivo si los puntos de acción de los sistemas empleados son idénticos» [...] «Pero lo realmente interesante puede dárnoslo la segunda parte de la ley que dice que esa combinación de sistemas de entrenamiento es *superaditiva* cuando los puntos de acción de los sistemas empleados son diferentes». De esta forma, Seirul·lo recomienda aplicar estímulos conjuntamente, especialmente incidiendo en puntos diferentes para producir un efecto sinérgico aumentando el efecto inicial. Según Seirul·lo, el fenómeno sinérgico de dos o más estímulos se puede producir de forma sucesiva o simultánea. Dado que el entrenamiento ya utiliza la sucesión de estímulos, lo realmente novedoso es la aplicación de dos sistemas de entrenamiento de forma simultánea. En su artículo «Hacia una sinérgica del entrenamiento» (1976), Seirul·lo hipotetiza con la posibilidad de reducir el tiempo de entrenamiento para conseguir los objetivos, reduciendo así la fatiga y el tiempo de recuperación de los deportistas, si son capaces de descubrir las sinergias de la combinación de sistemas de entrenamiento. Además, dejó constancia de sus ideas y apuntaba que sería conveniente iniciar una línea de investigación en cuanto el INEFC Barcelona dispusiera de un laboratorio, con el objetivo de analizar las sinergias de una aplicación simultánea combinando la estimulación metabólica de un músculo mediante ondas electromagnéticas, durante un ejercicio más o menos específico, o la estimulación eléctrica del músculo durante la realización de un ejercicio técnico para reforzar los esquemas motores.

Seirul·lo incluyó estos conceptos en su metodología de entrenamiento en el contexto de los deportes de equipo teniendo como referencia al deportista y su entorno, en este

caso, el juego (Seirul·lo, 1990, 1993). Aunque las características del ser humano interaccionando con su entorno también se investigaron en esa época en base a las teorías de sistemas dinámicos (Coffey, 1998; Goodman & Kelso, 1980; Schöner & Kelso, 1988; Sharp & Priesmeyer, 1995), fue Seirul·lo quien puso en práctica estas ideas en un entorno deportivo, en base a la metodología conocida como «el entrenamiento estructurado». Para ordenar las ideas, con el objetivo de poder entender las bases del entrenamiento estructurado se distinguen las siguientes estructuras del deportista (Seirul·lo, 2017):

- **Bioenergética**

Se encarga de aportar y renovar la energía necesaria a las acciones deportivas en función de sus características. Por ejemplo, clásicamente han sido muy comunes las propuestas de ejercicios y entrenamiento para incidir en el sistema cardiometaabólico.

- **Condicional**

Se relaciona con las capacidades motrices y se manifiesta con la capacidad de generar tensión muscular (fuerza en sus distintas manifestaciones espacio-temporales) en las acciones deportivas. Se suele valorar mediante la capacidad de generar altas dosis de potencia y la capacidad de mantenerlas en el tiempo. A veces se aúnan estas dos estructuras en una, denominándose estructura condicional-bioenergética.

- **Coordinativa**

La entenderemos como la encargada de aplicar fuerza conjuntamente entre diversas articulaciones y los grupos musculares implicados. Relacionada con la movilidad, la lateralidad y las disociaciones, se manifiesta mediante la posibilidad de realizar el movimiento deseado y eficiente en cualquiera de las situaciones del entorno. Para aumentar la dificultad en esta estructura se aumenta el número de grupos musculares implicados y se puede dificultar su ejecución mediante condicionantes de la tarea como pueden ser desestabilizaciones, inestabilidades y/o impredecibilidad en la tarea.

- **Cognitiva**

Es la responsable del proceso percepción-acción, encargándose de captar, identificar y tratar la información, por lo que entra en acción en los ejercicios en que hay una toma de decisiones (característicos de los deportes de equipo). Estas pueden ser simples o complejas en función de la dificultad cognitiva deseada.

- **Socio-afectiva**

Se incluyen las relaciones entre un jugador determinado y el resto del entorno deportivo, incluyendo el propio equipo (entrenadores, equipo médico, preparadores físicos, jugadores) y el equipo contrario. En los deportes de equipo aumenta especialmente su protagonismo.

- **Emotivo-volitiva**

Es la relación entre el yo del deportista y el objetivo que busca, por tanto, se relaciona con los estados de ánimo (cansancio, estrés, etc.), el esfuerzo y la perseverancia necesarios para conseguirlo. Se deberían proponer ejercicios que motiven a los deportistas, por ejemplo, las propuestas de ejercicios en las cuales los deportistas comprendan que estos los ayudarán a conseguir sus objetivos pueden motivarlos.

- **Expresiva-creativa**

La expresión motriz de las tomas de decisiones del deportista relacionada con las relaciones interpersonales que aparecen en el entorno deportivo. De este modo, se generan las formas de comunicación útiles en su entorno, teniendo en cuenta su forma de interpretarlo.

- **Mental**

Autoorganización que el deportista tiene de sus estructuras en conjunto mediante sus facultades cognitivas y se relaciona con la autoconsciencia permitiendo el razonamiento evolutivo de «nuestro mundo».

Por otro lado y teniendo en cuenta el juego, con el objetivo de aplicar las estructuras condicionales, bioenergéticas y coordinativas a un gesto específico, diferencia cuatro niveles de aproximación, desde el gimnasio al gesto deportivo (Seirullo, 1993):

- **Nivel 1 general**

Los gestos generales son de baja similitud al juego, se realizan en un contexto inespecífico, implicando grupos musculares variados con todo tipo de contracciones.

- **Nivel 2 dirigido**

Los gestos dirigidos son similares al juego, se realizan en un contexto similar, implicando los grupos musculares que intervienen en el gesto con contracciones parecidas.

- **Nivel 3 especial**

Los gestos especiales están diseñados, se realizan en un contexto específico de la práctica, implicando los grupos musculares específicos que intervienen en el gesto con contracciones idénticas.

- **Nivel 4 competitivo**

Los gestos competitivos son como los ejercicios especiales, pero dificultando las condiciones del entorno. Se puede buscar una fatiga por exceso de información (característica que se necesita para el juego) o una dificultad creciente mezclando dos o tres factores a la vez (combinación + tiempo + espacio).

Esta propuesta inicial de Seirullo fue ampliada poco después por Gerard Moras, quién la extendió a 7 niveles para el entrenamiento de la fuerza, inicialmente para el voleibol (Moras, 1994) y posteriormente para todos los deportes de equipo:

- **Nivel 0 complementario/compensatorio**

Estos ejercicios son aquellos que complementan o compensan los desajustes creados por los ejercicios de mayor especificidad con el objetivo de prevenir o reducir la gravedad de las lesiones más frecuentes del deporte en cuestión.

– **Nivel 0**

Estos ejercicios implican las cadenas musculares fundamentales del gesto deportivo con baja similitud técnica (baja o nula correspondencia dinámica) y todo tipo de resistencias externas e incluso con el propio peso corporal con el objetivo adaptar los tejidos musculoesqueléticos a las cargas de entrenamiento.

– **Nivel 1**

Estos ejercicios tienen media o alta correspondencia dinámica con la técnica, se realizan con resistencias externas altas y con un objetivo centrado en el desarrollo de la estructura condicional, aunque se aumenta la implicación de la estructura coordinativa con respecto al nivel anterior.

– **Nivel 2**

Estos ejercicios tienen alta o muy alta correspondencia dinámica con el gesto deportivo. Se realizan con resistencias externas medias o bajas que nos permitan la ejecución gestual muy similar al gesto deportivo. Implica las estructuras condicional, bioenergética y coordinativa sirviendo de transición esencial entre el gimnasio y el campo.

– **Nivel 3**

Estos ejercicios son específicos al gesto técnico y a la carga, con una mayor o menor implicación de la estructura condicional (series y repeticiones), con predominio de la estructura coordinativa.

– **Nivel 4**

En estos ejercicios se añade una toma de decisión simple, por lo que debe predominar la estructura cognitiva con respecto al nivel anterior.

– **Nivel 5**

Situaciones de juego reducido o juego real en las que se implican todas las estructuras de forma simultánea permitiendo la estimulación de las estructuras cognitivas y creativo-expresivas.

Esta propuesta metodológica se divulga desde hace años en el Máster Profesional en Alto Rendimiento en Deportes de Equipo (Mastercede, INEFC Centro de Barcelona) y es ampliamente utilizada en los deportes de equipo de alto nivel, como por ejemplo, en la Primera División de la Liga Española de Fútbol (Alcalá et al., 2020; Gómez, Roqueta, Tarragó, Seirul·lo, & Cos, 2019) o en la Asociación Nacional de Baloncesto (NBA, del inglés, *National Basketball Association*) de los Estados Unidos (Schelling & Torres-Ronda, 2016). Estructurando así los conceptos, mediante la combinación o no de estímulos es posible incidir en una o varias estructuras a la vez, en mayor o menor medida en una estructura u otra, de forma más o menos específica en función de los objetivos deseados, permitiendo así un entrenamiento a la carta para cada deportista. Con esta idea de buscar sinergias, es habitual combinar simultáneamente en los ejercicios/tareas/situaciones dos o más niveles y estructuras (Fernández-Valdés Villa, 2020). De tal forma que, si queremos aumentar la estimulación propioceptiva en un nivel bajo con resistencia externa alta, podemos incluir superficies inestables, o si buscamos aumentar la capacidad de aplicar tensión muscular en el gesto deportivo, podemos utilizar resistencias externas medias o bajas en ejercicios coordinativos de mayor nivel de aproximación. También se puede involucrar la estructura cognitiva, mediante la inclusión de tomas de decisiones simples en ejercicios pertenecientes a diferentes niveles de aproximación. Estas prácticas son solo un ejemplo de cómo la combinación de estímulos puede ayudarnos a indagar entre las diferentes estructuras del deportista en busca de sinergias que nos permitan obtener los efectos superaditivos que sugiere la Ley de Burgh. De hecho, podemos encontrar algunos estudios que muestran sinergias en la fuerza aplicada mediante la combinación de niveles (Alves, Rebelo, Abrantes, & Sampaio, 2010; Baker, 2003; Cronin, McNair, & Marshall, 2001; Ebben, 2002). Siguiendo con esta idea del entrenamiento estructurado y contextualizado, aparece el concepto de tensión muscular en condiciones específicas (Siff & Verkhoshansky, 1996). Con la intención de reproducir las situaciones inestables, desestabilizadas e impredecibles en las cuales se aplican las tensiones musculares en condiciones específicas de los deportes de equipo, se recomienda combinar resistencias, métodos de entrenamiento, e incluir

inestabilidades, perturbaciones, y/o situaciones inesperadas en los distintos niveles de aproximación (Tous en Seirul-lo, 2017, capítulo «Todo es fuerza»; Moras en Seirul-lo, 2017, capítulo «El entrenamiento tridimensional y cuadrimensional de la fuerza en los deportes de equipo»). Esta idea de introducir un elemento que pueda perturbar, desestabilizar o crear un cierto grado de incertidumbre fue introducida por Newell en 1986 con el concepto de *constraints* (del inglés, restricciones). Como propone Tous (2017), en esta tesis traduciremos *constraints* por «condicionantes» en el sentido de acotar o configurar, en lugar de constreñir en referencia a oprimir o restringir. Como se observa en la figura 37, Newell diferenció entre los condicionantes de la propia estructura o individuales (genéticos, aprendizaje), los condicionantes de la tarea, los cuales pueden ser modificados por el entrenador, y los condicionantes del entorno, característicos del ambiente del lugar de trabajo, como la filosofía del entorno deportivo o las relaciones con las personas del mismo (Newell, 1986).

En los deportes de equipo, los deportistas realizan multitud de movimientos con un alto grado de incertidumbre y complejidad en situaciones cambiantes como consecuencia de la combinación de estos condicionantes en cada una de las acciones motrices. Por esta razón, hay propuestas metodológicas para su entrenamiento en las que los deportistas se enfrentan a un grado de variabilidad de movimiento contextualizado (Dias et al., 2014; Orth, Van der Kamp, Memmert, & Savelsbergh, 2017; Stergiou, Harboume, & Cavanaugh, 2006; Willey & Liu, 2018). En este tipo

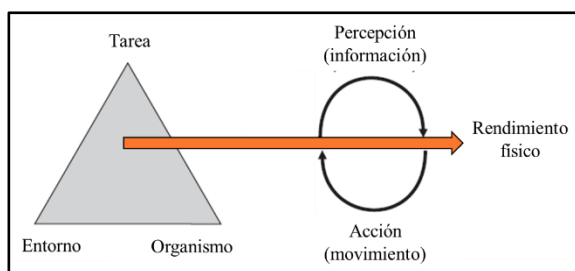


Figura 37. Modelo de interacción de condicionantes de Newell (1986), adaptado de Davids (2006) para ilustrar los efectos resultantes sobre la variabilidad del rendimiento físico.

de metodologías se busca la resolución motriz de las tareas/situaciones condicionadas por las propuestas de los entrenadores para adaptarse al contexto (Araújo, Davids, Bennett, Button, & Chapman, 2004).

1.2.1. Variabilidad de movimiento en el entrenamiento condicionado

La investigación de la variabilidad de movimiento es un campo de estudio relativamente nuevo. Se ha estudiado en diversos ámbitos y ha crecido exponencialmente desde los inicios del siglo XXI hasta la actualidad, pasando de 1 publicación en 2003 a las 61 publicaciones de 2020 (Figura 38). La entropía es un parámetro muy utilizado para evaluar la variabilidad de movimiento y ha sido el algoritmo utilizado en la presente tesis, por lo que acotaremos nuestro marco teórico a estos parámetros de búsqueda.

Considerando que cada acción motriz es única e irrepetible (Bernstein, 1967), existe una variabilidad de cada movimiento que vendrá determinada por la interacción de las variables individuales, la tarea y el entorno existentes en un contexto deportivo determinado (Couceiro, Clemente, Dias, Mendes, & Fernando, 2014). Como se representa en la figura 39, se entiende que la variabilidad de movimiento es inherente al ser humano (Araújo et al., 2004; Stergiou et al., 2006) y es considerada como las variaciones existentes en cada acción motriz observada en las repeticiones de una tarea (Dias et al., 2014; K. M. Newell, 1998; Stergiou et al., 2006). En un contexto

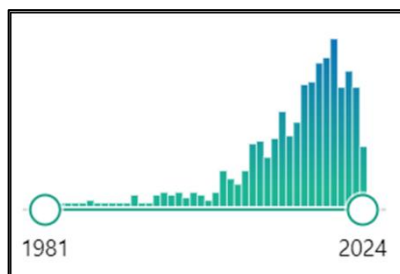


Figura 38. Número de publicaciones científicas entre el año 1981 y la actualidad, a fecha de 31 de marzo de 2024, con las palabras clave *movement variability* y *entropy* en <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>.

tan cambiante, inestable e impredecible como el de los deportes, la búsqueda de dicha variabilidad que nos permita adaptarnos al contexto se ha utilizado ampliamente mediante la introducción de condicionantes, por ejemplo, en metodologías como el enfoque basado en restricciones (del inglés, *constraint-led approach*), con la intención de obtener sinergias de la interacción entre el deportista, la tarea y su entorno para optimizar su rendimiento (Ramos et al., 2020; Rienhoff, Tirp, Strauß, Baker, & Schorer, 2016). La introducción de condicionantes en la tarea provoca una pérdida de control de la ejecución y/o de la capacidad de predicción, generando una lucha por retomar el control y aumentando la variabilidad de movimiento (Moras et al., 2018). La adaptación a los condicionantes se percibe a través de una progresiva reducción de la variabilidad de movimiento (Couceiro, Dias, Mendes, & Araújo, 2013; Fernández-Valdés et al., 2022, 2020).

La variabilidad de movimiento se ha estudiado en diversos ámbitos, como por ejemplo, en la salud y la rehabilitación de lesiones. Por un lado, se ha estudiado en poblaciones con patologías neurológicas que afectan al control postural como el párkinson (Castiglia et al., 2023; Rohafza, Soangra, Smith, & Ignasiak, 2022) o la parálisis cerebral (Raffalt et al., 2022), pero también después de sufrir un ictus cerebral (Sethi, Stergiou, Patterson, Patten, & Richards, 2017) o en pacientes con riesgo de desarrollo motor retardado (Deng, Marmelat, Vanderbilt, Gennaro, & Smith, 2023; B. A. Smith, Vanderbilt, Applequist, & Kyvelidou, 2017). Con el mismo objetivo, la variabilidad del movimiento también se ha usado para el estudio del control postural global y local para la estabilización de la rodilla, en lesiones del ligamento cruzado anterior (Moraiti et al., 2009; Toriyama, Nakamae, Abe, Hirata, & Adachi, 2024) o después de una operación de rodilla (Roelofsen et al., 2020; van



Figura 39. Representación de la variabilidad de movimiento inherente del ser humano a través de la repetición de una tarea altamente especializada como la escritura (Preatoni, 2013).

de Ven, Bosga, Hullegie, Verra, & Meulenbroek, 2023), así como también en pacientes con síndrome subacromial en el hombro (Overbeek et al., 2020). Algunos estudios han investigado la variabilidad de movimiento en poblaciones que padecen dolores musculares, como el dolor de espalda (Bauer et al., 2017; Thiry et al., 2022; Tsigkanos, Demestih, Spiliopoulou, & Tsigkanos, 2021), en trabajadores con dolor muscular (Norheim, Samani, Bønløkke, Omland, & Madeleine, 2019) o en relación al dolor de hombro (López-Pascual, Page, & Serra-Añó, 2018). Y otro grupo de estudios ha analizado la marcha con el condicionante de una movilidad reducida en los tobillos (James, Hausdorff, Leveille, Trivison, & Bean, 2020), o para la rehabilitación de la marcha y su mantenimiento (Fallah Tafti, Pfeifer, Buster, & Burnfield, 2020; W. Y. Liu et al., 2019).

Por otro lado, hay otro gran grupo de estudios que han investigado el efecto de los condicionantes sobre la variabilidad de movimiento en poblaciones sanas. En esta línea, se han estudiado los condicionantes del entorno mediante la realización de un entrenamiento en un contexto natural o cerrado (Brito et al., 2024). También podemos encontrar algún estudio que trataba los condicionantes de la persona como la edad (Asghari et al., 2021). Pero la mayor parte de los estudios se centran en el análisis de los condicionantes de la tarea o en la interacción de condicionantes de la persona y de la tarea. Así, durante la carrera se han estudiado los condicionantes de la tarea como la velocidad (Hunter, Greenhalgh, Karsten, Burnley, & Muniz-Pumares, 2021), las inclinaciones (Vieira et al., 2017) o las direcciones (Arshi, Mehdizadeh, & Davids, 2015; Mehdizadeh, Arshi, & Davids, 2015); y durante la marcha se ha estudiado la modificación de la dirección, la anchura y la rigidez de la superficie (Caballero, Davids, Heller, Wheat, & Moreno, 2019), la velocidad (Hu et al., 2024) o el uso de calzado inestable (Buchecker, Müller, Wegenkittl, Sattlecker, & Stöggel, 2018). También podemos encontrar estudios que han abordado la desestabilización provocada por distintas posturas (Ferrari, Cooper, Reeves, & Hodson-Tole, 2020), por superficies inestables (McCamley, Bergamini, & Grimpampi, 2022; Moreno, Barbado, Caballero, Urbán, & Sabido, 2023), por el foco de atención (Becker &

Hung, 2020) o por la introducción de un condicionante desestabilizador en la tarea como puede ser la incorporación de una pelota durante la realización de un salto (González-Millán et al., 2024). Otro grupo de trabajos ha estudiado la interacción entre condicionantes como puede ser entre la dominancia de piernas y distintas superficies inestables (Promsri, Bangkomdet, Jindatham, & Jenchang, 2023); superficies inestabilizadas mediante ejercicio con vibración de cuerpo completo y diferentes grados de desestabilización en la tarea (Tuyà Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, del Campo Montoliu, et al., 2023); durante la marcha en diferentes superficies y tareas (Nohelova, Bizovska, Vuilleme, & Svoboda, 2021); los aspectos motivacionales y el foco de atención durante una tarea de equilibrio (Yamada & Raisbeck, 2021); la edad y la anchura del espacio durante la marcha (Raffalt, Spedden, & Geertsen, 2019); así como realizando tareas con diferentes grados de complejidad (Walsh, 2021).

En el deporte, la valoración de la variabilidad de movimiento mediante entropías ha sido capaz de discriminar algunos condicionantes de la persona como el nivel de los atletas en distintos deportes: entre marchadores de nivel élite, internacional y nacional (Preatoni, Ferrario, Donà, Hamill, & Rodano, 2010); en nadadores (Barbosa, Goh, Morais, & Costa, 2016); en tiradores de pistola (Ko, Han, & Newell, 2018) y de rifle (Raffalt, Fillingsnes Marker, Adler, & Alkjaer, 2021); en jugadores de balonmano (Caballero, Barbado, & Antonio, 2020), de baloncesto (Robalo, Diniz, Fernandes, & Passos, 2021) o de rugby (Fernández-Valdés et al., 2022). En otra línea, se ha visto que la entropía es capaz de discriminar condicionantes de la persona como el estado de fatiga *MV* (García-Aguilar, Caballero, Sabido, & Moreno, 2022; Schütte, Seerden, Venter, & Vanwanseele, 2018). La valoración de la variabilidad del movimiento mediante la entropía también se ha utilizado en la valoración de condicionantes de la tarea en función de la combinación de la estructura de la curva en esquí alpino que viene determinada por la pendiente y la disposición de las puertas (Pérez-Chirinos Buxadé et al., 2024), mediante la exploración de nuevos movimientos en escalada en aprendizaje motor (Seifert, Boulanger, Orth, & Davids, 2015; van Knobelsdorff, van

Bergen, van der Kamp, Seifert, & Orth, 2020), o ante tareas de distinto nivel de especificidad mediante la inclusión de condicionantes con el objetivo de aportar incertidumbre o desestabilización al deportista (Moras et al., 2018; Morral Yepes et al., 2023). Con esta idea, también se estudiaron los condicionantes de la tarea mediante la manipulación de la distancia en el golpeo de golf, del viento en el servicio de tenis, o la variabilidad colectiva en fútbol (Couceiro et al., 2014). Estos estudios buscaban establecer una variabilidad de movimiento óptima mediante la cual poder establecer una combinación de condicionantes para un objetivo concreto y su modificación en el tiempo para su entrenamiento en función de la adquisición de habilidad (Stergiou et al., 2006). Aunque se sigue investigando en busca de la variabilidad de movimiento óptima (Figura 40), parece ser que tanto altos grados de variabilidad como de regularidad en las tareas serían poco adaptables a los condicionantes (Stergiou et al., 2006) y, en consecuencia, tendrían poca capacidad de estimulación para su entrenamiento (Weineck, 2005).

1.2.2. Entropía para valorar la variabilidad de movimiento

La entropía es un parámetro ampliamente utilizado en la valoración de la variabilidad de movimiento. En general, la entropía evalúa los patrones de una señal dada, informando de la probabilidad de que se repita un patrón. En sus inicios, se utilizó en la termodinámica para evaluar los motores a vapor, sin embargo, hay distintos algoritmos aplicables a multitud de ámbitos. Dentro de la actividad física y el deporte existen distintos algoritmos para la evaluación de series temporales, siendo las más utilizadas la entropía aproximada (Pincus, 1991), la *SamEn* o entropía muestral (Richman & Moorman, 2000) utilizada en la presente tesis y la entropía multiescala (Costa, Goldberger, & Peng, 2002). Al venir de la mecánica, los diferentes algoritmos

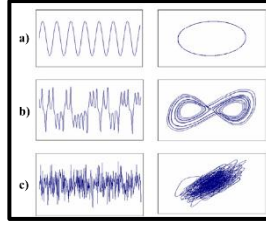


Figura 40. Representación de una señal periódica (a), caótica (b) y aleatoria (c). Los sistemas periódicos están totalmente ordenados y son muy predecibles, los sistemas aleatorios están totalmente desordenados y son impredecibles, los sistemas caóticos tienen una combinación de ambas, siendo más flexibles y adaptables (Moraiti, 2009).

buscan adaptarse a las señales biológicas, aunque todos ellos dan la misma información. Así, si detectan que un patrón se repite, el valor de entropía será bajo, y por el contrario, si no se detecta un mismo patrón durante la serie temporal analizada, el valor de entropía será alto (Figura 40). La *SamEn* se introdujo para mejorar el algoritmo de la entropía aproximada, y la multiescala se introdujo para comparar la *SamEn* en diferentes escalas temporales. En esta tesis se utiliza la *SamEn* y se ha calculado con la fórmula de Richman & Moorman (2000) que se describe a continuación:

- 1) En primer lugar, formamos un vector m , $X(1)$ hasta $X(N-m+1)$ definido como:

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

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

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

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

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

- 4) Incrementa la dimensión de $m + 1$ y se repite el paso 1 y 3.
- 5) Definimos para cada I , por $i = 1, N-m$

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

- 6) De forma parecida, se define para cada I , por $i = 1, N-m$

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

- 7) Después definimos:

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

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

- 8) Y finalmente se calcula la *SamEn*:

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

De esta forma, interpretamos los valores bajos de entropía como muy regulares o predecibles; contrariamente, interpretamos los valores altos de entropía como muy variables o impredecibles (Yentes et al., 2013).

1.3. Ejercicio sobre plataformas deslizantes

Como su propio nombre indica, el ejercicio sobre plataformas deslizantes se realiza sobre plataformas con propiedades deslizantes. Aunque los materiales de la estructura y las dimensiones de las plataformas deslizantes pueden variar, suelen estar recubiertas con una superficie de polietileno y oscilar entre 1,80 m y 2 m de longitud. En los extremos disponen de unos toques para poder frenar, que en algunas plataformas son ajustables, lo cual modifica la longitud del desplazamiento. Para deslizarse con más facilidad, los participantes se colocan unos calcetines de nilón específicos (Figura 41). Las plataformas deslizantes (del inglés, *slideboard*) se diseñaron para el entrenamiento específico de patinadores olímpicos en los años 50 con el objetivo de simular el movimiento del patinaje (Kandou, Houtman, de Boer, de Groot, & van Ingen Schenau, 1987; Reese & Lavery, 1991). En muchas ocasiones, la imposibilidad de realizar entrenamientos sobre el hielo en ciertos periodos de la temporada (verano) provocaba que durante una época del año el entrenamiento fuera del hielo tuviera mayor predominancia, por lo que se buscaban alternativas para mejorar el rendimiento en estos periodos transitorios (Kandou et al., 1987). En estos casos, los entrenamientos sobre cicloergómetros eran muy comunes, sin embargo, se demostró que las adaptaciones biomecánicas y fisiológicas del patinaje eran específicas (Daub et al., 1983; Geijsel, Bomhoff, Van Velzen, De Groot, & van Ingen Schenau, 1984). Kandou (1987) demostró que el ejercicio sobre plataformas deslizantes es biomecánica y fisiológicamente más específico que el cicloergómetro. Es por ello que el ejercicio sobre plataformas deslizantes formaba parte del entrenamiento de



Figura 41. Plataforma deslizante para el ejercicio (Reese et al., 1991).



Figura 42. Imagen comercial (<https://lc.cx/Q3IYe1>) de una plataforma deslizante para realizar ejercicios de entrenamiento para hockey hielo.

transición de los atletas entre el gimnasio y la pista de competición (Kandou et al., 1987; Reese & Lavery, 1991). En esta línea y a pesar de que hay pequeñas diferencias en la mecánica de empujes (Yang, Koo, & Shin, 2017), en estos últimos años se ha validado el ejercicio sobre plataformas deslizantes como entrenamiento específico para la realización de test incrementales cardiometabólicos (Piucco, Diefenthaler, Soares, Murias, & Millet, 2017; Piucco, dos Santos, de Lucas, & Dias, 2015; Piucco, O'Connell, Stefanyshyn, & De Lucas, 2016), mostrándose más específico al patinaje sobre hielo que otras opciones, tanto en las fuerzas (Krumm et al., 2021) como en la activación muscular (Piucco, Bini, Sakaguchi, Diefenthaler, & Stefanyshyn, 2017; Piucco, Diefenthaler, Prosser, & Bini, 2020). Por estas razones sugiere que puede ser aplicable como entrenamiento específico en deportes como el patinaje de velocidad, el esquí de fondo, el hockey hielo o similares (Krumm et al., 2021; Piucco & de Lucas, 2019). De hecho, hoy en día distintas casas comerciales lo recomiendan como ejercicio específico en hockey hielo, como podemos observar en la figura 42.

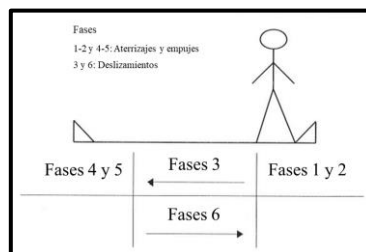


Figura 43. Representación esquemática de las diferentes fases del ejercicio sobre plataformas deslizantes, modificado de Heller (2003).

El ejercicio sobre plataformas deslizantes consta de tres fases: empuje, deslizamiento y aterrizaje (Figura 43), durante estas fases de aterrizaje y empuje existe un aumento de la flexo-extensión de rodilla (Leirdal et al., 2006), y en ellas también hay incrementos de las fuerzas existentes (Krumm et al., 2021; Leirdal et al., 2006) y activación muscular (Heller & Pincivero, 2003; Piucco, Bini, et al., 2017). Además, al ser un ejercicio de cadena cinética cerrada, incide en el sistema propioceptivo como consecuencia de los aterrizajes unipodales mejorando la estabilización neuromuscular y facilitando además una óptima coactivación cuádriceps-isquiosurales, lo que lo convierte en un ejercicio potencialmente beneficioso en el proceso de readaptación (Blanpied et al., 2000; Dedinsky, Baker, Imbus, Bowman, & Murray, 2017; Harrelson, 1991; Heller & Pincivero, 2003; Kimura, Hetzler, & Nakasone, 2006; Reese & Lavery, 1991; Shepetofsky, 1992; Trenney, 1992; Williford, Scharff-Olson, Richards, Blessing, & Wang, 1995), especialmente en sus fases avanzadas, donde se buscan ejercicios más cercanos a la funcionalidad. Fuera del ámbito deportivo, al ser un ejercicio capaz de estimular tanto la estructura condicional (Blanpied et al., 2000; Heller & Pincivero, 2003; Kandou et al., 1987; Piucco, Bini, et al., 2017; Reese & Lavery, 1991) como la bioenergética (Olson, Williford, & Wang, 1997; Pies, Provost-Craig, Neeves, & Richards, 1998; Smith, 1994; Tolle, Latin, Berg, & Stuber, 1996; Williford et al., 1995), el ejercicio sobre plataformas deslizantes se introdujo en el ámbito de la salud para mejorar la condición física (Lorenz, 2013; Williford et al., 1995).

En la literatura se ha demostrado que modificar ciertos condicionantes de la tarea como la distancia del deslizamiento (Williford et al., 1995), el ritmo de ejecución (Pies et al., 1998; Pinto et al., 2010; Piucco, Bini, et al., 2017; Tolle, J. R., Latin, R. W., Berg, K. E., & Stuber, 1996; Williford et al., 1995) o la profundidad de la postura (Leirdal et al., 2006) afecta a ambas estructuras: la condicional y la bioenergética. Además, como pasa con los estudios sobre ejercicios con vibración de cuerpo completo, podemos encontrar estudios que han combinado condicionantes buscando sinergias entre ambos estímulos, con el objetivo de incrementar la

dificultad cardiometabólica, por ejemplo, condicionando la tarea mediante la inclusión de pesos en los tobillos (Olson et al., 1997) o de un arnés elástico (Kimura et al., 2006) durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes. Mientras que Olson et al. (1997) vieron un aumento cardiometabólico mediante la inclusión de pesos en los tobillos, Kimura et al. (2006) no encontraron cambios realizando el ejercicio sobre plataformas deslizantes con el arnés elástico. Sin embargo, a pesar de que, como hemos mencionado anteriormente, el ejercicio sobre plataformas deslizantes puede ser capaz de estimular los sistemas propioceptivo y neuromuscular, ningún estudio ha investigado la variabilidad de movimiento, ni tampoco durante diferentes niveles de aproximación mediante la combinación de condicionantes.

La utilidad sugerida del ejercicio sobre plataformas deslizantes en deportes como el hockey hielo por la similitud entre sus empujes (Krumm et al., 2021; Piucco & de Lucas, 2019) hace que algunos autores también la sugieran en deportes que implican cambios de dirección como el tenis, el fútbol o el básquet, por su similitud biomecánica y neuromuscular con los empujes del ejercicio sobre plataformas deslizantes (Reese & Lavery, 1991). Sabedores de que existen diferencias, entendemos que dentro del entrenamiento estructurado y los niveles de aproximación hay un amplio abanico de posibilidades para proponer ejercicios con mayor o menor similitud (aproximación) al gesto deportivo. Por lo tanto, en esta metodología el ejercicio sobre plataformas deslizantes podría ser utilizado en los niveles con cierta similitud al gesto deportivo.

2. OBJETIVOS

El objetivo general de esta tesis es investigar la aplicabilidad de una plataforma de vibración deslizante de grandes dimensiones en el entrenamiento deportivo describiendo los parámetros de vibración, y analizando los efectos fisiológicos y la variabilidad de movimiento en un test incremental y en un ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante perteneciente a distintos niveles de especificidad.

1. Caracterizar la vibración aplicada por la plataforma de vibración deslizante de grandes dimensiones en términos de f_{in} , P_{in} , D_{in} y a_{in}^{Peak} y su vibración transmitida al cuerpo en términos de T , P_{out} y a_{out}^{RMS} (Estudio 1).
2. Analizar los efectos del ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante en un test incremental submáximo sobre los parámetros cardiometabólicos y la variabilidad de movimiento (Estudio 2).
3. Analizar los efectos del ejercicio sobre plataformas deslizantes en tareas de distintos niveles de especificidad condicionado por el ejercicio con vibración de cuerpo completo y un *stick* sobre la transmisión al cuerpo y la variabilidad de movimiento (Estudio 3).

3. MÉTODOS

Con el fin de abordar los objetivos de esta tesis se realizaron dos pruebas experimentales y tres estudios.

En la presente tesis se utiliza una plataforma deslizante con vibración de grandes dimensiones. Las dimensiones, materiales y motores pueden afectar a la vibración aplicada por la plataforma, por tanto, se caracterizó la plataforma mediante su registro junto con el de la vibración transmitida al cuerpo durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo (estudio 1).

Seguidamente, se realizaron las pruebas experimentales 1 y 2 antes de abordar los estudios 2 y 3. En primer lugar, se determinó cómo afectan las distintas f_{set} a la variabilidad de movimiento durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes (prueba experimental 1). Se observó que una f_{set} de 30 Hz de vibración aplicada por la plataforma provocaba un mayor aumento de la variabilidad de movimiento que las f_{set} menores. Dado que 30 Hz de f_{set} es un parámetro de vibración aplicada por la plataforma que se utiliza de forma habitual en la literatura para estudiar los parámetros cardiometabólicos, se utilizó esta configuración para realizar los estudios 2 y 3.

Seguidamente, previo a evaluar los parámetros cardiometabólicos, vimos la necesidad de familiarizarnos con los protocolos y dispositivos referenciados en la literatura. Para ello realizamos pruebas de familiarización con un test incremental de VO_2 y los dispositivos de medición de gases K4b² para evaluar la espirometría, el lactato y la saturación de oxígeno (prueba experimental 2). En ellas, los parámetros de lactato y saturación de oxígeno se desestimaron porque los resultados no fueron satisfactorios y, en el caso del lactato, por ser un test invasivo. Posteriormente, teniendo en cuenta los resultados de las pruebas experimentales, en el estudio 2 se procedió a evaluar los parámetros de espirometría y variabilidad de movimiento en un test incremental de ejercicio sobre plataformas deslizantes. El test se realizó en dos ocasiones, una sin vibración y otra condicionado por una vibración aplicada por la plataforma (SBVE) de 30 Hz de f_{set} . Finalmente, se analizaron los efectos de los

condicionantes (vibración y *stick* en conducción) durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes (Estudio 3) con los parámetros de vibración aplicada por la plataforma de 30 Hz de f_{set} predeterminados en la primera prueba piloto.

En resumen, esta tesis incluye tres estudios:

1. Transmisión del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre plataforma vibratoria de grandes dimensiones.
2. Efectos del ejercicio con vibración de cuerpo completo sobre los parámetros cardiometabólicos y la variabilidad de movimiento durante un test submáximo sobre ejercicio sobre plataformas deslizantes.
3. Efectos sobre la variabilidad de movimiento durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes con distinto nivel de especificidad condicionados por el ejercicio con vibración de cuerpo completo y la conducción del *stick*.

3.1.Esquema de tesis

Esquema de tesis					
	Estudio 1	Prueba experimental 1	Prueba experimental 2	Estudio 2	Estudio 3
Objetivos	Caracterizar la plataforma vibratoria deslizante de grandes dimensiones	Determinar la frecuencia que más afecta a la variabilidad de movimiento	Familiarización con el material y evaluar diferencias entre los parámetros fisiológicos y la variabilidad de movimiento	Evaluar la influencia de la vibración sobre los parámetros cardiorrespiratorios y la variabilidad de movimiento en una prueba de ejercicio submáximo sobre plataforma deslizante	Evaluar la influencia de la vibración y la tarea de conducción con "rick" como condicionantes durante el ejercicio sobre plataforma deslizante sobre las aceleraciones transmitidas al cuerpo humano y la variabilidad de movimiento
Muestra	20 hombres físicamente activos del centro de Barcelona del "Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya"	12 patinadores de Elite <i>Roller Derby</i>	Patinadores de velocidad en línea Experimentados	10 patinadores de la LNHH	10 patinadores de la LNHH
Variable analizada	a_{in}^{Peak} , f_{in} , D_{in} , P_{in} , T_{in}^{RMS} , a_{out}^{RMS} , f_{out} , P_{out}	<i>SamEn</i>	VO_{2max} , VCO_{2max} , VE , RPE , RER , HR , lactato, saturación de oxígeno y <i>SamEn</i>	VO_{2max} , VCO_{2max} , VE , RPE , RER , HR y <i>SamEn</i>	a_{peak}^{RMS} , a_{out}^{RMS} y <i>SamEn</i>
Material	IMU y plataforma deslizante vibratoria	IMU y plataforma deslizante vibratoria	IMU, plataforma deslizante vibratoria, espectroscopia de infrarrojo cercano, analizador de lactato, analizador de gases	IMU, plataforma deslizante vibratoria y analizador de gases	IMU y plataforma deslizante vibratoria
Estadística	ANOVA de dos factores con medidas repetidas	t-test	ANOVA de dos factores	ANOVA de dos factores	ANOVA de dos factores

Tabla 4. Representación esquemática de la metodología utiliza da en esta tesis doctoral; LNHH (Liga Nacional de Hockey Hielo); f_{in} (frecuencia aplicada por la plataforma); D_{in} (desplazamiento aplicado por la plataforma); a_{Peak} (aceleración pico aplicada por la plataforma); P_{in} (pureza de la señal aplicada por la plataforma); T (transmisibilidad); a_{out}^{RMS} (aceleración media cuadrática transmitida al cuerpo humano); P_{out} (pureza de la señal transmitida al cuerpo humano); *SamEn* (entropía muestral); VO_{2max} (consumo de oxígeno expirado); VCO_{2max} (producción de dióxido de carbono expirado); VE (volumen expirado); RPE (percepción de esfuerzo); RER (ratio de intercambio respiratorio); HR (frecuencia cardíaca); *IMU* (unidad inercial de medición); a_{peak} (aceleración pico).

3.2.Participantes

Los participantes para realizar los tres estudios de la tesis fueron elegidos de dos muestras distintas en función de las necesidades de cada estudio.

3.2.1. Estudio 1

El estudio 1 se compuso de voluntarios del centro de Barcelona del Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya. La muestra estaba integrada por 20 hombres (media $\pm$ SD: edad $22,3 \pm 2,6$ años, altura $1,78 \pm 0,05$ metros, peso $71,8 \pm 7,0$ kilogramos, índice de masa corporal $22,6 \pm 1,6$ a. u.). Los criterios de inclusión eran ser físicamente activos y tener experiencia en las posturas utilizadas en el estudio. Los criterios de exclusión eran tener un historial de trauma en la cabeza, desórdenes musculoesqueléticos, patologías cardiovasculares, o cualquier condición que no permita el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Jörn Rittweger, 2020). Los participantes fueron informados de que debían evitar cualquier actividad física intensa durante las 24 horas anteriores al estudio. Durante la exposición a la vibración se les pidió que informaran inmediatamente ante la aparición de cualquier síntoma inusual, de molestia o mareo. En caso de aparecer, la prueba se detendría inmediatamente. Ninguno de los participantes informó de ningún síntoma inusual, por lo que los estudios se llevaron a cabo dentro de la normalidad. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado.

3.2.2. Estudios 2 y 3

Los estudios 2 y 3 incluyeron a voluntarios de la Liga Nacional de Hockey Hielo (LNHH) española. La muestra estaba integrada por 10 hombres (media $\pm$ SD: edad $20,4 \pm 2,07$ años, altura $1,79 \pm 0,04$ metros, longitud de pierna $0,92 \pm 0,03$ metros,

peso $75,97 \pm 5,43$ kilogramos, índice de masa corporal $23,64 \pm 1,6$ a. u.). Las pruebas se realizaron al terminar la temporada de competición, cuando los jugadores estaban entrenados. Los criterios de inclusión fueron: (i) no sufrir ningún tipo de enfermedad, infarto, lesión o dolor que condicionase el rendimiento del entrenamiento físico; (ii) no tomar medicación o suplementación durante el período de estudio; (iii) no fumar, consumir drogas o bebidas estimulantes (ej. cafeína); y (iv) entrenar regularmente durante los 30 días anteriores. Los criterios de exclusión incluyeron historial de trauma en la cabeza, desórdenes musculoesqueléticos, patologías cardiovasculares, o cualquier condición que no permitiera el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Jörn Rittweger, 2020). Los participantes fueron informados de que debían evitar cualquier actividad física intensa durante las 24 horas anteriores al estudio. Durante la exposición a la vibración se les pidió que informaran inmediatamente ante la aparición de cualquier síntoma inusual, de molestia o mareo. En caso de aparecer, la prueba se detendría inmediatamente. Ninguno de los participantes informó de ningún síntoma inusual, por lo que los estudios se llevaron a cabo dentro de la normalidad. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado.

3.3.Material

En esta tesis se utilizó una plataforma deslizante con vibración de grandes dimensiones y unidades de medición inercial para todos los estudios. Además, para el estudio 2 se utilizó un dispositivo de medición de gases. A continuación, detallamos las características del material utilizado.

3.3.1. *Plataforma deslizante vibratoria de grandes dimensiones*

En la presente tesis se investiga la transmisión de una plataforma vibratoria diseñada para la aplicación de ejercicio con vibración de cuerpo completo en diferentes



Figura 44. Plataforma deslizante vibratoria utilizada en la presente tesis doctoral (Vislide, Vi-equipment, Barcelona, España).

ejercicios de distinto nivel de especificidad (Vislide, Vi-equipment, Barcelona, España). La principal diferencia con las plataformas vibratorias que se comercializan son sus mayores dimensiones y su superficie deslizante, que permite su uso como ejercicio con vibración de cuerpo completo, así como ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante (Figura 44).

- Motor rotacional (0,18 kW; 3000 rpm) situado debajo de la superficie deslizante y capaz de generar vibraciones armónicas con una vibración aplicada por la plataforma de 20, 25 y 30 Hz de f_{set} y $\approx 1,7$ mm de D_{set} según el fabricante. Como el motor rota en el eje x, se generan oscilaciones principalmente en los ejes z e y (Figura 45).

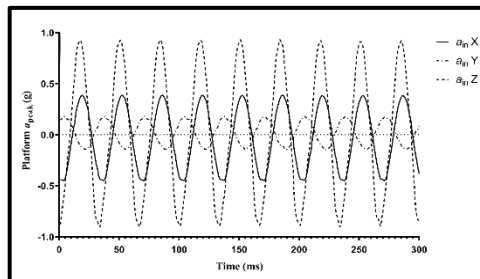


Figura 45. Aceleraciones pico (Platform a_{Peak}) en los tres ejes de movimiento ($a_{in x}$, $a_{in y}$, $a_{in z}$) aplicadas por la plataforma deslizante vibratoria utilizada en la presente tesis doctoral.

- Estructura de hierro F111, con un peso de 150 kg y dimensiones ($An \times Pr \times Al$): $2279 \times 739 \times 240$ mm. Superficie deslizante de polietileno de dimensiones ($Pr \times An$): 2000×595 mm.
- Torre de control de hierro F111, con dimensiones ($An \times Pr \times Al$): $280 \times 400 \times 997$ mm. Dispositivo interfaz con pantalla led para seleccionar frecuencia de vibración (20, 25, 30 Hz), tiempo (3, 6, 8 y 10 min) y ciclos estimulación/descanso (20-10 s, 20-20 s, 40-20 s, 40-40 s, 60-30 s, 60-60 s).

3.3.2. *Unidad de medición inercial*

En esta tesis se utilizaron los dispositivos IMU (WIMU, Realtrack Systems, Almería, España). Estos dispositivos llevan incorporados microsensors para el registro (1000 Hz) de aceleraciones triaxiales (x, y, z) en fuerzas gravitacionales (g), además, incluyen un giroscopio para realizar mediciones en ejercicios complejos. A continuación, detallamos sus características:

- **Acelerómetro triaxial:** con sensor de capacitancia, el cual permite la medición de aceleración con o sin gravedad. 16 G a 1000 Hz de frecuencia de registro. Aceleración en los 3 ejes de movimiento 8 g .
- **Giroscopio triaxial:** $\pm 500^\circ/s$ a 1000 Hz de frecuencia de registro. Velocidad angular en los 3 ejes de movimiento ($^\circ/s$).



Figura 46. Unidad de medición inercial (WIMU, Realtrack Systems, Almería, España).

3.3.3. *Analizador de gases*

En el estudio 2 de esta tesis se utilizó un analizador de gases portátil K4 b² (COSMED s. r. l., Roma, Italia), que se alimenta a batería y es capaz de realizar mediciones respiración a respiración de distintos parámetros metabólicos como:

- Consumo de oxígeno expirado (VO_{2max})
- Producción de dióxido de carbono expirado (VCO_{2max})
- Volumen expirado (VE)
- Ratio de intercambio respiratorio (RER)
- Frecuencia cardíaca (HR)

Además, el K4 b² (Figura 47) tiene la capacidad de enviar los datos a un ordenador por telemetría o de guardarlos en una memoria para descargarlos posteriormente, siendo muy versátil a la hora de poder analizar distintos tipos de ejercicios en cualquier ámbito. El dispositivo se sujeta al pecho con un arnés, mientras que la frecuencia cardíaca y la temperatura se obtienen mediante el ajuste de un cinturón elástico. Sus características son:

- El K4 b² mide 170 × 55 × 100 mm y pesa 550 gr
- La batería mide 170 × 48 × 90 mm y pesa 550 gr
- Analizador de gases patentado (rango 7-24 %)



Figura 47. Analizador de gases (K4b², COSMED s. r. l., Roma, Italia).

- Termostato infrarrojo no dispersivo de dióxido de carbono (rango 0-8 %)
- Caudalímetro con una turbina digital bidireccional y lector opto-eléctrico (rango de ventilación $0 \pm 300 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$)
- Máscara facial de goma flexible (Hans-Rudolph, Kansas City, MO)

4. ESTUDIOS

4.1.Estudio 1:

Exploring whole-body vibration transmission through the human body in different postures on a large vibration platform.

Gisbert-Orozco, J.F., Fernández-Valdés, B., Arcos Villamarín, R., González-Otazo, J., Ramírez-López, C., Moras Feliu, G.

Exploring whole-body vibration transmission through the human body in different postures on a Large Vibration Platform

Jose Fernando Gisbert-Orozco¹, Bruno Fernández-Valdés², Robert Arcos
Villamarín³, Jacob González-Otazo⁴, Carlos Ramírez-López^{5,6}, Gerard Moras
Feliu*¹

¹National Institute of Physical Education of Catalonia, University of Barcelona, Av. de l'Estadi 12-22, Barcelona,
Spain

²School of Health Sciences, TecnoCampus, Pompeu Fabra University

³Serra Hünter Fellow, Acoustical and Mechanical Engineering Laboratory (LEAM), Universitat Politècnica de
Catalunya (UPC), c/ Colom, 11, 08222 Terrassa (Barcelona), Spain.

⁴ Futbol Club Barcelona, Barcelona, Spain

⁵Carnegie Applied Rugby Research (CARR) centre, Institute for Sport, Physical Activity and Leisure, Leeds
Beckett University, Leeds, UK.

⁶Scottish Rugby Union, Murrayfield Stadium, Edinburgh, UK.

Acknowledgements: The authors would like to thank the volunteers who participated in the study. Jose F. Gisbert-Orozco is the recipient of a predoctoral fellowship from Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) (PINEFC2017).

Abstract

Introduction: The positive effects of whole-body vibration exercise have led to a proliferation of vibrating platforms. However, the dimensions, materials and motors used in their manufacture mean that each platform behaves differently. These factors can influence their transmission to the human body and thus their effects. Therefore, the present study aimed to determine whether the long vibration platform is applicable and safe. **Methods:** measurements of vibration parameters and their transmission were added. These parameters were measured using 6 accelerometers (platform, ankle, knee, hip, third lumbar vertebra and head) throughout 5 postures (Toe standing, erect, high squat, deep squat and lunge) and 3 vibration frequencies (20 Hz, 25 Hz and 30 Hz). **Results:** On the platform, peak accelerations of 1 ± 0.2 g, displacements of 1 ± 0.1 mm at 20 Hz and 25 Hz and 0.6 mm at 30 Hz and a frequency from the setting of +0.5 Hz were obtained. In the human body, peak accelerations can exceed 2 g, these transmissibility amplifications were found at the ankles and knees. However, at the hip, accelerations plummet and transmissibility attenuation remained all the way to the head. The signal purity was highly satisfactory, although at the hip and third lumbar vertebrae when adopting the toe standing and lunge some less satisfactory results were found especially at 20 Hz and 30 Hz. **Conclusions:** Present data indicate that the long vibration platform can be used for exercise and health in a safe way. Although its specific behaviours have to be taken into account in order to optimise its applicability.

Key words: Whole-body vibration, transmission, transmissibility, exercise, safety.

INTRODUCTION

Musculoskeletal tissue reacts to force through the capacity of perceiving and converting mechanical stimuli into biochemical activity¹. These physiological mechanisms allow bone and muscle cells to change their composition depending on the configuration of those forces in terms of direction, magnitude, frequency and exposure^{1,2}. Whole-body vibration (WBV) is used as non-pharmacological treatment and exercise modality to improve bone^{3,4} or muscle^{5,6} mass through the delivery of mechanical forces into the body structures. The positive effects reported in rehabilitation, sport, fitness and preventive medicine⁷, have led to the development of different models of vibration platforms and devices^{8,9}. However, research findings in the WBV literature are inconsistent¹⁰, and even harmful effects have been warned¹¹. These discrepancies seem to arise from inconsistencies in the reporting of WBV protocols and treatment interventions¹². As a result, the generation of consistent and comprehensive knowledge about WBV safety and application becomes hindered. Furthermore, many of the WBV research findings have not been replicated^{12,13}. Resulting from methodological issues and inconsistencies reported in the literature, researchers have claimed for the accurate reporting of protocols and performance of specific WBV platform models^{12–15}. For this, the provision of standardised vibration parameters of specific WBV platforms has been recommended¹³. The standard parameters utilised in WBV prescription include frequency (f) in hertz (Hz), peak-to-peak displacement (D) in millimetres (mm), and acceleration as peak and/or root mean squared acceleration (a_{peak} and a_{RMS} , respectively) in gravitational forces (g). Because of the variations that arise from different user postures and settings of f (f_{set}) and D (D_{set}), these parameters must be recorded on the platform simultaneously for each assessed trial^{12,14,16–18}. Therefore, the vibration applied by the platform, should be described by the inputs f (f_{in}), D (D_{in}), and acceleration (a_{in}).

However, the majority of the literature only provides platform setting parameters (f_{set} and D_{set}) or an averaged data of its platform inputs (f_{in} , D_{in} , and a_{in})^{18–25}. Because of the potentially hazardous effects of WBV exposure, researchers and practitioners must ensure a safe prescription of WBV exercise. Overall, WBV platforms can easily overcome 1 g of a_{in} ^{18–22,25,26}, which may be a risk for a person in the seating position according ISO guidelines²⁷. Conversely, when the vibration is applied at feet level, it induces very low force transmission to the spine and head, especially when there is a knee bend. Moreover, ISO guidelines have assessed vibration exposure of between 4h and 8h²⁷, whereas WBV exercise protocols have been used in low and acute doses ensuring a safe exposure^{7,20}. In fact, low vibration stimuli of under 1 g of a_{in} applied to the feet can have positive effects on bone turnover² and muscle activity^{5,6}. Such investigations have provided platform inputs for investigating the effects of WBV but have also found that the transmission mechanism of the vibration stimulus across the human body is strongly non-linear²⁸. Thus, it becomes impossible to infer the expected vibration outputs acting at each body-site. Therefore, reporting vibration transmission from the input (i.e., the platform) throughout the output (i.e., the human body) is required to improve studies replicability^{12,29,30}. However, no standard guidelines have yet been reported.

Based on the available literature, transmission reports generally provide a_{in} , transmissibility (T)^{16–20,30} and signal purity (P)^{21,22,25}. Conversely, acceleration outputs (a_{out}) across the body-sites have not been well documented^{16–22,30}. For instance, T has been expressed as a ratio between a_{in} and a_{out} , showing if the vibration has been absorbed ($T < 1.0$) or amplified ($T > 1.0$) by the musculoskeletal system^{21,22,25}. In this way, it has been found that T amplifies at the ankle, a trend that is reversed when vibrations are measured at the knee and even more at the head, especially with knee-bent postures^{17,21,25}. On the other hand, P is used to quantify the percentage of the a_{in} and a_{out} spectral energy concentrated in a frequency range of $f_{\text{in}} \pm 1$, where high values (>80%) suggests the validity of the associated T results.

Previous studies showed satisfactory P (>80%) in both P inputs (P_{in})²¹ and its P outputs (P_{out}) at platform and human body sites, respectively^{21,25}. Despite this P_{out} showed decreasing retention as signals were transmitted from the ankle to the head^{21,22,25}. Regarding a_{out} studies reported very low values at head level, ensuring a safety exposure^{17–20}. Contrary, with regard to the application aspects, although a_{out} can be calculated indirectly with the data provided by the studies (a_{in} and T), they do not usually measure it directly. Moreover, since they provide averaged a_{in} across trials, the indirect calculation of a_{out} could have an unacceptable error. In this sense, Zaidell et al. (2019)²⁹ have recently suggested to report a_{out} to improve results inconsistency and replicability. Therefore, a_{out} should be provided at the ankle and knee or at the hip and third lumbar vertebra for muscle activation and bone turnover respectively.

Thus, determining the feasibility of vibration platforms through consistent reporting of platform inputs and transmission outputs may help to improve issues of non-replicability and inconsistency of the current literature. This becomes especially relevant when a new platform design is introduced, due to the described variability between commercial vibration platforms^{16,17,20,23}. As such, this study aims to explore vibration transmission through the human body in different postures on a new large vibration platform (LVP) developed for WBV exercise by examining its input and output parameters.

MATERIAL AND METHODS

The concept

This study presents a novel vibration platform (i.e., the LVP) for WBV exercise applications. Unlike the majority of available commercial vibration platforms, its dimensions are larger (2 m × 595 mm) and it has a sliding surface (Figure 1). The

LVP can be used as a standard vibration platform, but also allows sliding vibration exercises.

LVP system overview



Figure 1. The large vibration platform (LVP) used in the present study as usual WBV platform.

The LVP (Vislide, Viequipment, Barcelona, Spain), consists of (1) a vibration generation engine, (2) Slide board with a polyethylene sliding surface and (3) an interfacing digital control tower:

- 1) Vibration generation engine: One rotational motor (0.18 kW; 3000 rpm) attached under the LVP sliding surface capable to generate harmonic vibrations of 20, 25 or 30 Hz. As the motor rotates on the x axis, it generates harmonic vibrations mainly the y and z axis²⁶ (Figure 2).
- 2) LVP: Iron F111 (2279x739x240) structure with a polyethylene sliding surface (2000x595)
- 3) Control tower: Iron F111 (280x400x997). Led screen interface device to select the vibration frequency (20, 25, 30 Hz).

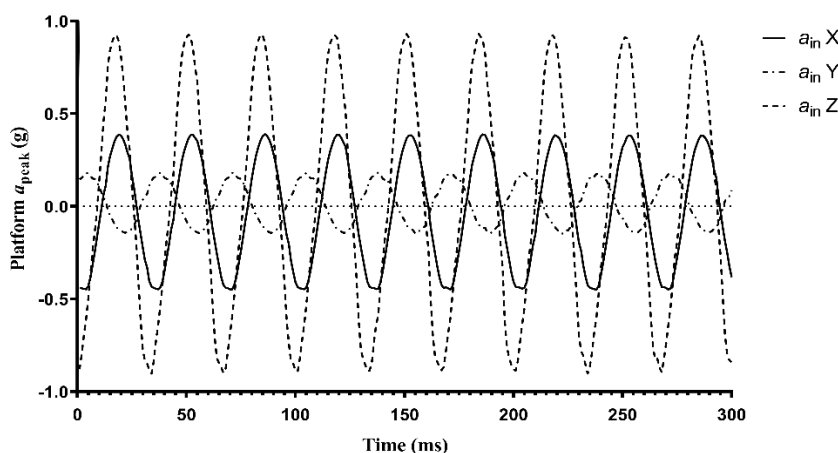


Figure 2. Triaxial acceleration of the LVP for the x axis (medio-lateral), the y axis (antero-posterior), and the z axis (vertical).

Participants

Twenty physically active volunteers from the National Institute of Physical Education of Catalonia were participate in this study. The sample was composed by twenty men (mean $\pm$ SD: aged 22.3 $\pm$ 2.6 years, height 1.78 $\pm$ 0.05 m, weight 71.8 $\pm$ 7.0 kg, body mass index 22.6 $\pm$ 1.6 a.u.). Inclusion criteria included a healthy and physically active participants with experience in the training postures used in this study. Exclusion criteria included a history of head trauma, cardiovascular diseases, joint implants, and low back pain or a condition that would not allow WBV training (i.e. musculoskeletal and/or chronic disorders). Participants were instructed to refrain from engaging in any strenuous physical activity 24 hours before the experiment. During the WBV exposure, they were asked to report immediately any discomfort or unusual symptoms, such as dizziness. If these occurred then the experiment would be terminated. All participants gave written consent to participate. The procedures of this study complied with the Declaration of Helsinki (2013) and were approved by the local ethics committee “Comitè d’Ètica d’Investigacions Clíniques de l’Administració Esportiva de Catalunya” (06/2018/CEICGC).

Acceleration device and measurement placements

To measure the LVP inputs and outputs, six wireless inertial measurement units (WIMU, Realtrack Systems, Almeria, Spain) with a 16 Hz processing capability were used. The WIMU consists of a triaxial accelerometer with a limit acceleration range of 100 g and a sensitivity of 0.000488 g and an acquisition system recording at a sampling frequency of 1000 Hz. For LVP inputs, a WIMU was well fixed to the centre of the surface by an adjustable fixing strap, between the marks of the feet³¹. To calculate the LVP transmission outputs, a total of five WIMUs were attached to five body locations: ankle (AN, medial malleolus), knee (KN, tibial tuberosity), hip (HI, great trochanter), lumbar (L3, third lumbar vertebra), and head (HE, forehead), using double-sided tape and elastic bands to minimize skin translation^{20–22,25}.

Experimental setting and testing conditions

An experimental study with repeated cross-over design was adopted. Thus, both the LVP inputs and its transmission outputs were recorded simultaneously across fifteen trials generated by the combination of three f_{set} (20, 25, and 30 Hz), and five static postures commonly used in previous research^{21,32}. The postures were toe standing (TS) with knees relaxed and heels raised, erect (ER) with knees relaxed, high squat (HS) with knee flexion at 30°, deep squat (DS) with knee flexion at 90°, and lunge (LU) one leg balanced with knee flexion at 30°. All the postures were performed without holding help, however, as participants had experience with the postures used, they were able to adopt the postures safely. Despite of that, three researchers were controlling and ensuring safety and correct postures of the participants. As is customary in transmission studies, the participants were barefoot^{17,20,29,30}, they were instructed to locate their feet in the platform marks separated by 28 cm³¹ and to maintain the plantar pressure evenly distributed^{12,14}. The participants visited the laboratory on one occasion, and the experimental protocol began with 5 minutes of familiarisation with the vibration stimulus and postures (1 minute $\times$ posture at 30 Hz),

which served as a warm-up^{7,13,14,30}. After warm-up, 5 minutes of rest were used for the WIMUs attachment, which were well fixed with elastic bands to the body-sites. Then, were recorded the fifteen experimental bouts counterbalanced, which were organized in three sets of five bouts. Each bout of WBV exposure lasted 30 seconds (s) followed by 30 s of rest between bouts, and 3 minutes of rest between sets to avoid fatigue of the participants. To determine LVP feasibility were explored both its performance and its transmission through assessed vibration applied by the LVP across three frequencies (20, 25, and 30 Hz) and five postures (TS, ER, HS, DS, LU). The performance of the LVP was characterized through its inputs of f_{in} , P_{in} , D_{in} , and a_{in} . Outputs of a_{out} , T , and P_{out} , at AN, KN, HI, L3, and HE were reported to assess safety of the LVP.

Data processing

Raw accelerometry data with removed gravitational forces was acquired from each WIMU and was downloaded via SPRO software (Realtrack Systems, Almeria, Spain). The high frequency noise of the signals was removed using a 2nd-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 120 Hz. Data from the first 10 s was dismissed for each 30 s trial to ensure a stationary vibration signal. A 5 s window of the signal from the 10 s mark was selected for analysis¹⁷. Each 5 s signal was processed to obtain the parameters described below (f , P , D , a_{peak} , a_{RMS} , T , and R).

Frequency

Measurement of the f_{in} associated with the vibration induced by the platforms is important for ensuring the feasibility of the vibration stimulus. As some effects of vibration exposure are f dependent, it is crucial to know at which f the participants were exposed. Otherwise, we cannot attribute a certain effect to a given frequency. Furthermore, as f_{in} can be different to the associated f_{set} ¹⁶, a closed data between both are needed to ensure its feasibility. The frequency where the largest peak of the power spectral density (PSD) of the three components of a_{in} occurs is assumed to be

f_{in} . For the purpose of this investigation, an estimate of the PSD was obtained using the Welch's method implemented in MATLAB by the function `pwelch`³³. A block size of 2000 samples with a 50% overlap and a Hamming window was considered.

Signal purity

The purity of the signal (P) assesses how much power of the spectral density of the measured signals is concentrated close to the f_{in} . This is important to ensure that transmissibility calculations are feasible. Particularly, it is considered that the P is the signal proportion of the PSD located between ± 1 Hz of the excitation frequency f_{in} . Thus, signal purity can be computed as

$$P = \frac{\sum_{i=i_-}^{i=i_+} [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]}{\sum_{i=1}^N [S_{xi} + S_{yi} + S_{zi}]},$$

where S_x , S_y and S_z are the power spectral densities of the three components of vibration of a triaxial accelerometer; i is the index that moves along the frequency sampling; N is the block size of 2000; and i_- and i_+ are defined as $f_{i_-} \approx f_{in} - 1$ and $f_{i_+} \approx f_{in} + 1$. Low P values indicate large distortion due to nonlinear effects, indicating an exposure at the output position mainly governed by an excitation frequency multiple of f_{in} instead of itself f_{in} . In this work, it is considered that purity values below 80% imply that the result at that accelerometer is discarded²².

Displacement

The displacement (D) has found to be an inconsistent parameter across settings^{16,17,34}. It can be computed as

$$D = \frac{a_{in}^{peak}}{2\pi f_{in}^2},$$

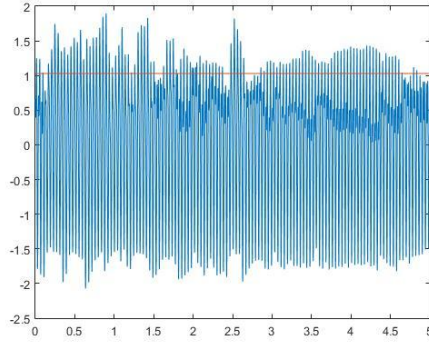


Figure 3. Example of vibration signal at the ankle (blue line) and its corresponding RMS value (orange line).

where a_{in}^{peak} is the peak value of the a_{in} and it is accurately defined in the following section.

Acceleration

To quantify the acceleration input (a_{in}) on the LVP, two indicators are used: peak value a_{in}^{peak} and root-mean-square (RMS) value a_{in}^{RMS} . However, for the vibration acceleration outputs (a_{out}) were only used the RMS value a_{out}^{RMS} , because the signals at body-sites were not purely sinusoidal and the peak value of these waveforms could lead to inaccurate results (as shown, for example, in Figure 3). On the one hand, the peak value is calculated as the mean of peaks acceleration from the tri-axial acceleration signal $(a_{in}^x + a_{in}^y + a_{in}^z)/3$. The RMS value is calculated using the three component of the acceleration as^{17,21,22,25}

$$a^{RMS} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (a_{xj}^2 + a_{yj}^2 + a_{zj}^2)},$$

where j is the index the moves along the sampling in time and M is the total amount of sampling values in the analysed signal. Both peak and RMS values are expressed in g, and they have been calculated using the WIMU raw data in time domain.

Transmissibility

The transmissibility (T) between input and output vibration signals is used in this work to investigate how the vibration is transmitted through the human body. This parameter is calculated as^{17,21,22,25}

$$T = \frac{a_{out}^{RMS}}{a_{in}^{RMS}},$$

transmissibility values above one indicate amplification of the vibration stimulus at certain body-site with respect to the platform input. This indicates the proximity of a resonance of the body structure. Conversely, transmissibility values below one indicate attenuation, which implies that the body structure is absorbing the vibration energy induced by the platform.

Statistical analyses

Statistical analyses were conducted using PASW Statistics 19 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). Data are presented as means and standard deviations, and the significance level was set at $p \leq 0.05$. Shapiro-Wilk tests were used to assess the normality of the data. In order to investigate the effect of f_{set} and postures on LVP performance and its transmission at human body, four separated two-way (within-subjects factors three frequencies and five postures) repeated-measures ANOVA, were performed to evaluate LVP performance (f_{in} , P_{in} , D_{in} , a_{in}). Likewise, three separated three-way (within-subject factors: five body-sites, three frequencies, and five postures) repeated-measures ANOVA were performed to evaluate LVP transmission (a_{out} , T and P_{out}). The Greenhouse-Geisser epsilon adjustment was used when the assumption of sphericity was violated. Post-hoc analysis using the Bonferroni paired

t-test was performed for any overall significant results. Effect sizes are expressed as partial eta squared (η_p^2) for the ANOVA analysis.

RESULTS

The LVP performance through f_{in} , P_{in} , D_{in} , a_{in}^{peak} , and a_{in}^{RMS} , are reported in Table 1. Regarding the LVP transmission to the body-sites, data are provided through a_{out}^{RMS} and T (table 2), and P_{out} (table 3).

Frequency Setting (Hz)	LVP inputs	mean	TS	ER	HS	DS	LU
20	f_{in} (Hz)	20.5	20.5 (0.0)	20.5 (0.0)	20.5 (0.0)	20.5 (0.0)	20.5 (0.0)
	P_{in} (%)	99.6	99.5 (0.2)	99.3 (0.3)	99.7 (0.2)	99.8 (0.1)	99.7 (0.2)
	D_{in} (mm)	1	1.0 (0.0)	0.8 (0.1)	1.0 (0.1)	1.1 (0.1)	1.1 (0.1)
	a_{peak} (g)	0.8	0.9 (0.0)	0.7 (0.1)	0.9 (0.1)	0.9 (0.1)	0.9 (0.1)
	a_{RMS} (g)	0.5	0.5 (0.0)	0.4 (0.0)	0.5 (0.0)	0.5 (0.0)	0.5 (0.0)
25	f_{in} (Hz)	25.4	25.4 (0.2)	25.4 (0.2)	25.5 (0.0)	25.5 (0.0)	25.4 (0.2)
	P_{in} (%)	99.4	99.1 (0.4)	99.5 (0.3)	99.6 (0.2)	99.6 (0.2)	99.3 (0.5)
	D_{in} (mm)	1	1.0 (0.1)	1.0 (0.1)	0.9 (0.0)	0.9 (0.0)	1.0 (0.1)
	a_{peak} (g)	1.2	1.4 (0.1)	1.3 (0.1)	1.2 (0.1)	1.2 (0.1)	1.3 (0.1)
	a_{RMS} (g)	0.8	0.9 (0.0)	0.8 (0.0)	0.8 (0.0)	0.7 (0.0)	0.8 (0.0)
30	f_{in} (Hz)	30.5	30.5 (0.0)	30.5 (0.0)	30.5 (0.0)	30.5 (0.0)	30.5 (0.0)
	P_{in} (%)	99.7	99.5 (0.1)	99.7 (0.1)	99.7 (0.1)	99.7 (0.1)	99.7 (0.1)
	D_{in} (mm)	0.6	0.7 (0.0)	0.6 (0.0)	0.6 (0.0)	0.6 (0.0)	0.6 (0.1)
	a_{peak} (g)	1.1	1.2 (0.0)	1.1 (0.1)	1.1 (0.0)	1.0 (0.0)	1.1 (0.1)
	a_{RMS} (g)	0.6	0.7 (0.0)	0.6 (0.0)	0.6 (0.0)	0.6 (0.0)	0.6 (0.0)

Table 1. LVP performance metrics across different frequency settings and body positions. Data is presented as mean (SD).

Large vibration platform performance

Frequency and signal purity inputs

Overall, the LVP showed a well-maintained f_{in} from its f_{set} . The f_{in} was slightly higher (i.e., up to 0.5 Hz) over the f_{set} and very consistent across trials, except three

of them at 25 Hz where were 0.4 at TS, ER and LU (Table 1). Furthermore, P_{in} were always over 99%, showing a very high retention across f_{set} (20 Hz (99.6 ± 0.03 , 95% CI: 99.52-99.63; 25 Hz, 99.4 ± 0.04 , 95% CI: 99.35-99.51; 30 Hz, 99.7 ± 0.02 , 95% CI: 99.61-99.69), and also between postures (TS, 99.4 ± 0.03 , 95% CI: 99.32-99.44; ER, 99.5 ± 0.04 , 95% CI: 99.39-99.56; HS, 99.6 ± 0.02 , 95% CI: 99.60-99.69; DS, 99.7 ± 0.02 , 95% CI: 99.65-99.73; LU, 99.6 ± 0.04 , 95% CI: 99.48-99.65).

Displacement inputs

The D_{in} showed differences between f_{set} ($F = 713.88$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .974$), postures ($F = 113.27$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .856$), and its interactions $f_{set} \times$ postures ($F = 69.53$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .785$). The lowest D_{in} was detected at 30 Hz (0.59 ± 0.00 , 95% CI: 0.583-0.601), and significant differences ($p < .001$) versus 20 Hz (1.00 ± 0.01 , 95% CI: 0.978-1.013) and 25 Hz, (0.96 ± 0.01 , 95% CI: 0.941-0.978) were identified. However, no significant effect ($p = .102$) was detected between 20 and 25Hz. Significant differences ($p < .001$) were found when comparing postures, except when comparing HS-DS ($p = .001$), and no significant changes were found between TS-LU ($p = 1$). The LVP showed higher D_{in} in TS (0.90 ± 0.00 95% CI: 0.891-0.908) and LU (0.89 ± 0.01 95% CI: 0.880-0.908), followed by DS (0.84 ± 0.00 95% CI: 0.833-0.849) and HS (0.82 ± 0.00 95% CI: 0.813-0.829), whereas the lowest D_{in} was identified in ER (0.78 ± 0.01 95% CI: 0.777-0.802).

Acceleration inputs

The a_{in}^{peak} showed differences between f_{set} ($F = 558.40$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .967$), postures ($F = 115.40$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .859$), and its interactions $f_{set} \times$ postures ($F = 50.09$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .725$). Significant differences were detected ($p < .001$) between f_{set} . The higher a_{in}^{peak} were detected at 25 Hz (1.24 ± 0.01 , 95% CI: 1.219-1.259), slightly lower inputs were showed at 30 Hz (1.11 ± 0.01 , 95% CI: 1.094-1.127), and the lowest were obtained at 20 Hz (0.85 ± 0.01 , 95% CI: 0.831-0.859). Posture

comparisons showed significant effects between postures ($p < .001$) except between ER and DS ($p = .031$). However, no effects were found between TS and LU ($p = .121$), between ER and HS ($p = .271$), and between HS and DS ($p = .089$). Acceleration input data showed highest values at TS (1.14 ± 0.01 , 95% CI: 1.131-1.152) and LU (1.11 ± 0.01 , 95% CI: 1.092-1.131), followed by DS (1.04 ± 0.00 , 95% CI: 1.027-1.045), HS (1.02 ± 0.01 , 95% CI: 1.012-1.034), and ER (1.01 ± 0.01 , 95% CI: 0.996-1.026). The a_{in}^{RMS} showed differences between f_{set} ($F = 1440.92$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .987$), postures ($F = 179.32$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .904$), and its interactions $f_{set} \times$ postures ($F = 54.80$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .743$). Significant differences ($p < .001$) were found between f_{set} . The higher a_{in}^{RMS} were reported at 25 Hz (0.80 ± 0.01 , 95% CI: 0.784-0.809) followed by 30 Hz (0.62 ± 0.00 , 95% CI: 0.609-0.621), and 20 Hz (0.48 ± 0.00 , 95% CI: 0.474-0.488). Postures comparisons revealed significant effects ($p < .001$) between TS (0.68 ± 0.00 95% CI: 0.672-0.682) and LU (0.65 ± 0.00 95% CI: 0.644-0.658), as also for these postures compared to ER (0.60 ± 0.01 95% CI: 0.595-0.614), HS (0.61 ± 0.00 95% CI: 0.604-0.615), and DS (0.61 ± 0.00 95% CI: 0.607-0.619). Conversely, no differences were found between ER, HS, and DS ($p = 1$).

Large vibration platform Transmission

Acceleration outputs

The a_{out}^{RMS} showed differences between body sites ($F = 297.56$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .940$), f_{set} ($F = 110.25$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .853$), postures ($F = 218.79$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .920$), and its interactions body-sites $\times f_{set}$ ($F = 82.11$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .812$), body-sites $\times$ postures ($F = 109.18$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .852$), $f_{set} \times$ postures ($F = 29.75$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .610$), and body-sites $\times f_{set} \times$ postures ($F = 21.16$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .527$). Regarding body sites, except from the L3-HE comparison where no differences were found ($p = .120$), a significant decrement of the a_{out}^{RMS} was identified as the forces were transmitted from the AN upward (AN-KN: $p < .001$; KN-HI: $p < .001$; HI-L3: $p = .014$). Especially, between KN and HI, where a turning point was found in which the

$a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ showed a strong decrease (AN, 1.26 ± 0.07 , 95% CI: 1.12-1.40; KN, 0.94 ± 0.04 , 95% CI: 0.85-1.03; HI, 0.10 ± 0.01 , 95% CI: 0.09-0.11; L3, 0.09 ± 0.01 , 95% CI: 0.08-0.09; HE, 0.10 ± 0.01 , 95% CI: 0.09-0.11). Regarding the effects of f_{set} , significant differences were found in all comparisons ($p < .001$). The highest $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ were detected at 25 Hz (0.64 ± 0.03 ; 95% CI: 0.583-0.690) followed by 30 Hz (0.49 ± 0.03 ; 95% CI: 0.427-0.544) and 20 Hz (0.37 ± 0.01 ; 95% CI: 0.346-0.384) respectively. Overall, significance differences were found between all postures, TS-ER ($p < .001$), ER-HS ($p < .025$), HS-DS ($p < .004$), and DS-LU ($p < .022$). Showing an increased $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ when heels were on the platform at ER, HS, DS, and LU versus TS (TS, 0.25 ± 0.01 , 95% CI: 0.219-0.273; ER, 0.50 ± 0.02 ; 95% CI: 0.458-0.550; HS, 0.55 ± 0.02 ; 95% CI: 0.503-0.595; DS, 0.57 ± 0.02 ; 95% CI: 0.522-0.622; LU, 0.61 ± 0.03 ; 95% CI: 0.555-0.661).

Transmissibility

Differences between body-sites ($F = 311.13$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .942$), and postures ($F = 205.20$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .915$), but not between f_{set} ($F = 1.55$, $p = .23$, $\eta_p^2 = .075$) were identified. When it comes to interactions, differences in body-sites $\times f_{\text{set}}$ ($F = 39.65$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .676$), body-sites $\times$ postures ($F = 115.60$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .859$), $f_{\text{set}} \times$ postures ($F = 9.33$, $p < 0.001$, $\eta_p^2 = .329$), and body-sites $\times f_{\text{set}} \times$ postures ($F = 16.12$, $p < 0.001$, $\eta_p^2 = .459$) were identified. Transmission decreased as the vibration stimulus was transmitted from the AN upwards. A turning point was found, where T elucidated a strong decrease at HI (AN, 1.97 ± 0.10 , 95% CI: 1.762-2.180; KN, 1.37 ± 0.07 , 95% CI: 1.365-1.653; HI, 0.16 ± 0.01 , 95% CI: 0.149-0.174; L3, 0.142 ± 0.01 , 95% CI: 0.130-0.153; HE, 0.17 ± 0.01 , 95% CI: 0.151-0.188). Differences between postures were identified except between L3 and HE (AN-KN, $p < .001$; KN-HI, $p < .001$; HI-L3, $p = .017$; L3-HE, $p = .109$). Higher T were found at 25 Hz (0.81 ± 0.03 ; 95% CI: 0.740-0.879), followed by 30 Hz (0.80 ± 0.05 ; 95% CI: 0.701-0.894), and

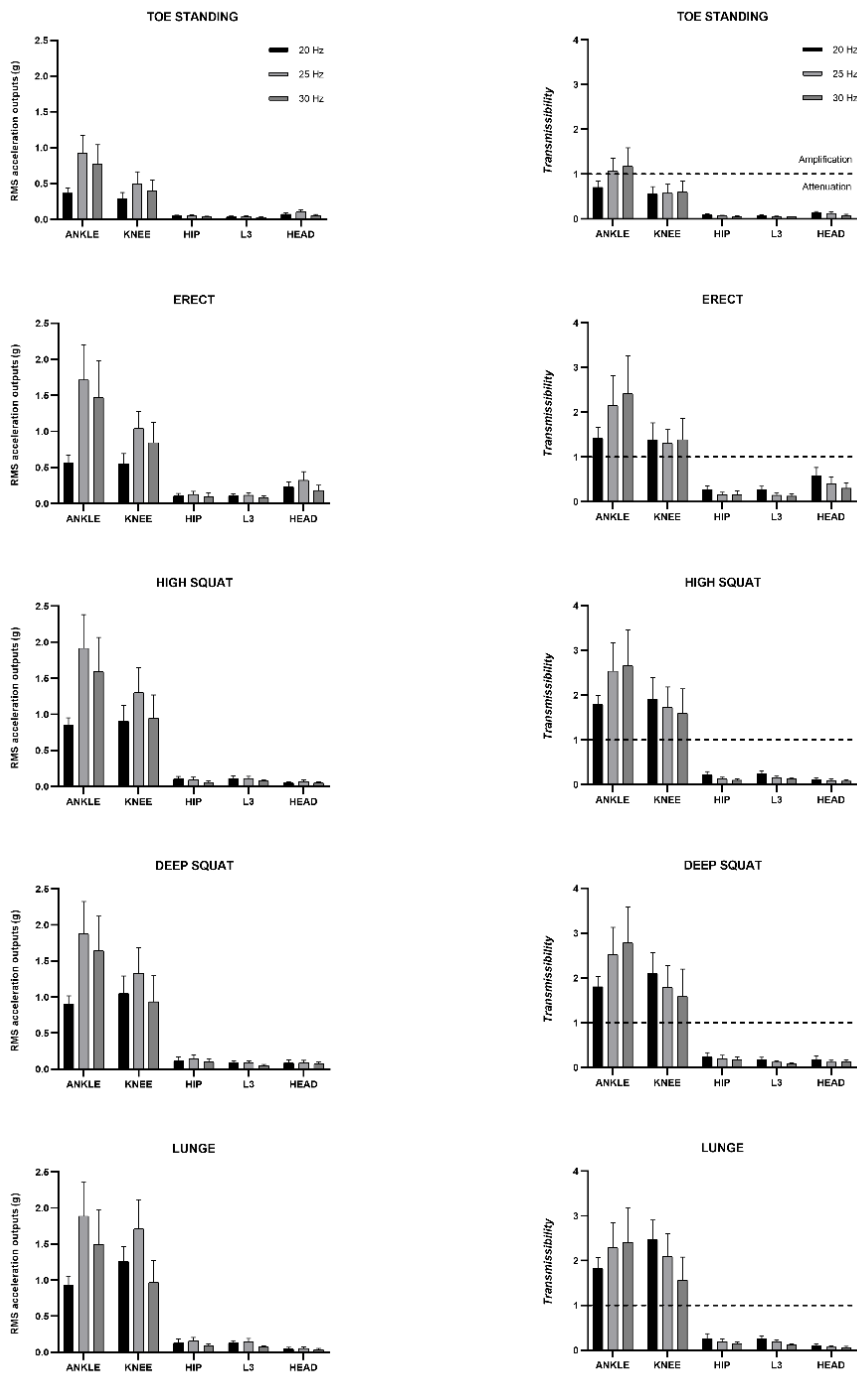


Figure 4. Root mean squared (RMS) acceleration outputs and their transmissibility at different frequencies and across different body positions. Data are presented as mean (SD).

20 Hz (0.77 ± 0.02 ; 95% CI: 0.725-0.804). No effects were found between f_{set} (20-25 Hz, $p = 191$; 25-30 Hz, $p = 1$; 20-30 Hz, $p = 1$). Posture comparisons showed a T increase at postures in which the heels were on the platform as ER, HS, DS and LU (TS, 0.36 ± 0.02 , 95% CI: 0.320-0.397; ER, 0.83 ± 0.04 ; 95% CI: 0.753-0.909; HS, 0.90 ± 0.04 ; 95% CI: 0.822-0.971; DS, 0.93 ± 0.04 95% CI: 0.851-1.012; LU, 0.94 ± 0.04 ; 95% CI: 0.853-1.016). Significant effects were found between TS-ER, $p < .001$; ER-HS, $p = .098$; HS-DS, $p = .017$; DS-LU, $p = 1$.

Signal purity outputs

Overall P_{out} was well retained, especially at AN and KN where over 96% of all cases did not have statistically significant differences ($p = .656$). From HI upwards, P_{out} was also satisfactory ($\geq 80\%$) with few exceptions mainly in TS and LU. Data revealed statistically significant effects between body-sites ($F = 73.71$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .795$), f_{set} ($F = 46.42$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .710$), postures ($F = 89.15$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .824$), and its interactions body-sites $\times f_{\text{set}}$ ($F = 15.54$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .450$), body-sites $\times$ postures ($F = 75.41$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .799$), $f_{\text{set}} \times$ postures ($F = 7.00$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .269$), and body-sites $\times f_{\text{set}} \times$ postures ($F = 3.40$, $p = .002$, $\eta_p^2 = .151$).

At body-sites, the P_{out} displayed a worse retention as the signal was transmitted from the AN upwards, especially from HI to HE (AN, 98.4 ± 0.14 , 95% CI: 98.13-98.72; KN, 98.0 ± 0.21 , 95% CI: 97.52-98.41; HI, 86.9 ± 1.09 , 95% CI: 84.64-89.19; L3, 86.0 ± 1.51 , 95% CI: 82.83-89.6; HE, 78.17 ± 1.80 , 95% CI: 74.39-81.92). Between f_{set} , the P_{out} at 25 Hz (91.9 ± 0.54 , 95% CI: 90.77-93.03) was better retained, followed by 20 Hz (89.9 ± 0.83 , 95% CI: 88.15-91.60) and 30 Hz (86.7 ± 0.98 , 95% CI: 84.66-88.75). Postures comparisons one can observe postures with a better P_{out} retention as ER (98.3 ± 0.12 , 95% CI: 98.04-98.54), HS (93.5 ± 0.72 , 95% CI: 91.94-94.95), and DS (92.5 ± 0.92 , 95% CI: 90.60-94.43), and postures with less P_{out} retention as TS (83.8 ± 1.44 , 95% CI: 80.81-86.83) and LU (79.4 ± 1.34 , 95% CI: 76.48-82.30). The effects were statistically significant between TS-ER ($p < .001$),

ER-HS ($p < .001$), and DS-LU ($p < .001$). However, statistically significant differences were not identified between HS-DS ($p = 1.000$).

Body-Site	Frequency setting (Hz)	Toe Standing	Erect	High Squat	Deep Squat	Lunge
Ankle	20	98.0 (1.7)	98.5 (0.8)	98.1 (1.5)	98.2 (1.1)	96.0 (1.6)
	25	99.1 (0.7)	98.9 (0.8)	99.0 (0.8)	99.0 (1.0)	96.5 (2.7)
	30	98.8 (1.1)	99.5 (0.3)	99.3 (0.4)	99.3 (0.6)	98.3 (1.4)
Knee	20	96.3 (3.4)	99.1 (0.5)	98.6 (1.5)	97.8 (2.9)	97.4 (2.0)
	25	98.2 (1.8)	98.6 (0.9)	98.0 (1.7)	97.5 (2.6)	97.0 (2.1)
	30	97.4 (2.6)	99.3 (0.3)	98.7 (0.7)	98.4 (1.3)	97.3 (1.9)
Hip	20	74.5 (18.7)	97.9 (1.7)	94.8 (3.5)	93.7 (3.6)	77.2 (18.0)
	25	83.1 (9.0)	96.0 (7.2)	93.2 (4.0)	95.6 (3.1)	85.8 (9.1)
	30	64.6 (16.0)	96.5 (2.3)	88.5 (9.9)	91.6 (7.1)	70.8 (16.8)
L3	20	67.2 (22.1)	98.5 (0.8)	96.8 (2.3)	89.2 (12.3)	88.6 (14.4)
	25	71.6 (17.7)	97.8 (1.7)	96.8 (2.0)	92.0 (7.7)	92.0 (7.1)
	30	48.7 (16.8)	97.3 (1.6)	94.6 (6.3)	78.4 (19.6)	80.6 (10.5)
Head	20	87.3 (9.8)	99.0 (0.8)	77.1 (20.3)	90.3 (5.7)	36.7 (21.4)
	25	94.0 (4.0)	99.1 (0.7)	88.8 (9.3)	84.7 (15.9)	45.5 (26.6)

Table 3. Signal purity outputs at different body sites, frequencies, and across body positions. Data were provided in percentage (%) as mean (SD).

DISCUSSION

The aim of this study was to explore vibration transmission through the human body in different postures on a LVP to determine its feasibility. The main difference of the LVP compared with other commercial platforms is its larger dimensions, which can potentially influence the platform's performance¹². From the best knowledge of the authors, this is the first study to investigate a comprehensive and consistent set of inputs (the f_{in} , P_{in} , D_{in} , a_{in}^{peak} and a_{in}^{RMS}) delivered by a LVP and its corresponding outputs in the human body, represented by a_{out}^{RMS} , T , and P_{out} . Furthermore, this was assessed at different body sites and at different static postures which allowed for rigorous characterisation of the feasibility of the vibration device.

Large vibration platform performance

Frequency and signal purity inputs

Similar to some the findings of this study (Table 1), several studies have reported well retained $f_{in}^{12,23,26}$ and P_{in}^{21} . When comparing f_{in} with f_{set} , Pel et al. (2009)²⁶ found slight differences between 0 or +1 Hz. Seemly, Alizadeh-Meghbrazi et al. (2014)²³ analysed several commercial platforms and showed a very good agreement between f_{in} and its corresponding f_{set} . In line with those studies, the LVP f_{in} has been found to be slightly higher to f_{set} (+0.5 Hz) and consistent across postures. Controversially, two studies describe differences between f_{set} and f_{in} . Bressel et al. (2010)¹⁶ reported errors of f_{in} about +3 Hz compared with its f_{set} , Nawayseh et al, (2018)¹⁸ measured f_{in} up to -13 Hz below f_{set} for the highest frequency setting (55 Hz).

Regarding P_{in} , which is considered satisfactory above 80%^{21,22,25}, the results for the LVP on this investigation shown purity values consistently over 99%, similar to the study of Lam et al. (2018)²¹, who reported a P_{in} over 93% across f_{set} and postures. Thus, as expected, f_{in} and P_{in} does not seem to be affected by the large dimensions of the LVP.

Displacement inputs

In line with previous investigations^{14,16,17,34}, LVP D_{in} can vary between f_{set} and postures for up to 0.4 mm and 0.3 mm respectively. However, studies usually reported D_{in} as an averaged data among f_{set} and postures^{19–21,24,26,35}. For this reason, it has not been possible to compare D_{in} obtained in the different postures on this investigation with previous studies. However, when the values of a_{in} are provided for each f_{set} and posture, the approximate value of D_{in} can be directly calculated.

Effects on displacement inputs due to frequency settings

The results of this investigation on the LVP showed a slight reduction of D_{in} at 25 Hz (0.05 mm) compared with D_{in} at 20 Hz and a significant D_{in} decrement at 30 Hz (0.4 mm) compared with D_{in} at 25 Hz. Generally, the studies that have provided D_{in} data, show a progressive and sometimes non-proportional reduction as the f_{set} increase^{17,23,34}, with the exception of Bressel et al. (2010), who distinctively reported an increase¹⁶. This behaviour is in line with several studies for which it is possible to determine the corresponding D_{in} ^{18,20,21,24,26,30}, although in two studies the trend was reversed^{16,24}. In the literature, as the f_{set} increases there are large reductions at some f_{set} of up to 0.9 mm^{23,30} when analysing gaps of 10 Hz of f_{set} . It is imperative to note that studies that have analysed this behaviour in steps of 5 Hz of f_{set} have reported reductions above 0.5 mm^{20,24}. These non-proportional behaviours appear at different settings. However, they seem more likely to appear at high f_{set} and D_{set} ^{20,23,24}. Although a slight decrement of the D_{in} as the f_{set} increases can be expected, some vibration platforms can elucidate a specific response to a given f_{set} depending on their specific characteristics (i.e. materials, motors, dimensions)¹²⁻¹⁴.

Effects on displacement inputs due to different postures

On this investigation, results of D_{in} for the LVP showed differences up to 0.3 mm at DS and LU compared with ER, especially at low f_{set} (0.3 mm, 0.1 mm, and 0.1 mm at 20 Hz, 25 Hz, and 30 Hz, respectively). The LVP showed increased D_{in} at TS, when plantar distribution of the body weight was on the forefoot, and while the feet were well attached on the LVP during crouched and one legged positions as DS and LU. Despite the relevance this may have, just the study of Nawayseh et al., (2018)¹⁸ provided a_{in} to calculate D_{in} across different human postures. In line with our study, they found differences in D_{in} between postures at low f_{set} (up to 0.4 mm at 20 and

24 Hz; up to 0.2 mm at 28 and 31 Hz; up to 0.1 mm at 35 and 42 Hz). Otherwise, Nawayseh et al., (2018)¹⁸ reported the opposite behaviour from standing to crouched postures, in which more pressure on the platform was applied (1.5 mm, 1.2 mm, 1.2 mm, and 1.1 mm at 180°, 165°, 150° and 135° of knee flexion, respectively) compared with LVP. Thus, as already mentioned in the literature¹²⁻¹⁴, the dimensions of the platforms, their materials and motors used are likely to react differently. In addition, the platforms also react differently depending on the position of the human body and the distribution of its body weight. Thus, these data suggest that the vibrating device and the human body work as a couple. These differences are a further reason to support the claims of these authors, who call for an analysis of the transmission of each of the vibration devices.

Acceleration inputs

At similar f_{set} , the resultant a_{in} measured at the LVP in this study are lower when compared with previous research (0.8-1.2 g and ≈ 1.1 -5.5 g respectively, results expressed in $a_{\text{in}}^{\text{peak}}$)^{17,19-22,24,26,30}. Previous studies shown that 30 Hz and low $a_{\text{in}}^{\text{peak}}$ between ≈ 0.2 -0.3 g are enough to significantly increase bone mass density with long exposures of 1 year²⁻⁴. However, no significant effects were found in a short period of time (8 weeks) applying intensities around 1-1.5 g $a_{\text{in}}^{\text{peak}}$ ³⁴. Regarding muscle activity resulting of $a_{\text{in}}^{\text{peak}}$ between 0.5 g to ≈ 1 g, Di Gimiani, et al. (2013)³⁶, Tankisheva et al. (2013)²⁰, Huang et al. (2019)³⁰ and Liao et al., (2015 and 2016)⁵⁶ reported positive effects. However, whereas differences were found when the vibration stimulus were applied^{5,6,36}, the increase in the a_{in} did not result in a clear increase in muscle activation^{5,6,20,30,36}. On the other hand, in terms of safety, an exposure below 1 g of $a_{\text{in}}^{\text{peak}}$ has been suggested by various investigations^{11,22,37}. Considering application and safety studies, platforms inputs between 0.5 to ≈ 1 g of $a_{\text{in}}^{\text{peak}}$ can be considered to have a good dose-response effectiveness ensuring safety aspects in exercise protocols.

Effects of acceleration input due to frequency settings

Measurements on the LVP have shown significant variability of a_{in}^{peak} depending on f_{set} , reaching differences of 30% between 20 Hz and 25 Hz cases. However, although LVP has shown the highest a_{in}^{peak} at 25 Hz (1.2 g), similar outcomes were measured at 30 Hz (1.1 g). Conversely, previously investigated platforms can induce higher a_{in} as the f_{set} increase^{17,20,30,34}.

Effects of acceleration inputs due to different postures

The findings of this study showed differences on the acceleration input a_{in}^{peak} between different postures up to 0.2 g. Overall, postures a_{in}^{peak} differences on LVP seems not to have remarkable effects taking in account previous data reported by Pang et al. (2013)³⁴ and Liao et al. (2016)⁵ who did not report additional effects on bone turnover and muscle activity when applying +0.5 g a_{in}^{peak} .

Large vibration platform transmission

It is well known that the transmission of the vibratory stimulus to the human body is different depending on the configuration of the vibration parameters and the postures adopted^{17,20–22,24,25,29,30}. Furthermore, as seen in the previous section, there are differences in the behaviour between vibrating platforms. It is therefore necessary to know how these differences in vibration emission are transmitted to the human body.

Acceleration outputs

Across body-sites, a_{out} can change by far from the initial a_{in} ^{20–22,25,37}. Thus, measuring a_{out} at human body has been suggested as a more accurate procedure that leads to a better understanding of the vibration effects on the human body²⁹ and to avoiding inconsistencies^{12,13}.

Similar to previous studies^{20,21,26,29}, the present study identified a lower a_{out}^{RMS} , as the vibration stimulus were transmitted from the AN upward to HE. The most important drop in this study occurred at HI as was found by Zaidell et al. (2019)²⁹. Unlike other studies in which it was at KN²⁰ or even two important reductions at KN and HI^{21,25}.

At the AN, a_{out}^{RMS} was up to 1.9 g on LVP which is lower than what other studies have reported (~ 4 g)^{20,21,29}, however at KN the a_{out}^{RMS} was similar between LVP and these studies, in which a_{out}^{RMS} was ≈ 1.5 g. Even lower a_{out}^{RMS} (≈ 0.5 g) at KN was found in one study with higher a_{in}^{RMS} up to ≈ 2 g²⁶. These variations between a_{in} and a_{out} support previous suggestions to provide a_{out} in the transmission reports to improve the results consistency and studies replicability^{12,29}. In relation to muscle activity, Zaidell et al. (2019)²⁹ showed a higher muscle activation when legs were exposed to 1-2 g a_{out}^{RMS} , while the LVP showed similar a_{out}^{RMS} .

Besides, at HI, L3 and HE, a_{out}^{RMS} on the LVP ranges between ≈ 0.1 -0.3 g, whereas in other studies it ranges between ≈ 0.1 -0.9 g a_{out}^{RMS} ^{17,19–21,26}. Regarding bone turnover at HI and L3, several studies describe positive effects of applying 0.3 g a_{in}^{peak} ^{3,38} and 0.2 g a_{in}^{peak} ³⁷.

Effects on acceleration outputs due to frequency settings

Overall, a_{out}^{RMS} showed significant changes regarding f_{set} in the LVP. The highest a_{out}^{RMS} reached occurred at 25 Hz, contrary to previous studies which reported higher a_{out}^{RMS} as the f_{set} increases^{20,29}. At AN and KN, changes between f_{set} reached 1 g a_{out}^{RMS} . However, at HI, L3 and HE differences on a_{out}^{RMS} due to different f_{set} rarely overcame 0.04 g. However, in some cases differences reached nearly 0.2 g when comparing f_{set} of 25 Hz and 30 Hz at HE when ER was adopted. Although previous studies have reported higher a_{out} responses than the current study, especially at lower

extremities, a similar behaviour was found (f_{set} differences were 1.5-2.5 g, 0.1-0.5 g, and 0.1-0.2 g $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ at AN, KN and L3 respectively^{20,21,26,29}).

Effects on acceleration outputs due to different postures

Output acceleration results experienced variability depending on the postures adopted by the participants and the measuring location across the body. Overall, TS showed lower $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ than other postures at AN and KN (over a 50% less), especially compared with HS, DS, and LU. These results may be explained because a higher weight bearing on the front foot triggers a lower $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ ^{7,20}, and the foot arch is acting as a damper for the vibration stimulus³⁹. In addition, $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ has been found to be larger in the lower extremities in ER, HS, DS to LU, as heels are well attached on the platform. This is particularly clear at KN (0.8 g, 1.1 g, 1.1 g, and 1.3 g $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$, respectively). This effect may be expected because the input acceleration a_{in} delivered by the LVP follows a similar behaviour. In the upper body locations, HS, DS and LU postures showed lower $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ at HE, (0.06 g, 0.08 g, 0.05 g, respectively) compared with ER (0.3g). This is consistent with previous literature^{20,21,25}. Additionally, in this study HE $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ was 0.23 g, 0.32 g and 0.18 g in ER at 20 Hz, 25Hz and 30 Hz, respectively, whereas other studies reported $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ between 0.6 g and 1 g^{19,20}, or even over 1 g^{17,21} at HE in ER. Notwithstanding, none of the participants reported any discomfort or any other side effects.

Transmissibility

Overall, the findings of this study suggest that T decreases as the vibration stimulus is transmitted from AN to HE. However, T showed amplification values (>1) at lower extremities, especially at AN in most of the frequencies and postures. The main effect on LVP was a strong decrease of the T at HI, although in previous studies strong decreases were identified at KN^{16,20–22,25}

Effects on transmissibility due to frequency settings

In line to previous investigations^{20,30}, T on the LVP increased clearly at AN along with increases in the f_{set} . However, this effect was reversed at KN, especially at HS, DS and LU, where T decreased as the f_{set} increased. This behaviour could be attributed to an increased muscle activation, as the lower-leg muscles above the AN react to the vibration stimulus^{20,29,30,40}.

Effects on transmissibility due to different postures

Large T differences at certain body-sites were found when comparing different postures. In line with previous investigations^{21,25}, in the current study T drops across the human body when the TS posture is adopted. This might relate to the dampening capability of the foot arch³⁹. Other postures showed higher T values, especially at AN and KN when HS, DS and LU training postures are adopted. However, a strong decrease from HI to HE was detected on the LVP showing a great T attenuation. A similar attenuation behaviour has been previously reported^{20,21,25} at KN. The ER posture showed higher T at HE up to 0.59, 0.40, and 0.30 at 20 Hz, 25 Hz, and 30 Hz respectively. However, at upper body locations (HI, L3, and HE) adopting the other postures (TS, HS, DS, and LU) T was smaller, between 0.03 and 0.27. Therefore, although the vibration is largely attenuated from AN to HE, it is recommended to avoid ER posture because the trunk and head are less tolerant to the vibration stimulus than the legs⁷. Besides, the lower $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ at HE compared with most of existing commercial vibration platforms in addition with the T attenuation values, adopting selected training postures (HS, DS, and LU) may support a safe exposure on the LVP.

Signal purity outputs

Overall, P_{out} on the LVP was satisfactory especially at lower extremities where almost perfect sinusoidal waveforms were maintained at AN and KN (over 96%).

Similar outcomes were reported previously by Lam et al. (2018)²¹ and Huang et al. (2018)²⁵. These studies also showed few minimum purity violations below 80% at HI, L3 and HE, especially when TS or DS postures are adopted. In the present study, P_{out} was also satisfactory at HI and L3 with few exceptions at TS, DS and LU. Thus, at HI the LVP showed less P_{out} adopting TS and LU at 20 and 30 Hz than compared with 25 Hz, at which the vibration stimulus was transmitted without purity violations. Otherwise, ER, HS and DS were the postures that most effectively transmitted at HI the LVP input vibration at all frequencies. At L3 the P_{out} was satisfactory at ER, HS, and LU at all f_{set} , whereas it was not satisfactory at TS. Differently, adopting DS at 30 Hz of f_{set} the minimum purity was violated, oppositely at 20 and 25 Hz was satisfactory.

Effects of LVP performance on muscle activity and bone remodelling

With respect to muscle activation at lower extremities, the LVP is able to deliver a_{in}^{RMS} similar to studies which found positive effects^{5,6,20,29,30}. Generally, these studies find the greatest effect when the vibration parameters were set with a combination of high f and D . Otherwise, Pujari and colleagues found a greater effect with a high f (50 Hz) and low D (0.5 mm) setting⁸. These data support the data obtained by Liao et al. (2015 & 2016)^{5,6}, who found positive effects with exposure to relatively low D of 0.88 mm and 30 Hz in chronic stroke populations. However, it is important to know a_{out}^{RMS} as the T could be amplified or attenuated. Thus, at the lower leg, these studies have shown positive effects in almost every setting^{20,29,30}. On the LVP, similar a_{out}^{RMS} were identified at AN using 25 Hz and 30 Hz. Although the highest vibration response has been measured for an excitation frequency f_{set} of 25 Hz, at KN the T showed great attenuations at 30 Hz which might suggest more muscle activation^{30,40}. In this sense, the a_{out}^{RMS} at KN was similar than those studies^{20,29,30}. Therefore, the highest frequency of 30 Hz seems to be the best option for muscle activation on LVP. In addition, adopting LU one can also increase a_{out}^{RMS} at lower extremities.

Regarding bone turnover at HI and L3, all postures could be used although the best ones were HS and DS at all f_{set} because both $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ and P_{out} were satisfactory. Overall, with respect to $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ on this study are similar than those presented in other literature that has reported positive effects^{37,38}. The ER, can also be used on bone remodelling, but taking in account a safety exposure of WBV must be avoided given the transmission to HE. Adopting LU, the best option to stimulate the HI was selecting 25 Hz, at which was found the highest $a_{\text{out}}^{\text{RMS}}$ with satisfactory P_{out} . However, selecting 20 Hz and 30 Hz the P_{out} showed slightly <80%, so these f_{set} were not good choices. Otherwise, at L3 the LU showed >80% of P_{out} at all f_{set} , so we can use any of them. Regarding TS, present data support that HI bones also can be stimulated using 20 Hz and 25 Hz. On the contrary, at L3 the TS might not be a good option due to the P_{out} values being clearly under 80%.

Perspective

On the one hand, the present study has important clinical implications because the LVP users, as physical therapists and/or trainers can safely use a LVP while adopting isometric exercise postures as HS, DS, and LU given the very low transmission to HE. In addition, acceleration inputs and outputs were similar to other studies which reported positive effects in both bone turnover^{3,4} and muscle activation^{5,6}. Therefore, the feasibility of LVP exercise is fairly satisfactory in terms of muscle activation, bone turnover and safety.

On the other hand, it is important because the performance of the LVP showed few differences compared with other commercial platforms, having remarkable changes in application aspects. Thus, for muscle activation on the LVP it is best to use the 25 Hz and 30 Hz settings. However, for bone turnover the best option was 25 Hz because the purity outputs were better maintained in all postures. In both, bone turnover and muscle activation the best choices were HS, DS, and LU because the acceleration and purity outputs were optimal.

CONCLUSIONS

The specific behaviour of the LVP compared to other platforms reinforces previous concerns reported by the authors^{12,13}. Furthermore, the results revealed changes in LVP performance and transmission as a function of participant, posture and frequency. Therefore, in order to ensure a safety application and studies replicability, ideally, the vibration platform, the participant, the posture, the displacement and the frequency should be measured and analysed as a couple throughout the human body.

As the response to WBV it is dependent on the vibration intensity^{22,24,35}, adding a_{out}^{RMS} to transmission reports across the human body might provide useful information regarding safety and application aspects. Although at platform level one can measure a_{in}^{RMS} , f_{in} and D_{in} , as a measure of external load, at human body it is easier to measure a_{out}^{RMS} . Because the T only shows if the a_{out}^{RMS} was higher or lower from the a_{in}^{RMS} . However, the acceleration dose still unknown on the reports at least that readers calculated it, how it was done in the present study to get data about platforms performance.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the volunteers who participated in the study. Jose F. Gisbert-Orozco is the recipient of a predoctoral fellowship from Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) (PINEFC2017).

CONFLICT OF INTEREST DECLARATION

Dr. Gerard Moras is cofounder of Viequipment SCP and inventor of the Vislide platform. The rest of the authors have no conflicts of interest.

REFERENCES

1. Kiseleva I, Kamkin A. *Mechanosensitivity and Mechanotransduction*. Springer Science & Business Media; 2010.
2. Thompson WR, Rubin CT, Rubin J. Mechanical regulation of signaling pathways in bone. *Gene*. 2012;503(2):179-193. doi:10.1016/j.gene.2012.04.076
3. Gilsanz V, Wren TAL, Sanchez M, Dorey F, Judex S, Rubin C. Low-level, high-frequency mechanical signals enhance musculoskeletal development of young women with low BMD. *J Bone Miner Res*. 2006;21(9):1464-1474. doi:10.1359/jbmr.060612
4. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, Al RET. Prevention of Postmenopausal Bone Loss by a Low-Magnitude, High-Frequency Mechanical Stimuli: A Clinical Trial Assessing Compliance, Efficacy, and Safety. *J Bone Miner Res*. 2004;19(3):343-351. doi:10.1359/JBMR.0301251
5. Liao L-R, Ng GYF, Jones AYM, Huang M-Z, Pang MYC. Whole-Body Vibration Intensities in Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48(7):1227-1238. doi:10.1249/MSS.0000000000000909
6. Liao L-R, Ng GYF, Jones AYM, Chung RCK, Pang MY. Effects of Vibration Intensity, Exercise, and Motor Impairment on Leg Muscle Activity Induced by Whole-body Vibration in People With Stroke. *Phys Ther*. 2015;95(12):1617-1627. doi:10.2522/ptj.20060295
7. 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. doi:10.1007/s00421-009-1303-3
8. Pujari AN, Neilson RD, Cardinale M. Effects of different vibration frequencies, amplitudes and contraction levels on lower limb muscles during graded isometric contractions superimposed on whole body vibration stimulation. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2019;6:1-23. doi:10.1177/2055668319827466
9. Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Tous-Fajardo J, Ranz D, Mujika I. A vibratory bar for upper body: feasibility and acute effects on EMG activity. *J Strength Cond Res*. 2010;24(8):2132-2142.
10. Hortobágyi T, Lesinski M, Fernandez-del-Olmo M, Granacher U. Small and inconsistent effects of whole body vibration on athletic performance: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Appl Physiol*. 2015;115(8):1605-1625. doi:10.1007/s00421-015-3194-9
11. Muir J, Kiel DP, Rubin CT. Safety and severity of accelerations delivered from whole body vibration exercise devices to standing adults. *J Sci Med Sport*. 2013;16(6):526-531. doi:10.1016/j.jsams.2013.01.004
12. 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):676-678. doi:10.1016/j.jsams.2008.06.008

13. Rauch F, Sievanen H, Boonen S, 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):193-198.
14. Orsini F, Rossi A, Botta F, et al. A case study on the characterization of Whole Body Vibration platforms for medical applications. *Int Symp Med Meas Appl Proc.* 2018:1-6. doi:10.1109/MeMeA.2018.8438715
15. Van Heuvelen MJG, Rittweger J, Judex S, et al. Reporting guidelines for whole-body vibration studies in humans, animals and cell cultures: A consensus statement from an international group of experts. *Biology (Basel).* 2021;10(10). doi:10.3390/biology10100965
16. Bressel E, Smith G, Branscomb J. Transmission of whole body vibration in children while standing. *Clin Biomech.* 2010;25(2):181-186. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.10.016
17. Caryn RC, Hazell TJ, Dickey JP. Transmission of acceleration from a synchronous vibration exercise platform to the head. *Int J Sports Med.* 2014;35(4):330-338. doi:10.1055/s-0033-1349105
18. Nawayseh N. Transmission of vibration from a vibrating plate to the head of standing people. *Sport Biomech.* 2018;3141:1-19. doi:10.1080/14763141.2018.1434233
19. Abercromby A, 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):1794-1800. doi:10.1249/mss.0b013e3181238a0f
20. Tankisheva E, Jonkers I, Boonen S, et al. Transmission of whole-body vibration and its effect on muscle activation. *J Strength Cond Res.* 2013;27(9):2533-2541. doi:10.1519/JSC.0b013e31827f1225
21. Lam FMH, Tang C yin, Kwok TCY, Pang MYC. Transmissibility and waveform purity of whole-body vibrations in older adults. *Clin Biomech.* 2018;51(December 2017):82-90. doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.12.007
22. Kiiski J, Heinonen A, Järvinen TL, Kannus P, Sievänen H. Transmission of vertical whole body vibration to the human body. *J Bone Miner Res.* 2008;23(8):1318-1325. doi:10.1359/jbmr.080315
23. Alizadeh-Meghbrazi M, Zariffa J, Masani K, Popovic MR, Craven BC. Variability of vibrations produced by commercial wholebody vibration platforms. *J Rehabil Med.* 2014;46(9):937-940. doi:10.2340/16501977-1868
24. Cook DP, Mileva KN, James DC, Zaidell LN, Goss VG, Bowtell JL. Triaxial modulation of the acceleration induced in the lower extremity during whole-body vibration training: A pilot study. *J Strength Cond Res.* 2011;25(2):298-308. doi:10.1519/JSC.0b013e3181be3003
25. Huang M, Tang C, Pang MYC. Use of wholebody vibration in individuals with chronic stroke: Transmissibility and signal purity. *J Biomech.* 2018;73:80-91. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.03.022
26. Pel JJ, Bagheri J, van Dam LM, 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):937-944. doi:10.1016/j.medengphy.2009.05.005
27. International Standard Organisation. ISO 2631-1. Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole body vibration - Part 1: General requirements. 1997.

28. Mansfield NJ, Griffin MJ. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *J Biomech.* 2000;33(8):933-941. doi:10.1016/S0021-9290(00)00052-X
29. Zaidell LN, Pollock RD, James DC, et al. Lower Body Acceleration and Muscular Responses to Rotational and Vertical Whole-Body Vibration at Different Frequencies and Amplitudes. Dose-Response. 2019;1-10. doi:10.1177/1559325818819946
30. Huang M, Pang MYC. Muscle activity and vibration transmissibility during whole-body vibration in chronic stroke. *Scand J Med Sci Sport.* 2019;29(6):816-825. doi:10.1111/sms.13408
31. Avelar NCP, Ribeiro VGC, Mezêncio B, et al. Influence of the knee flexion on muscle activation and transmissibility during whole body vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(4):844-850. doi:10.1016/j.jelekin.2013.03.014
32. Lau RWK, Liao LR, Yu F, Teo T, Chung RCK, Pang MYC. The effects of whole body vibration therapy on bone mineral density and leg muscle strength in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* 2011;25(11):975-988. doi:10.1177/0269215511405078
33. Schmid H. How to Use the FFT and Matlab's Pwelch Function for Signal and Noise Simulations and Measurements.; 2012:1-13.
34. Pang MYC, Lau RWK, Yip SP. The effects of whole-body vibration therapy on bone turnover, muscle strength, motor function, and spasticity in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Int J Ther Rehabil.* 2013;49(4):439-450. doi:10.12968/ijtr.2013.20.5.260
35. 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.* 2010;25(8):840-846. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.05.004
36. Di Giminiani R, Masedu F, Tihanyi J, Scrimaglio R, Valenti M. The interaction between body position and vibration frequency on acute response to whole body vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):245-251. doi:10.1016/j.jelekin.2012.08.018
37. Rubin C, Pope M, Fritton JC, 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 (Phila Pa 1976).* 2003;28(23):2621-2627. doi:10.1097/01.BRS.0000102682.61791.C9
38. Ward K, Alsop C, Caulton J, Rubin C, Adams J, Mughal Z. Low magnitude mechanical loading is osteogenic in children with disabling conditions. *J Bone Miner Res.* 2004;19(3):360-369. doi:10.1359/JBMR.040129
39. Ker RF, Bennett MB, Bibby SR, Kester RC, Alexander RM. The spring in the arch of the human foot. *Nature.* 1987;325(6100):147-149. doi:10.1038/325147a0
40. 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):1093-1103. doi:10.1152/japplphysiol.00142.2002

4.2.Pruebas experimentales previas a los estudios 2 y 3:

Previamente a la realización de los estudios 2 y 3 se realizaron dos pruebas experimentales. Como hemos descrito en la parte introductoria de esta tesis, la f_{set} de vibración aplicada por la plataforma que se utiliza habitualmente es ≥ 30 Hz. Sin embargo, a día de hoy no existen estudios en la literatura sobre el efecto de la f_{set} sobre la variabilidad de movimiento. De esta forma, 12 patinadores de nivel internacional de patinaje de *roller derby* fueron voluntarios en esta primera prueba experimental (media $\pm$ SD, edad: $30,1 \pm 4,1$; altura: $170,8 \pm 9,1$; peso: $80,3 \pm 18,3$). Se registró la señal de acelerometría mediante la colocación de una IMU en la zona lumbar durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante. Se analizaron series de 30 segundos en 4 condiciones, sin vibración (0 Hz), 20 Hz, 25 Hz y 30 Hz de f_{set} de forma aleatorizada y descansando 1 minuto entre series. En los resultados (Figura 48) se vio un aumento significativo de la variabilidad de movimiento entre 0 Hz y 20 Hz ($p = 0,006$), 25 Hz ($p < 0,001$) y 30 Hz ($p < 0,001$)

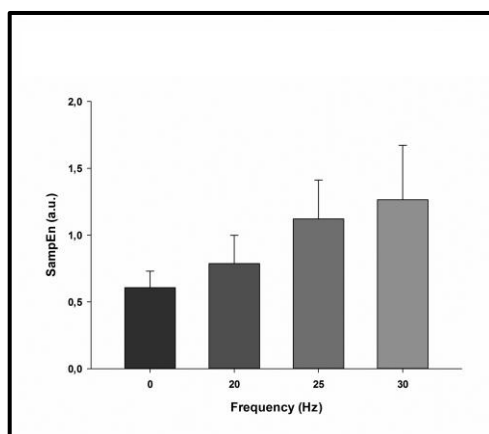


Figura 48. Resultados de la primera prueba experimental. Entropía de la muestra (*SampEn*) en diferentes condiciones: sin vibración (0 Hz), 20 Hz, 25 Hz y 30 Hz de frecuencia .

de f_{set} mediante un análisis t-test. La f_{set} que más efecto tuvo sobre la variabilidad de movimiento fue 30 Hz.

En una segunda prueba experimental participaron de forma voluntaria 7 patinadores de velocidad experimentados, 6 hombres y 1 mujer (media $\pm$ SD, edad: $42,0 \pm 15,2$; altura: $171,4 \pm 8,4$; peso: $71,6 \pm 7,4$). Se realizó el test submáximo utilizado en el estudio 2, en dos condiciones: sin vibración y con vibración (30 Hz de f_{set}), con 4 series a diferentes ritmos (30, 35, 40 y 45 pulsaciones por minuto) de 4 minutos con 1 minuto de descanso. Se utilizó 30 Hz de f_{set} por ser la utilizada en los estudios sobre el sistema cardiometa bólico ([ver apartado 1.1.7.1](#)). Durante el test se analizaron varios parámetros fisiológicos que podemos encontrar en la literatura, como son la espirometría (Figura 49a), el lactato en sangre (Figura 49b) y la saturación de oxígeno en sangre ([ver apartado 1.1.7.1](#)). Con respecto a la saturación de oxígeno en sangre, se utilizó una espectroscopia de infrarrojo cercana (WIMU, Realtrack Systems, Almería, España), pero debido a su poca fiabilidad se desestimó para su análisis en el estudio 2. Los análisis de lactato en sangre se desestimaron por ser invasivos y por sus resultados inconcluyentes. Pese a que los resultados de la espirometría tampoco mostraron diferencias entre condiciones, finalmente se decidió incluirla en el estudio 2 para la valoración del sistema cardiometa bólico. Dado que 30 Hz de f_{set} es un parámetro de vibración aplicada por la plataforma que se utiliza de forma habitual en



Figura 49. Prueba experimental II: a) medición de gases durante el test submáximo de ejercicio sobre plataforma deslizante con vibración y b) medición de lactato en sangre durante los descansos del test.

la literatura para estudiar los parámetros cardiometabólicos, por los resultados obtenidos en la primera prueba experimental se utilizó esta configuración para realizar los estudios 2 y 3.

4.3.Estudio 2:

Effects of Mechanical Vibration during an Incremental Slide Board Skating Test on Physiological and Movement Variability Parameters.

Gisbert-Orozco JF, Moras G, Toro-Román V, Illera-Domínguez V, Pérez-Chirinos Buxadé C, Fernández-Valdés B. Effects of Mechanical Vibration during an Incremental Slide Board Skating Test on Physiological and Movement Variability Parameters. *Applied Sciences*. 2024; 14(4):1342. <https://doi.org/10.3390/app14041342>

Article

Effects of Mechanical Vibration during an Incremental Slide Board Skating Test on Physiological and Movement Variability Parameters

Jose F. Gisbert-Orozco ^{1,2}, Gerard Moras ^{1,2,*}, Víctor Toro-Román ², Víctor Illera-Domínguez ²,
Carla Pérez-Chirinos Buxadé ² and Bruno Fernández-Valdés ²

¹ Department of Sports Performance, Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC), Universitat de Barcelona (UB), 08038 Barcelona, Spain; gisbertorozcojf@gmail.com

² Research Group in Technology Applied to High Performance and Health, Department of Health Sciences, Universitat Pompeu Fabra, Tecnocampus, 08302 Mataró, Spain; vtoro@tecnocampus.cat (V.T.-R.); villera@tecnocampus.cat (V.I.-D.); cperezchirinosb@tecnocampus.cat (C.P.-C.B.); bfernandez-valdes@tecnocampus.cat (B.F.-V.)

* Correspondence: gmoras@gencat.cat



Citation: Gisbert-Orozco, J.F.; Moras, G.; Toro-Román, V.; Illera-Domínguez, V.; Pérez-Chirinos Buxadé, C.; Fernández-Valdés, B. Effects of Mechanical Vibration during an Incremental Slide Board Skating Test on Physiological and Movement Variability Parameters. *Appl. Sci.* **2024**, *14*, 1342. <https://doi.org/10.3390/app14041342>

Academic Editors: Sime Versic and Toni Modric

Received: 17 January 2024

Revised: 31 January 2024

Accepted: 4 February 2024

Published: 6 February 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The physiological, kinematic, and performance benefits of slide board (SB) training are well established. However, there is limited research investigating the potential effects offered by combining SB training with whole-body vibration (WBV). This study aimed to evaluate the impact of WBV on movement variability (MV) and physiological parameters during an incremental SB skating test. Ten elite ice hockey players (20.4 ± 2.07 years; 1.79 ± 0.05 m; 75.97 ± 5.44 kg; 23.64 ± 1.64 body mass index) participated in this study. An incremental test was conducted on the SB under two conditions, randomized in order: WBV (30 Hz) and non-WBV (0 Hz). The incremental test rhythms were established at 30, 35, 40, and 45 Hz. Participants performed the exercise on the SB at each rhythm for four minutes, for a total of 16 mins. MV, subjective perception of effort (RPE), heart rate (HR), and ergospirometric parameters were assessed. Differences were observed between rhythms in ergospirometric parameters and HR, increasing directly with rhythm ($p < 0.05$). Regarding differences between conditions, MV was higher when the incremental test was performed with WBV ($p < 0.01$). The addition of WBV during SB training resulted in a rise in MV without affecting physiological parameters.

Keywords: entropy; whole-body vibration; cardiorespiratory; metabolic; slide training; skating; ice hockey; off-ice training

1. Introduction

In the 1950s, wooden slide boards (SBs) served as a valuable off-ice sport-specific training tool for Olympic skating athletes [1]. Since then, SB exercise has increased in popularity among skating athletes (i.e., speed skating, figure skating). Unlike traditional aerobic exercises that primarily engage sagittal plane movements, skating on an SB places skaters in a frontal plane, thereby emphasizing lateral movements and replicating the sport-specific physiological demands of figure skating. This exercise can serve as an effective sport-specific alternative to conventional off-ice training strategies for competitive figure skaters [2]. Studies have shown that SB off-ice tests are powerful predictors of both on-ice speed and acceleration in figure skating [3]. Additionally, SBs have been validated as a valuable tool to assess maximal and submaximal aerobic indices, providing a valid, specific, and practical off-ice exercise for evaluating performance, prescribing exercise training, and monitoring training adaptations in speed skaters [4].

Off-ice testing and training are prevalent in professional ice hockey leagues like the National Hockey League [5]. While some studies advocate for movement-specific off-ice performance evaluations to optimize training adaptations, due to the unique physiological and neuromuscular demands of ice hockey [4,6,7] nonspecific practices remain the

norm [8,9]. Track skating tests are more challenging to conduct due to the difficulties in controlling test conditions. Similarly, the use of skate-specific treadmills often poses accessibility and cost-related limitations for monitoring training and performance during the competitive season [10].

Previous research on SB exercise has primarily focussed on analysing physiological, kinematic, and performance parameters [4,11]. However, the investigation of constraints during SB skating has been overlooked. In recent years, the application of instability in training has gained popularity as a means of destabilizing the body and increasing muscle demands, leading to enhanced neuromuscular adaptations. Different devices, including mechanical vibration platforms, have been used for this purpose. These platforms generate mechanical vibration, which is then incorporated into exercises. The most popular vibration modality applied to lower extremity exercise is whole-body vibration (WBV) [12]. WBV is known to improve various aspects of neuromuscular performance, including strength [13], stability [14], and muscle activity [15]. While studies have analysed physiological and performance parameters associated with WBV and its adaptive and training effects [12], nonlinear analyses of movement variability (MV) are relatively scarce [16]. From a constraint-led approach, skating across a WBV environment on an SB can be considered an environmental constraint since the performer must adapt to successfully performing the exercise while navigating the unstable surface. This approach could potentially enhance specificity and develop challenging training environments that increase MV and adaptability [17].

The importance of evaluating the effect of constraints in nonlinear terms is widely recognized, as these components can unveil insights into the underlying dynamics of the system [18]. Various methodologies exist for analysing human motion and evaluating variability in order to detect changes in spatiotemporal characteristics and patterns [19–21]. It is recognized that linear methods possess certain limitations, especially in ascertaining the complexity of motion and the temporal structure inherent in a time series [22]. To overcome these constraints, a nonlinear approach, such as entropy measures, can be utilized [19,23].

In MV analysis, entropy stands out as one of the most promising metrics for evaluating the complexity of biological signals [24]. Within this context, sample entropy (SampEn) analysis has emerged as a widely accepted method for quantifying system complexity. This approach has been effectively employed to characterize alterations resulting from various interventions in resistance training [19,25] and to assess running performance [26]. However, entropy analysis has been limited in its application to evaluate the amount of complexity induced by vibration environments [16]. Therefore, using tools like entropy, the functional variability of athletes during movement performance must be considered a key element in identifying the extent to which constraints cause perturbation [27].

The increase in MV during WBV exercise could be considered as a promoter of environmental adaptability, which is a crucial aspect of enhancing athletic performance [28]. The integration of WBV into training exercises provides a promising avenue for eliciting adaptations at various levels of the neuromuscular system, thereby approaching the reality faced by athletes [29]. Additionally, the increased stretch–shortening cycle of skeletal muscles, a characteristic of WBV training, can elicit sufficient muscular activity to elevate whole-body oxygen consumption (VO_2) [30,31]. By building upon these premises, we hypothesize that combining SB training with WBV could induce profound alterations in physiological parameters and MV. Therefore, this study aimed to evaluate the impact of WBV on MV and physiological parameters during an incremental SB skating test.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

For this study, ten elite male ice hockey players from a professional team in the Spanish National League volunteered to participate in this study. The assessment was scheduled at the conclusion of the ice hockey season, coinciding with the transition period marked by ongoing training activities. The procedures of this study were in strict accordance with

the Declaration of Helsinki (2013) and approval was obtained from the Ethics Committee for Clinical Sport Research of Catalonia (Study Approval Number: 06/2018/CEICGC). To maintain anonymity, a code was assigned to each participant. Table 1 shows the characteristics of the participants (age and anthropometric parameters).

Table 1. Participants' characteristics.

Parameters	n = 10
Age (years)	20.4 ± 2.07
Height (m)	1.79 ± 0.04
Leg height (m)	0.92 ± 0.03
Weight (kg)	75.97 ± 5.43
BMI	23.64 ± 1.64

BMI: body mass index.

Participants were included in this study if they met the following criteria: (i) not suffering from any type of illness, stroke, injury, pain, or a condition that would preclude WBV training (i.e., musculoskeletal and/or chronic disorders); (ii) not taking medication or supplementation during the study period; (iii) not smoking or consuming drugs or stimulant drinks (i.e., caffeine; alcohol) in the 24 h prior to each test; (iv) have trained regularly during the previous 30 days; and (v) have not performed intense exercise (any physical activity beyond their activities of daily living) in the 24 h prior to each test. In addition, the researchers informed the participants about nutritional and rest guidelines prior to the assessments. To homogenize conditions, study participants had no previous experience in SB training with or without WBV.

2.2. Study Design

A crossover design was conducted where each participant performed an incremental SB skating test under WBV and non-WBV conditions in two different sessions separated by 6 to 8 days. The order of testing was randomized and counterbalanced. Ice-hockey players performed a familiarization session one week before the start of the incremental tests. The familiarisation period was carried out, as the participants had no experience of conducting SB training and it provided a learning-by-doing period prior to the assessments.

2.3. Equipment

The study was conducted on a slide vibration board (SVB) (Patent, P201630075, Vislide; Viequipment, Movilani System SCP, Sant Joan Despí, Barcelona, Spain (Frequencies: 20, 25 and 30 Hz; Amplitude: 2 mm; Total size: 2.27 × 0.74 × 0.24 m; sliding surface size: 2.00 × 0.59 m). Players wore a pair of nylon socks over their shoes to be able to slide on the polyethylene surface of the SVB. The different intensities of the incremental test were controlled through different rhythms using a metronome (Korg KDM-3 Digital Metronome; Tokyo, Japan) to help the player keep the rhythm by providing auditory feedback and synchronizing the beep with the end of the slide action [16]. For the WBV condition, the frequency selected was 30 Hz [32,33].

Throughout each test, the trunk acceleration of the ice hockey players was measured using a wireless inertial measurement unit (IMU) (WIMU; Realtrack Systems, Almeria, Spain). Signals from the 3-axial accelerometer (range: ±100 G; sampling frequency: 1000 Hz) were used.

The IMU was securely attached near the players' sacrum using an elastic waist belt. This specific placement was chosen as it provides the most accurate representation of whole-body movement, given its proximity to the players' centre of mass [34]. SampEn was quantified in arbitrary units (a.u.) from the module of the acceleration signal [19] using specific routines written in MATLAB® (version R2020a, The MathWorks, Natick, MA, USA). The physiological parameters monitored included expired volume (VE), respiratory exchange ratio (RER), carbon dioxide production (VCO₂), and oxygen uptake (VO₂). These

were measured on a breath-by-breath basis using a K4b2 (Cosmed®; Rome, Italy) portable gas exchange analyser, which was calibrated as per the manufacturer's guidelines before each testing session. Heart rate (HR) data were gathered via radiotelemetry using a SP0180 Polar Transmitter (Polar Electro INC., Kempele, Finland). The subjective perception of exertion was assessed by means of the rating of perceived exertion (RPE) questionnaire with the Borg scale [35]. When participants finished each series the evaluators asked, "How hard did you find the set you performed?". The scale consisted of 15 items in a range of scores from 6 to 20 (6 = very, very light; 20 = very, very difficult).

2.4. Incremental Test

The experimental protocol consisted of a 16 min incremental skating test performed on an SVB (Figure 1) [4,10]. Before the test, a standardized warm-up was performed consisting of 5 min of general joint mobility, 5 min of cycling, and 2 min of gliding on the SVB without WBV at a low-intensity rhythm (<30 bpm). After the warm-up, the participants rested for 5 min. During the rest, the IMU, the pulsometer, and the gas analyser were put in place. After knowing the condition chosen for that day (WBV or non-WBV), participants performed 4 min of continuous sliding at each rhythm of 30, 35, 40, and 45 bpm. The rhythms were progressively increased, with a 1 min pause between them. RPE was assessed between rhythms and at the end of the test. Approximately 6–8 days later, participants repeated the test with the other condition (WBV or non-WBV).

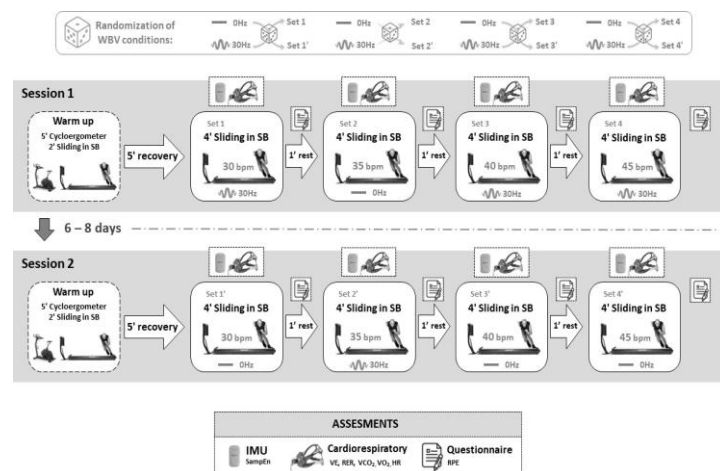


Figure 1. Study design. SB: slide board; WBV: whole-body vibration; RPE: rating of perceived exertion; VE: expired volume; RER: respiratory exchange ratio; VCO₂: carbon dioxide; VO₂: oxygen uptake; HR: heart rate.

2.5. Statistical Analysis

Statistical analyses were performed using IBM SPSS Statistics 22.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The Shapiro–Wilk normality test and Levene's test were employed to assess normality of data distribution and homogeneity of variances, respectively. The main analysis was conducted by applying a two-way (rhythms and WBV conditions) analysis of variance (ANOVA). The Bonferroni post hoc test was used to determine specific differences between conditions. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$ and the results were expressed as mean $\pm$ standard deviation. F values, p values, effect size

values (η_p^2 ; partial eta squared), and the confidence interval (CI) at 95% were determined. The magnitude of effect size (ES) was established as small ($\eta_p^2 = 0.01$), medium ($\eta_p^2 = 0.06$), and large ($\eta_p^2 = 0.14$) [36,37]. A simple linear regression model was used to determine associations between SampEn and the physiological parameters analysed. The R^2 values were obtained.

3. Results

The results obtained in this study are shown below. Figures 2 and 3 show the data obtained in SampEn and the physiological parameters throughout the incremental test in both conditions (WBV and non-WBV). Significant differences were reported between rhythms in the physiological parameters and RPE, which increased directly in relation to the rhythm ($p < 0.001$). On the other hand, differences between groups were observed in SampEn; they were higher when WBV was applied ($p < 0.001$).

Table 2 shows the results obtained in the differences between rhythms (30, 35, 40, 45 bpm) and conditions (WBV and non-WBV). The ES on the rhythm effect was large ($\eta_p^2 > 0.14$) for all parameters except SampEn. On the other hand, the ES of SampEn on the condition effect was large. However, for the rest of the parameters analysed, the ES was small or insignificant. Finally, the ES of the parameters in the interaction between rhythm and conditions was small or insignificant.

Table 3 represents the intra-group differences in the analysed rhythm effect. Significant differences were reported in all the parameters analysed except SampEn. The most predominant differences were between 30 Hz vs. 40 Hz and 45 Hz ($p < 0.01$).

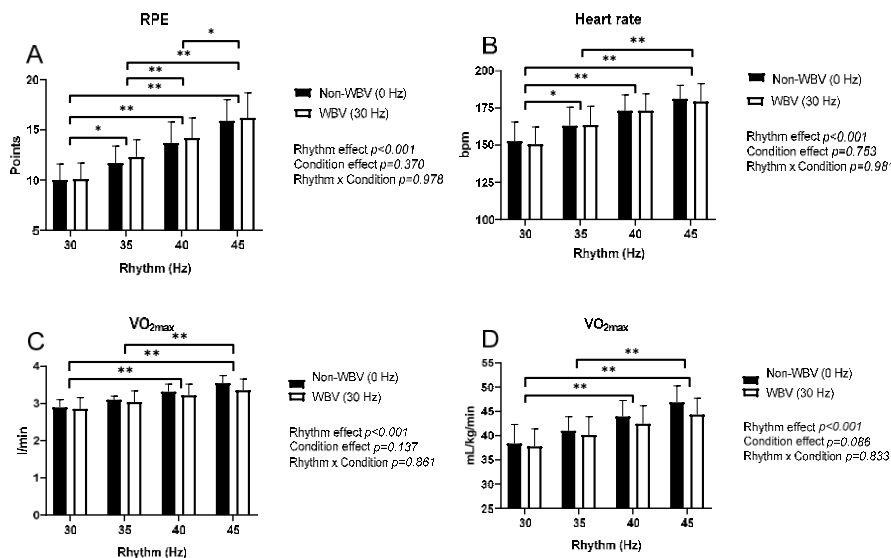


Figure 2. Evolution of RPE, HR, and VO_{2max} during the incremental test with and without vibration. (A) RPE: rating of perceived exertion; (B) HR: heart rate; (C) VO_{2max} : maximal oxygen uptake (absolute); (D) VO_{2max} (relative to body weight); WBV: whole-body vibration; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$ differences between rhythms.

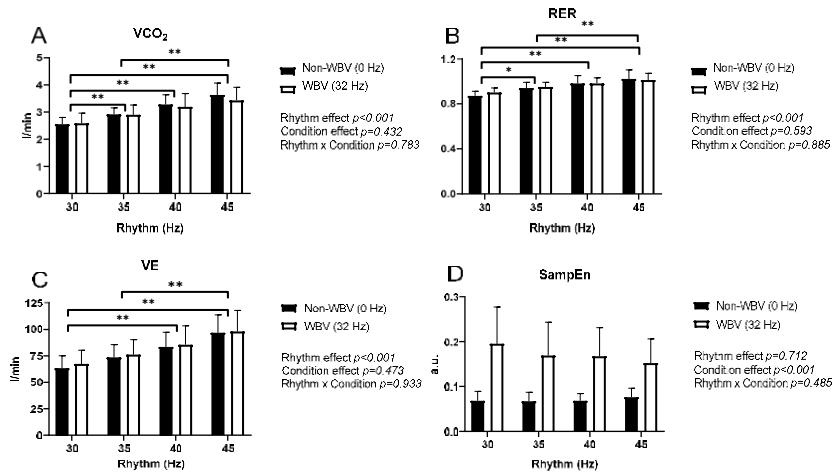


Figure 3. VCO_{2max} , RER, VE, and SampEn evolution during incremental testing with and without vibration. (A) VCO_{2max} : maximal carbon dioxide; (B) RER: respiratory exchange ratio; (C) VE: expired volume; (D) SampEn: sample entropy; WBV: whole-body vibration; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$ differences between rhythms.

Table 2. Sum of squares, F, and η_p^2 values for the different effects analysed.

Parameters	Rhythm Effect			Condition Effect			Rhythm $\times$ Condition		
	Sum of Squares	F	η_p^2	Sum of Square	F	η_p^2	Sum of Square	F	η_p^2
RPE (point)	400.11	33.89	0.585	3.20	0.81	0.011	0.77	0.25	0.003
HR (bpm)	3082.94	22.66	0.486	13.61	0.10	0.001	24.13	8.04	0.002
VO_{2max} (L/min)	3.67	14.57	0.378	0.19	2.25	0.030	0.06	0.02	0.010
VO_{2max} (mL/kg/min)	637.42	17.12	0.416	37.65	3.03	0.040	10.78	3.59	0.012
VCO_{2max} (L/min)	10.32	22.78	0.487	0.09	0.62	0.009	0.16	0.05	0.015
RER	0.18	16.94	0.414	0.00	0.28	0.004	0.00	0.00	0.009
VE (L/min)	11,246.67	16.20	0.403	120.54	0.52	0.007	20.74	6.91	0.001
SampEn (a.u.)	0.00	0.459	0.019	0.20	77.71	0.519	0.00	0.00	0.033

η_p^2 : partial eta squared; RPE: rating of perceived exertion; HR: heart rate; VO_{2max} : maximal oxygen uptake; VCO_{2max} : peak carbon dioxide; RER: respiratory exchange ratio; VE: expired volume; SampEn: sample entropy.

Table 3. Differences between rhythms in the analysed physiological and MV parameters.

Parameters	Condition I (Hz)	Condition II (Hz)	Mean Differences	p	CI (95%)	
					Lower	Upper
RPE (point)	30	35	−2.00	0.013	−3.70	−0.29
		40	−3.92	<0.001	−5.62	−2.22
		45	−6.02	<0.001	−7.72	−4.32
	35	40	−1.92	0.018	−3.62	−0.22
	40	45	−4.02	<0.001	−5.72	−2.32
		45	−2.10	0.008	−3.80	−0.39

Table 3. Cont.

Parameters	Condition I (Hz)	Condition II (Hz)	Mean Differences	<i>p</i>	CI (95%)	
					Lower	Upper
HR (bpm)	30	35	−11.60	0.014	−21.60	−1.59
		40	−21.45	<0.001	31.45	−11.44
		45	−28.60	<0.001	−38.60	−18.59
	35	40	−9.85	0.056	−19.85	0.15
		45	−17.00	<0.001	27.00	−6.99
	40	45	−7.15	0.339	−17.15	2.85
VO _{2max} (L/min)	30	35	−0.18	0.275	−0.43	0.06
		40	−0.38	<0.001	−0.63	−0.13
		45	−0.57	<0.001	−0.82	−0.32
	35	40	−0.20	0.187	−0.45	0.04
		45	−0.38	<0.001	−0.63	−0.13
	40	45	−0.18	0.291	−0.43	0.06
VO _{2max} (mL/kg/min)	30	35	−2.47	0.177	−5.49	0.54
		40	−5.10	<0.001	−8.12	−2.07
		45	−7.54	<0.001	−10.56	−4.51
	35	40	−2.62	0.127	−5.64	0.39
		45	−5.06	<0.001	−8.08	−2.04
	40	45	−2.44	0.190	−5.46	0.58
VCO _{2max} (L/min)	30	35	−0.34	0.039 *	−0.67	−0.01
		40	−0.66	<0.001	−0.99	−0.33
		45	−0.96	<0.001	−1.29	−0.63
	35	40	−0.32	0.066	−0.65	0.01
		45	−0.61	<0.001	−0.95	−0.28
	40	45	−0.29	0.106	−0.63	0.03
RER	30	35	−0.05	0.018	−0.11	−0.006
		40	−0.03	<0.001	−0.14	−0.04
		45	−0.12	<0.001	−0.18	−0.07
	35	40	−0.03	0.302	−0.08	0.01
		45	−0.07	0.002	−0.12	−0.01
	40	45	−0.03	0.530	−0.08	0.01
VE (L/min)	30	35	−9.47	0.316	−22.52	3.57
		40	−19.13	0.001 *	−32.17	−0.60
		45	−32.02	<0.001 *	−45.07	−18.97
	35	40	−9.65	0.291	−22.70	3.39
		45	−22.55	<0.001 *	−35.59	−9.50
	40	45	−12.89	0.055	−25.94	0.15
SampEn (a.u.)	30	35	0.013	1.000	−0.03	0.05
		40	0.014	1.000	−0.02	0.05
		45	0.017	1.000	−0.02	0.06
	35	40	0.000	1.000	−0.04	0.04
		45	0.004	1.000	−0.03	0.04
	40	45	0.003	1.000	−0.04	0.04

η_p^2 : partial eta squared; RPE: rating of perceived exertion; HR: heart rate; VO_{2max}: maximal oxygen uptake; VCO_{2max}: peak carbon dioxide; RER: respiratory exchange ratio; VE: expired volume; SampEn: sample entropy; * *p* < 0.05 differences between rhythms (conditions).

Finally, Figure 4 shows the linear regressions between the physiological parameters analysed and MV. Significance was observed in the relationships between SampEn and HR ($p = 0.02$) and between SampEn and $VO_{2\max}$ absolute and relative to body weight ($p = 0.02$; $p = 0.04$). In the rest of the figures, the p value was greater than 0.05.

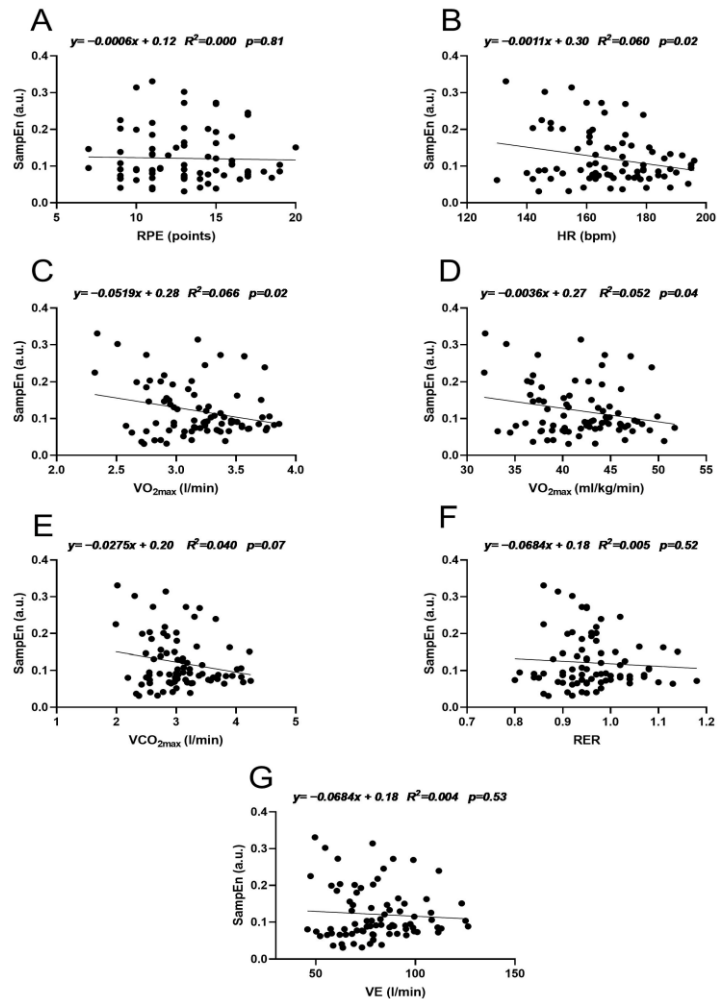


Figure 4. Linear regressions between physiological parameters analysed and SampEn. (A) RPE: rating of perceived exertion; (B) HR: heart rate; (C,D) $VO_{2\max}$: maximal oxygen uptake; (E) $VCO_{2\max}$: peak carbon dioxide; (F) RER: respiratory exchange ratio; (G) VE: expired volume; SampEn: sample entropy.

4. Discussion

The aim of the present investigation was to evaluate the effects of WBV on MV and physiological parameters during an incremental SB skating test. The results reported changes in ergospirometric parameters and RPE in relation to the rhythm (intensity) of the incremental test in SVB. However, the novelty of this study is its focus on the difference in MV between the conditions in which the incremental test was performed. SampEn was higher when the incremental test was performed with WBV in all the rhythms analysed. In addition, it should be noted that there were no differences between conditions (WBV and non-WBV) in physiological parameters. An increase in training support by exploiting different configurations of information movement within different levels of variability has gained significant traction in recent years. While this study represents the first exploration of MV in a constrained skating environment, several investigations have explored the impact of constraints on MV in human sports performance using entropy analysis [38] (i.e., by analysing video recordings of various sports, including golf and tennis, these studies have revealed changes in variability patterns associated with different constraint conditions). Similarly, more recently, SampEn was validated for MV analysis of running complexity [26]. Moreover, previous studies have indicated an increase in SampEn in the structure of body acceleration patterns when specific ball constraints were introduced for elite rugby players [19,25,39]. Our findings align with these previous investigations, which supports the notion that human performance variability is susceptible to environment constraints. Thus, SampEn measures could be a valuable tool for analysing perturbations caused by added constraints.

The SampEn values increased in the WBV condition for all players. The results obtained in the present study agree with those reported by Tuyá-Viñas et al. [16] who reported that adding mechanical vibration to a half-squat exercise resulted in increased MV. These results suggest that the constraint applied to the SVB exercise induced a change in the coordination patterns of the system or establishes some combination of stability and adaptability of the movement [28,40]. These findings provide evidence that specific constraints can enhance the adaptive aspects of MV. The relationship between the degree of MV and skill and health is evolving [41]. Some degree of motor variability has been shown to be advantageous as it enables a system more adaptable to internal and external perturbations that constantly affect the body [16,29]. Therefore, the introduction of a vibration constraint during the SVB exercise impacts the athletes' sliding performance, potentially indicating compromised movement control or coordination in the presence of vibrational constraints. The perturbation observed under WBV could be attributed to the body's transient loss of contact with the SVB surface, leading to a state of being momentarily airborne due to the lack of a firm attachment [12]. Mechanical vibration interferes with postural control through complex integrations involving supraspinal structures, which leads to an increase in phasic muscle activation [42]. As a result, the escalation in MV associated with mechanical vibration could be attributed to the immediate neural modulation triggered by the vibratory stimulus within the central nervous system.

It is noteworthy that as the rhythm of the incremental test increased, SampEn decreased when exercise was performed with WBV. This observation was corroborated by linear regression analysis, which revealed an inverse relationship between SampEn vs. HR and $\text{VO}_{2\text{max}}$. Fatigue is known to decrease movement complexity [43]. Some studies have proposed that complexity loss is triggered, or at least influenced, by an increase in metabolic rate [44–46]. Prior researchers have suggested that peripheral fatigue may cause changes in motor unit discharge, which may be responsible for changes in complexity [46]. Similar to the current study, Tuyá-Viñas et al. [16] reported a similar trend in their investigation. According to them, this fact could be explained by the relationship between the athlete's movement rhythm and the vibration frequency of the SVB. At slower rhythms, the athlete experiences more vibration cycles than at faster rhythms. Each vibration cycle generates a vertical force that tends to separate the body from the SVB, resulting in a noncontact phase

that reduces grip and heightens the challenge of maintaining control [12]. Hence, it is not surprising that athletes face greater demands for rebalancing at the slower rhythm.

WBV exercise has been used as an adjunct to physical training for athletes and untrained individuals alike who seek to improve strength and power or facilitate recovery [32,47,48]. At the metabolic and cardiac level, previous studies that have combined WBV simultaneously with exercise have reported increases in HR, VE, and $\text{VO}_{2\text{max}}$ [31,49–51]. Previous research focuses on exercises such as dynamic squat, isometric squat, push-ups, or lunges. In addition, some of this research has employed WBV frequencies and amplitudes that exceed those used in the present study, reaching up to 50 Hz. At that frequency, the only significant differences were observed in $\text{VO}_{2\text{max}}$ [49]. On the other hand, because lateral gliding is considered a unilateral action, the muscle demand could be lower compared to a bilateral exercise, which could generate higher energy demands and thus an increase in $\text{VO}_{2\text{max}}$ [31].

In the present study, although it was not statistically significant, the performance of the test in non-WBV conditions showed a tendency towards a higher $\text{VO}_{2\text{max}}$ (see Figure 2D). This could be due to different reasons. On the one hand, it should be taken into consideration that the combination of the crouched position, the relatively long gliding phase, and high intramuscular forces can lead to reduced blood flow to the working muscles [52]. In addition, WBV combined with physical exercise could further decrease muscle oxygenation. A decrease in tissue oxygenation has been observed during squatting exercises that was further aggravated in the presence of WBV [53]. Consequently, exercise combined with WBV could induce muscle deoxygenation and, therefore, a decrease in $\text{VO}_{2\text{max}}$.

On the other hand, in WBV platforms, there is no firm grip and the only downward force acting on the body is gravity [12]. The application of vibration to individual muscles causes an illusion of movement in the opposite direction to reflex contraction [54]. Consequently, the rigid body will lose contact and become airborne. This effect together with the sliding action could decrease the resistance and, therefore, the metabolic muscle demand.

The present study is not without limitations, including (i) a small sample size ($n = 10$), (ii) an absence of female players, and (iii) an absence of sample-size analysis to determine whether the sample was representative.

5. Conclusions

In conclusion, adding WBV in an SB skating test for elite ice hockey players resulted in a distinct pattern of variability in body acceleration without inducing changes in physiological and perceived exertion parameters.

This suggests that WBV can be an effective tool for eliciting adaptations at different levels of the neuromuscular system without directly affecting the metabolic system.

Understanding the constraints imposed by WBV and the resulting motor adaptations can assist coaches and trainers in optimizing training efficiency.

By incorporating WBV into training programs, coaches can target specific neuromuscular adaptations, thereby enhancing the training potential of the exercises and improving the adaptive capacity of the athletes.

Given that responding to different perturbations initiated through various unstable conditions increases task-specific perceptual-motor responses and hence improves performance [55,56], we believe that understanding MV during the training process may be a key factor in improving athletic performance.

Author Contributions: Conceptualization, J.F.G.-O. and G.M.; methodology, J.F.G.-O. and G.M.; formal analysis, V.T.-R. and V.I.-D.; investigation, J.F.G.-O., G.M. and B.F.-V.; data curation, V.T.-R. and C.P.-C.B.; writing—original draft preparation, J.F.G.-O. and G.M.; writing—review and editing, V.T.-R., V.I.-D., C.P.-C.B. and B.F.-V.; visualization, G.M.; supervision, G.M. and B.F.-V. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee for Clinical Sport Research of Catalonia (Study Number: 06/2018/CEICGC, approval date: June 2018).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The original contributions presented in the study are included in the article. Further inquiries can be directed to the corresponding author.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

- Diener, M. The art, science, and business of the slide. *Fit. Manag.* **1994**, *10*, 26–30.
- Pies, N.A.; Provost-Craig, M.A.; Neeves, R.E.; Richards, J.G. Cardioplmonary Responses to Slideboard Exercise in Competitive Female Ice Skaters. *Natl. Strength Cond. Assoc.* **1998**, *12*, 7–11.
- Bower, M.E.; Kraemer, W.J.; Pottenger, J.A.; Volek, J.S.; Hatfield, D.A.; Vingren, J.L.; Spiering, B.A.; Fragala, M.S.; Ho, J.-Y.; Thomas, G.A.; et al. Relationship Between Off-Ice Testing Variables and on-Ice speed in women's collegiate synchronized figure skaters: Implications for training. *J. Strength Cond. Res.* **2010**, *24*, 831–839. [\[CrossRef\]](#)
- Piuccio, T.; Diefenthaler, F.; Soares, R.; Murias, J.; Millet, G. Validation of a Maximal Incremental Skating Test Performed on a Slide Board: Comparison with Treadmill Skating. *Int. J. Sport Nutr. Exerc. Metab.* **2017**, *32*, 1363–1369. [\[CrossRef\]](#)
- Vescovi, J.D.; Murray, T.M.; Fiala, K.A.; VanHeest, J.L. Off-ice performance and draft status of elite ice hockey players. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2006**, *1*, 207–221. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Peterson, B.J.; Fitzgerald, J.S.; Dietz, C.C.; Ziegler, K.S.; Baker, S.E.; Snyder, E.M. Off-ice anaerobic power does not predict on-ice repeated shift performance in hockey. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 2375–2381. [\[CrossRef\]](#)
- de Boer, R.W.; Vos, E.; Hutter, W.; de Groot, G.; van Ingen Schenau, G.J. Physiological and biomechanical comparison of roller skating and speed skating on ice. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **1987**, *56*, 562–569. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Boland, M.; Miele, E.M.; Delude, K. Relationship between Physiological Off-Ice Testing, On-Ice Skating, and Game Performance in Division I Women's Ice Hockey Players. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *33*, 1619–1628. [\[CrossRef\]](#)
- Boucher, V.G.; Parent, A.-A.; St-Jean Miron, F.; Leone, M.; Comtois, A.S. Comparison Between Power Off-Ice Test and Performance on-Ice Anaerobic Testing. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *34*, 3498–3505. [\[CrossRef\]](#)
- Piuccio, T.; O'Connell, J.; Stefanyshyn, D.; de Lucas, R.D. Incremental testing design on slide board for speed skaters: Comparison between two different protocols. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 3116–3121. [\[CrossRef\]](#)
- Leirdal, S.; Sætran, L.; Roeleveld, K.; Vereijken, B.; Bråten, S.; Løset, S.; Holtermann, A.; Ettema, G. Effects of body position on slide boarding performance by cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2006**, *38*, 1462–1469. [\[CrossRef\]](#)
- Rittweger, J. Vibration as an exercise modality: How it may work, and what its potential might be. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2010**, *108*, 877–904. [\[CrossRef\]](#)
- Colson, S.S.; Pensini, M.; Espinosa, J.; Garrandes, F.; Legros, P. Whole-body vibration training effects on the physical performance of basketball players. *J. Strength Cond. Res.* **2010**, *24*, 999–1006. [\[CrossRef\]](#)
- Sierra-Guzmán, R.; Jiménez, J.F.; Ramírez, C.; Esteban, P.; Abián-Vicén, J. Effects of Synchronous Whole Body Vibration Training on a Soft, Unstable Surface in Athletes with Chronic Ankle Instability. *Int. J. Sports Med.* **2017**, *38*, 447–455. [\[CrossRef\]](#)
- Roelants, M.; Verschueren, S.M.P.; 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*, 124–129.
- Tuyà Viñas, S.; Fernández-Valdés Villa, B.; Pérez-Chirinos Buxadé, C.; Morral-Yespe, M.; del Campo Montoliu, L.; Moras Feliu, G. Adding mechanical vibration to a half squat with different ballasts and rhythms increases movement variability. *PLoS ONE* **2023**, *18*, e0284863. [\[CrossRef\]](#)
- Rienhoff, R.; Tirp, J.; Strauß, B.; Baker, J.; Schorer, J. The 'Quiet Eye' and Motor Performance: A Systematic Review Based on Newell's Constraints-Led Model. *Sport. Med.* **2016**, *46*, 589–603. [\[CrossRef\]](#)
- McGregor, S.J.; Bollt, E. Control Entropy: What Is It and What Does It Tell Us? *Clin. Kinesiol.* **2012**, *66*, 7–12.
- Moras, G.; Fernández-Valdés, B.; Vázquez-Guerrero, J.; Tous-Fajardo, J.; Exel, J.; Sampaio, J. Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *J. Sci. Med. Sport* **2018**, *21*, 1286–1292. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Stergiou, N.; Harbourne, R.T.; Cavanaugh, J.T. Optimal movement variability: A new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *J. Neurol. Phys. Ther.* **2006**, *30*, 120–129. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Dhawale, A.K.; Smith, M.A.; Ólveczky, B.P. The role of variability in motor learning. *Annu. Rev. Neurosci.* **2017**, *40*, 479–498. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Lipsitz, L.A.; Goldberger, A.L. Loss of complexity and aging: Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *Jama* **1992**, *267*, 1806–1809. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Busa, M.A.; van Emmerik, R.E.A. Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *J. Sport Health Sci.* **2016**, *5*, 44–51. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Gao, J.; Hu, J.; Tung, W.W. Entropy measures for biological signal analyses. *Nonlinear Dyn.* **2012**, *68*, 431–444. [\[CrossRef\]](#)

25. Fernández-Valdés, B.; Sampaio, J.; Exel, J.; González, J.; Tous-Fajardo, J.; Jones, B.; Moras, G. The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players. *Front. Psychol.* **2020**, *11*, 1205. [\[CrossRef\]](#)
26. Murray, A.M.; Ryu, J.H.; Sproule, J.; Turner, A.P.; Graham-Smith, P.; Cardinale, M. A Pilot Study Using Entropy as a Non-Invasive Assessment of Running. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 1119–1122. [\[CrossRef\]](#)
27. Couceiro, M.S.; Dias, G.; Mendes, R.; Araújo, D. Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf putting. *J. Mot. Behav.* **2013**, *45*, 37–53. [\[CrossRef\]](#)
28. Schöllhorn, W.I. Applications of systems dynamic principles to technique and strength training. *Acta Acad. Olymp. Est.* **2000**, *8*, 67–85.
29. Suarez, D.G.; Wagle, J.P.; Cunanan, A.J.; Sausaman, R.W.; Stone, M.H. Dynamic correspondence of resistance training to sport: A brief review. *Strength Cond. J.* **2019**, *41*, 80–88. [\[CrossRef\]](#)
30. Cardinale, M.; Lim, J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J. Strength Cond. Res.* **2003**, *17*, 621–624.
31. Kang, J.; Ratamess, N.A.; Kuper, J.; O'Grady, E.; Nicole, E.; Vought, I.; Bush-Wallace, J.A.; Faigenbaum, A.D. Cardiometabolic responses of body-weight exercises with and without vibration. *Kinesiology* **2019**, *51*, 83–91. [\[CrossRef\]](#)
32. Luo, J.; McNamara, B.; Moran, K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sport. Med.* **2005**, *35*, 23–41. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Chen, C.-H.; Liu, C.; Chuang, L.-R.; Chung, P.-H.; Shiang, T.-Y. Chronic effects of whole-body vibration on jumping performance and body balance using different frequencies and amplitudes with identical acceleration load. *J. Sci. Med. Sport* **2014**, *17*, 107–112. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Montgomery, P.; Pyne, D.; Minahan, C. The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2010**, *5*, 75–86. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
35. Borg, G. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **1982**, *14*, 377–381. [\[CrossRef\]](#)
36. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge Academic: New York, NY, USA, 1988.
37. Lakens, D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for *t*-tests and ANOVAs. *Front. Psychol.* **2013**, *4*, 863. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
38. Couceiro, M.S.; Clemente, F.M.; Dias, G.; Mendes, P.; Fernando, M.L. On an Entropy-based Performance Analysis in Sports. In Proceedings of the 1st International Electronic Conference on Entropy and Its Applications, Internet, 3–21 November 2014; pp. 1–20. [\[CrossRef\]](#)
39. Moras, G.; Vázquez-Guerrero, J.; Fernández-Valdés, B.; Rosas-Casals, M.; Weakley, J.; Jones, B.; Sampaio, J. Structure of force variability during squats performed with an inertial flywheel device under stable versus unstable surfaces. *Hum. Mov. Sci.* **2019**, *66*, 497–503. [\[CrossRef\]](#)
40. van Emmerik, R.E.A.; van Wegen, E.E.H. On the functional aspects of variability in postural control. *Exerc. Sport Sci. Rev.* **2002**, *30*, 177–183. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
41. Hamill, J.; van Emmerik, R.E.A.; Heiderscheit, B.C.; Li, L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin. Biomech.* **1999**, *14*, 297–308. [\[CrossRef\]](#)
42. Zaidell, L.N.; Mileva, K.N.; Summers, D.P.; Bowtell, J.L. Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e85247. [\[CrossRef\]](#)
43. García-Aguilar, F.; Caballero, C.; Sabido, R.; Moreno, F.J. The use of non-linear tools to analyze the variability of force production as an index of fatigue: A systematic review. *Front. Physiol.* **2022**, *13*, 1074652. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
44. Pethick, J.; Winter, S.L.; Burnley, M. Loss of knee extensor torque complexity during fatiguing isometric muscle contractions occurs exclusively above the critical torque. *Am. J. Physiol. Integr. Comp. Physiol.* **2016**, *310*, R1144–R1153. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
45. Pethick, J.; Winter, S.L.; Burnley, M. Physiological complexity: Influence of ageing, disease and neuromuscular fatigue on muscle force and torque fluctuations. *Exp. Physiol.* **2021**, *106*, 2046–2059. [\[CrossRef\]](#)
46. Pethick, J.; Casselton, C.; Winter, S.L.; Burnley, M. Ischemic preconditioning blunts loss of knee extensor torque complexity with fatigue. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2021**, *53*, 306. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
47. Giombini, A.; Macaluso, A.; Laudani, L.; Di Cesare, A.; Piccinini, A.; Pigozzi, F.; Saraceni, V.M. Acute effect of whole-body vibration at optimal frequency on muscle power output of the lower limbs in older women. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* **2013**, *92*, 797–804. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
48. Marin, P.J.; Rhea, M.R. Effects of vibration training on muscle power: A meta-analysis. *J. Strength Cond. Res.* **2010**, *24*, 871–878. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
49. Kang, J.; Porfido, T.; Ismaili, C.; Selamie, S.; Kuper, J.; Bush, J.A.; Ratamess, N.A.; Faigenbaum, A.D. Metabolic responses to whole-body vibration: Effect of frequency and amplitude. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2016**, *116*, 1829–1839. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
50. Hazell, T.J.; Lemon, P.W.R. Synchronous whole-body vibration increases VO₂ during and following acute exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2012**, *112*, 413–420. [\[CrossRef\]](#)
51. Gojanovic, B.; Feihl, F.; Gremion, G.; Waeber, B. Physiological response to whole-body vibration in athletes and sedentary subjects. *Physiol. Res.* **2014**, *63*, 779–792. [\[CrossRef\]](#)
52. Konings, M.J.; Elferink-Gemser, M.T.; Stoter, I.K.; Van der Meer, D.; Otten, E.; Hettinga, F.J. Performance characteristics of long-track speed skaters: A literature review. *Sport. Med.* **2015**, *45*, 505–516. [\[CrossRef\]](#)

53. Yamada, E.; Kusaka, T.; Miyamoto, K.; Tanaka, S.; Morita, S.; Tanaka, S.; Tsuji, S.; Mori, S.; Norimatsu, H.; Itoh, S. Vastus lateralis oxygenation and blood volume measured by near-infrared spectroscopy during whole body vibration. *Clin. Physiol. Funct. Imaging* **2005**, *25*, 203–208. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
54. Goodwin, G.M.; McCloskey, D.I.; Matthews, P.B.C. The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain* **1972**, *95*, 705–748. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
55. Birkhäuser, J. *Optimal Variability for Effective Motor Learning: A Theoretical Review and Empirical Work on Movement Variability*, 1st ed.; Müller, E., Ed.; Meyer & Meyer: Aachen, Germany, 2019.
56. Wulf, G.; Shea, C.H. Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. *Psychon. Bull. Rev.* **2002**, *9*, 185–211. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

4.4.Estudio 3:

Effects of Adding Mechanical Vibration and a Stick on Acceleration and Movement Variability during a Slide-Board Skating Exercise: Differences between the Dominant and Non-Dominant Legs.

Gisbert-Orozco JF, Moras G, Illera-Domínguez V, Toro-Román V, Pérez-Chirinos Buxadé C, Fernández-Valdés B. Effects of Adding Mechanical Vibration and a Stick on Acceleration and Movement Variability during a Slide-Board Skating Exercise: Differences between the Dominant and Non-Dominant Legs. *Applied Sciences*. 2024; 14(4):1481. <https://doi.org/10.3390/app14041481>

Article

Effects of Adding Mechanical Vibration and a Stick on Acceleration and Movement Variability during a Slide-Board Skating Exercise: Differences between the Dominant and Non-Dominant Legs

Jose F. Gisbert-Orozco ^{1,2}, Gerard Moras ^{1,2,*}, Víctor Illera-Domínguez ², Víctor Toro-Román ²,
Carla Pérez-Chirinos Buxadé ² and Bruno Fernández-Valdés ²

¹ Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC), Department of Sports Performance, Universitat de Barcelona (UB), 08038 Barcelona, Spain; gisbertorozcoj@gmail.com
² Research Group in Technology Applied to High Performance and Health, Department of Health Sciences, TecnoCampus, Universitat Pompeu Fabra, Mataró, 08302 Barcelona, Spain; villera@tecnocampus.cat (V.I.-D.); vtoro@tecnocampus.cat (V.T.-R.); cperezchirinosb@tecnocampus.cat (C.P.-C.B.); bfernandez-valdes@tecnocampus.cat (B.F.-V.)
 * Correspondence: gmoras@gencat.cat



Citation: Gisbert-Orozco, J.F.; Moras, G.; Illera-Domínguez, V.; Toro-Román, V.; Pérez-Chirinos Buxadé, C.; Fernández-Valdés, B. Effects of Adding Mechanical Vibration and a Stick on Acceleration and Movement Variability during a Slide-Board Skating Exercise: Differences between the Dominant and Non-Dominant Legs. *Appl. Sci.* **2024**, *14*, 1481. <https://doi.org/10.3390/app14041481>

Academic Editors: Toni Modric and Sime Versic

Received: 17 January 2024
 Revised: 8 February 2024
 Accepted: 9 February 2024
 Published: 12 February 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The aim of the present study was to analyse differences in acceleration and movement variability caused by adding whole-body vibration (WBV) and an implement (stick) while performing a slide-board (SB) skating exercise. A total of 10 professional ice-hockey players (age 20.4 ± 2.07 years) participated in the study. Participants performed 30 s of lateral sliding on a slide vibration board (SVB). Four conditions were analysed: no vibration and no stick (NVNS), no vibration with a stick (NVS), vibration without a stick (VNS) and vibration with a stick (VS). Peak acceleration, mean acceleration and movement variability (MV) were analysed in the dominant and non-dominant legs in each condition. Peak acceleration was higher in the non-dominant leg ($p < 0.01$). However, MV was higher in the dominant leg ($p < 0.01$). Regarding differences between conditions, mean acceleration was higher in VNS and VS than in NVS ($p < 0.05$). Regarding MV (sample entropy), there were differences in NVNS compared to VNS and VS ($p < 0.01$) and in NVS compared to VNS and VS ($p < 0.01$), with the values being superior in VNS and VS. The addition of WBV during an SB skating exercise results in an increase in MV and mean acceleration. The dominant leg shows greater MV regardless of the addition of vibration and a stick during sliding on an SVB.

Keywords: entropy; ice hockey; whole-body vibration; skating; off-ice training; slide training

1. Introduction

Ice hockey is a team sport characterised by short periods of fast skating alternated with extended periods of recovery [1,2]. Ice hockey requires well-developed aerobic and anaerobic energy pathways. In addition to the intense glycolytic activity associated with vigorous muscular actions, ice hockey demands substantial aerobic power and endurance [2,3]. The game actions are complex and multifaceted, requiring endurance, speed and strength along with highly developed technical, tactical and cognitive skills. These skills enable swift decision making and precise execution of specific movements and techniques during the game [4,5].

Ice-hockey training typically comprises a combination of both off-ice and on-ice components [6–8]. Off-ice training commonly emphasises strength and conditioning exercises to enhance explosive and maximum strength, repeated sprint ability, squat jumps and aerobic and anaerobic fitness [9,10]. However, a significant portion of these exercises are non-specific to the demands of ice hockey, such as running, jumps and cycling [11]. While these exercises have demonstrated positive effects on on-ice performance, the use of more

specific off-ice exercises could potentially yield even greater benefits. In this context, slide-board (SB) exercises have emerged as a promising option, having been effectively employed in rehabilitation programs for ice-hockey injuries and validated as a specific off-ice testing exercise for speed skaters due to their sport-related demands [12]. For example, according to Bizzini [13], in the early stages of return to play, adapted SB exercises can be used to improve sport-specific reactive stabilisation. Additionally, SB exercise could be beneficial for increasing quadriceps strength after anterior cruciate ligament reconstruction [14]. As such, incorporating SB exercises into ice-hockey strength and conditioning programs could provide a more targeted and effective approach to enhancing performance.

Perturbed performance training, where performers are challenged with a variety of stimuli during task execution, has demonstrated enhanced effects in rehabilitation, sport, fitness and health [15–19]. This approach, based on constraint-induced training principles, increases the level of physical stress or stimulus without necessarily altering traditional training variables such as volume, intensity and density. Specifically, manipulating task unpredictability enhances exercises' technical difficulty, variability in movement patterns and uncertainty in the actions required [20,21]. By introducing task unpredictability, coaches and trainers can disrupt performers' stability and prevent plateaus in training adaptations, promoting continuous improvement and enhanced performance.

Various studies have demonstrated that implementing task constraints, such as incorporating a ball during rugby resistance training or wielding a stick in field-hockey sprinting tasks, can evoke unique patterns of variability in players' body acceleration across various time scales, particularly at higher-level or systemic scales [20,22,23]. While all players were found to be perturbed by these task constraints, several parameters were assessed to quantify the level of perturbation, including muscle activity [24,25], kinematics and movement variability (MV). MV can be assessed using sample entropy (SampEn), a computational algorithm that evaluates the overall temporal variability structure of a signal and quantifies signal reproducibility [26]. SampEn can be applied to a given data series such as the acceleration time series collected using an inertial measurement unit (IMU) and has gained prominence as an effective method for evaluating the level of perturbation experienced by athletes engaged in constrained tasks [20,27,28]. In the context of perturbation, lower SampEn values, indicating greater reproducibility of movement patterns, suggest a reduced level of perturbation, whereas higher SampEn values, indicating less reproducibility, suggest a greater level of perturbation [28].

While introducing task constraints inevitably perturbs performers [29], the specific nature of this perturbation depends on the dynamic interplay between the task, athlete and environment. Therefore, careful assessment is necessary to fully understand the effects of task constraints on MV. In this context, the development of a large vibrating SB has enabled the incorporation of vibration/surface constraints into sliding tasks [30]. Traditionally, whole-body vibration (WBV) exercise has been employed in resistance training, but its application as an unstable perturbation during displacement sliding tasks has been limited due to the absence of suitable platforms. However, WBV has been combined with unstable surfaces or shoes during squatting exercises and has been evaluated in terms of muscle activation [17], reaction time [18] and MV [19]. These studies have demonstrated that the interaction of task constraints can significantly impact MV, highlighting the need to consider the specific athlete–task–environment combination when evaluating the effects of constraint perturbation.

Recent studies have demonstrated that WBV training enhances MV [31]. This enhancement of MV is considered a crucial component of adaptability to the environment, which is essential for enhancing athletic performance [32]. Similarly, task constraints introduced by adding external implements, such as balls, have been shown to lead to increased MV, resulting in alterations in the coordination patterns of the system [33]. However, the investigation of MV in ice hockey remains limited. Therefore, this study aimed to identify differences in acceleration and MV when incorporating WBV and an implement (stick) during an SB skating exercise on a slide vibration board (SVB). We hypothesised that the

combined effects of vibration stimuli and the stick as task constraints would enhance the variability structure of the players' body acceleration, which could be detected using a non-linear approach.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

Ten professional ice hockey players gave written consent to participate in this study (mean $\pm$ SD: 20.4 $\pm$ 2.07 years; 1.79 $\pm$ 0.05 m; 75.97 $\pm$ 5.44 kg). All were part of a professional team from Spain. The inclusion criterion was to have at least ten years of ice-hockey experience. Participants were involved in five training sessions per week, which lasted ten hours per week. Exclusion criteria included a history of head trauma, cardiovascular diseases, joint implants and low back pain or a condition that would not allow WBV training (i.e., musculoskeletal and/or chronic disorders). Participants were instructed not to participate in any physical activity 24 h prior to the experiment. Participants were asked to report any discomfort or unusual symptoms immediately. If these occurred, then the experiment was stopped. The procedures of this study complied with the Declaration of Helsinki (2013) and were approved by the Ethics Committee for Clinical Sport Research of Catalonia (06/2018/CEICGC). Each participant was assigned a code for the collection and processing of samples to preserve their anonymity.

2.2. Instruments and Tasks

The ice-hockey players performed the analyses by sliding upon a slide vibration board (SVB; Vislide, Viequipment, Movilani System SCP, Sant Joan Despí, Barcelona, Spain). The characteristics of the SVB were as follows: frequencies (20, 25 and 30 Hz), amplitude (1.7 mm [peak-to-peak displacement]), total size (2.27 $\times$ 0.74 $\times$ 0.24 m) and sliding surface size (2.00 $\times$ 0.59 m). The SVB is a synchronously vibrating platform. Players wore a pair of nylon socks over their shoes to be able to slide on the polyethylene surface [30]. The acceleration of the ice-hockey players was registered using an IMU (WIMU, Realtrack Systems, Almería, Spain) with a 3D accelerometer (range: $\pm$ 100 G; sampling frequency: 1000 Hz). The rhythm of the skating exercise on the SVB was controlled using a metronome (Korg KDM-3, Tokyo, Japan) [31].

The task consisted of sliding from side to side upon the SVB according to the players' own technique for 30 s. The players performed the four tasks with different conditions in randomised order, constrained or not by the combinations of vibration and a stick. Carrying a stick meant successfully driving a puck with the stick while performing the task on the SVB. The conditions analysed are described below:

- No vibration and no stick (NVNS): the SB skating exercise was performed without WBV and without the stick implement.
- No vibration with a stick (NVS): the SB skating exercise was performed without WBV and with the stick implement driving a puck.
- Vibration without a stick (VNS): the SB skating exercise was performed with WBV and without the stick implement.
- Vibration with a stick (VS): the SB skating exercise was performed with WBV and with the stick implement driving a puck.

To determine the influence of the lateral dominance of the lower limbs, the dominant and non-dominant leg were analysed separately. Lateral dominance was determined by interviewing the athlete.

2.3. Experimental Design and Procedures

To investigate the effects of WBV and stick perturbations on acceleration and MV, a cross-over study design was employed, involving a single group of participants undergoing two testing sessions separated by a one-week interval. Participants were exposed to the four aforementioned conditions in a counterbalanced manner. Participants visited the laboratory

three times in total: once for a familiarisation session to acclimate to the equipment and procedures, and twice for the actual testing sessions.

Each testing session commenced with a standardised warm-up consisting of 3 min of cycle ergometer exercise followed by one set of each experimental condition. This was followed by a 5-min rest period before the test. The test protocol involved four sets consisting of 30-s skating bouts, one for each condition, separated by 3-min rest intervals. The skating rhythm was maintained at 30 bpm, and the WBV stimulus was applied at 30 Hz and an amplitude of 1.7 mm (peak-to-peak displacement).

To minimise potential confounding factors and ensure the integrity of the experimental design, the order of the experimental conditions was randomised to control for cross-contamination effects. The different rhythms were controlled using a metronome (speed constraint). The test was finished when all four conditions were registered successfully. If a set was not completed under the study requirements (i.e., loss of skating balance or loss of control of the puck), the set was stopped and repeated after a 1-min rest period. No participant repeated the same condition more than once. The test protocol is described below (Figure 1):

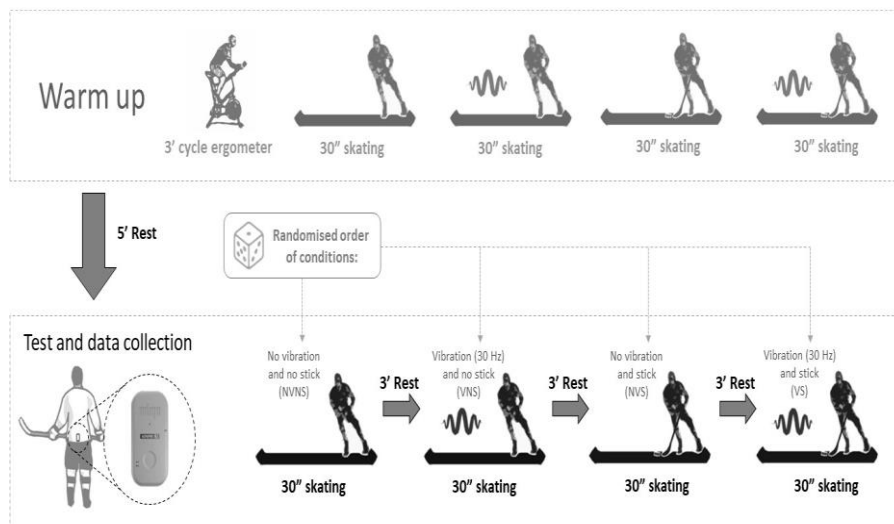


Figure 1. Study design; NVNS: no vibration and no stick; NVS: no vibration with stick; VNS: vibration without stick; VS: vibration with stick.

2.4. Data Collection and Processing

Players were instructed to synchronise their side-to-side movements with the tempo set by the metronome. The duration of lateral displacement was standardised to ensure consistent data collection. After a familiarisation period, data were collected by attaching an IMU to the lower back of each player at the L4-L5 level using an elastic belt (Figure 2). IMUs were configured to collect data at a sampling frequency of 1000 Hz and were calibrated on a flat surface, consistent with established protocols [20,22,31,33]. This placement was chosen to optimise the capture of whole-body movement data [34]. The IMUs employed in this study have demonstrated excellent accuracy and reliability in previous research [35–38].

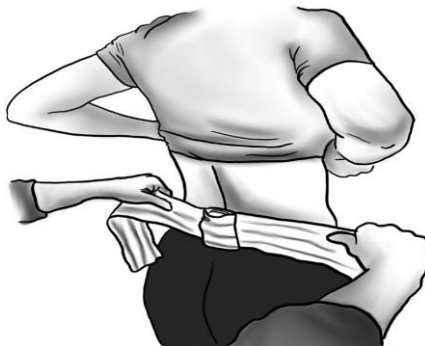


Figure 2. Placement of the accelerometer on the lower back.

For the analysis, 10 lateral slides (5 with the dominant leg and 5 with the non-dominant leg) characterised by push-off actions were extracted from each participant's time-series data to eliminate any potential influence from the initial and final phases of the movement. The first 10 s of push-offs were discarded to allow stabilisation of behaviour. Subsequently, the raw acceleration data collected from the IMUs were analysed using WIMU software (V1.0.0, SPRO, Realtrack Systems, Almería, Spain). The acceleration signals were processed using a summation of vectors (AcelT) in three axes, namely, vertical (x), mediolateral (y) and anteroposterior (z), following the method described by previous authors [36,39].

SampEn was calculated for the AcelT signals according to the algorithm described by Goldberger et al. [40], using custom-written Matlab® routines (version R2020a, The MathWorks, Natick, MA, USA). Additionally, the mean value (MeanAcelT) and peak value (PeakAcelT) of AcelT were calculated.

To establish the values for the dominant and non-dominant legs, the exercise always started by pushing off with the dominant leg. This was performed so that in the subsequent analysis, the first push-off was omitted, and from that point on, odd peaks corresponded to the non-dominant leg, and even peaks to the dominant leg.

2.5. Statistical Analysis

Statistical analyses were conducted using IBM SPSS Statistics 22.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Normality and homogeneity of variances were assessed using the Shapiro-Wilk test and Levene's test, respectively. The primary analysis involved a two-way ANOVA considering leg dominance, whole-body vibration (WBV) and stick conditions. Specific differences between conditions were determined using the Bonferroni post hoc test. The significance level was set at $p < 0.05$. Results were reported as the mean $\pm$ standard deviation. F -values; p -values; effect-size (ES) values, represented as the eta partial square (η_p^2); and the 95% CI were reported. The magnitude of ES was categorised as small ($\eta_p^2 = 0.01$), medium ($\eta_p^2 = 0.06$) or large ($\eta_p^2 = 0.14$) [41,42].

3. Results

The results of this study are presented in Figures 3 and 4, which depict the findings for peak AcelT, mean AcelT, SampEn and time for each lateral displacement. Peak AcelT was significantly higher in the non-dominant leg than in the dominant leg ($p < 0.001$). In contrast, SampEn was significantly greater in the dominant leg ($p < 0.001$).

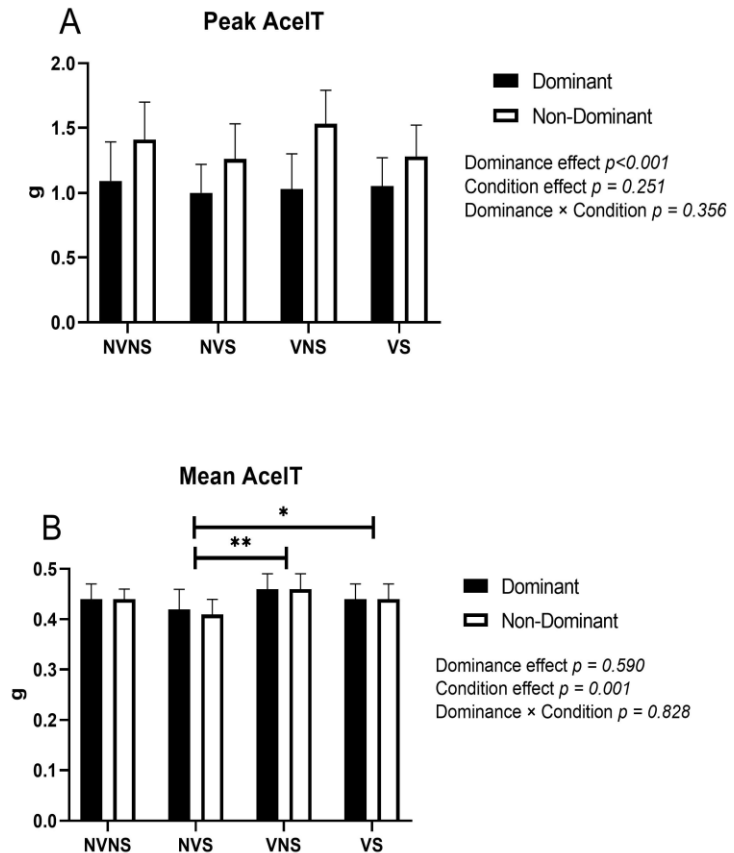


Figure 3. Peak and mean AcelT in different conditions. (A): Peak AcelT; (B): Mean AcelT; AcelT: acceleration; NVNS: no vibration and no stick; NVS: no vibration with stick; VNS: vibration without stick; VS: vibration with stick; * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ for differences between conditions.

Regarding mean AcelT, it was superior in VNS ($p < 0.01$) and VS ($p < 0.05$) compared to the NVS condition. For SampEn, the values were higher when vibration was added than with no vibration. Specifically, there were significant differences between NVNS and the VNS and VS conditions ($p < 0.01$), as well as between NVS and the VNS and VS conditions ($p < 0.01$).

No significant interactions were observed, and there were no differences in the time of the sliding action.

Table 1 shows the data corresponding to the differences between leg dominance (dominant and non-dominant) and conditions (NVNS, NVS, VNS and VS) in the sum of squares, F and η_p^2 for the different effects. Large effect sizes were reported on peak AcelT and SampEn for the dominance effect; in the condition effect, large effect sizes were reported on mean AcelT and SampEn.

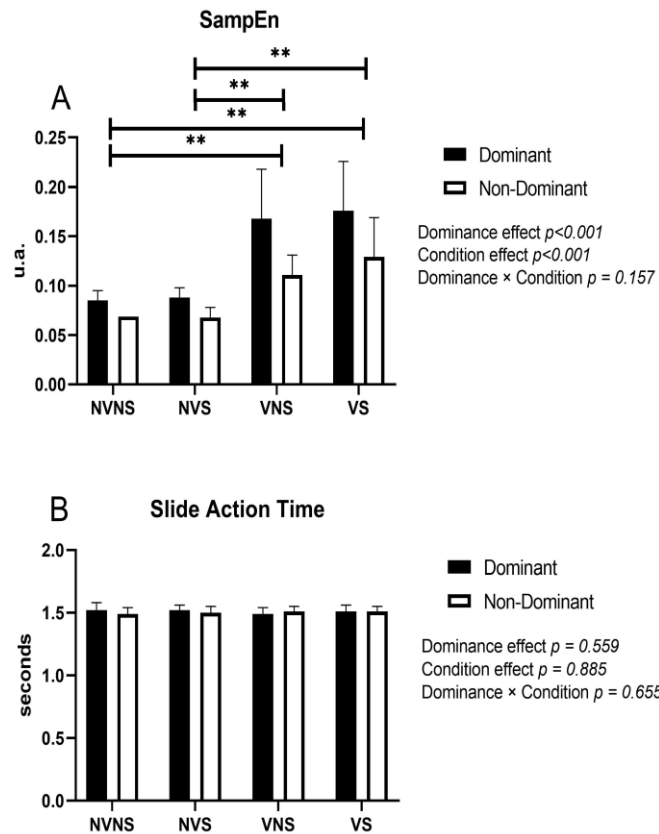


Figure 4. SampEn and sliding action time in different conditions. (A): SampEn; (B): Time; SampEn: sample entropy; NVNS: no vibration and no stick; NVS: no vibration with stick; VNS: vibration without stick; VS: vibration with stick; ** $p < 0.01$ for differences between conditions.

Table 1. Values of sum of squares, F and η_p^2 for the different effects analysed (dominance, condition and dominance $\times$ condition).

Parameters	Dominance Effect			Condition Effect			Dominance $\times$ Condition		
	Sum of Squares	F	η_p^2	Sum of Squares	F	η_p^2	Sum of Squares	F	η_p^2
Peak AccIT (g)	2.208	31.29	0.303	0.296	1.396	0.055	0.232	1.097	0.044
Mean AccIT (g)	0.000	0.293	0.004	0.020	6.017	0.200	0.001	0.296	0.012
SampEn (u.a.)	0.025	21.66	0.231	0.096	28.157	0.540	0.006	1.789	0.069
Sliding Action Time (s)	0.001	0.345	0.005	0.002	0.216	0.009	0.004	0.543	0.022

AccIT: acceleration; SampEn: sample entropy; η_p^2 : partial eta squared.

Table 2 shows the data obtained in the Bonferroni post hoc analysis (multiple comparisons) between the analysed conditions. Significant differences were reported in mean AcelT, specifically in NVS vs. VNS and in NVS vs. VS ($p < 0.05$). Similarly, in SampEn, differences were found in NVNS vs. VNS, NVNS vs. VS, NVS vs. VNS and NVS vs. VS ($p < 0.001$).

Table 2. Analysis of differences between conditions (NVNS, NVS, VNS and VS).

Parameters	Condition I	Condition II	Mean Differences	p	CI (95%)	
					Lower	Upper
Peak AcelT (g)	NVNS	NVS	0.120	0.945	−0.10	0.34
		VNS	−0.030	1.000	−0.25	0.19
		VS	0.080	1.000	−0.14	0.31
	NVS	VNS	−0.150	0.464	−0.37	0.07
		VS	−0.037	1.000	−0.26	0.19
	VNS	VS	0.113	1.000	−0.11	0.34
Mean AcelT (g)	NVNS	NVS	0.021	0.259	−0.06	0.05
		VNS	−0.021	0.259	−0.05	0.00
		VS	−0.009	1.000	−0.03	0.01
	NVS	VNS	−0.043	0.001 **	−0.07	0.01
		VS	−0.030	0.028 *	0.05	0.00
	VNS	VS	0.012	1.000	0.01	0.04
SampEn (u.a.)	NVNS	NVS	−0.001	1.000	−0.02	0.02
		VNS	−0.062	<0.001 **	−0.09	0.03
		VS	−0.075	<0.001 **	−0.10	0.04
	NVS	VNS	−0.061	<0.001 **	−0.09	−0.03
		VS	−0.074	<0.001 **	−0.10	−0.04
	VNS	VS	−0.013	1.000	−0.04	0.01
Sliding Action	NVNS	NVS	−0.003	1.000	−0.04	0.04
		VNS	0.006	1.000	−0.03	0.05
		VS	−0.006	1.000	−0.05	0.03
Time (s)	NVS	VNS	0.009	1.000	−0.03	0.05
		VS	−0.003	1.000	−0.04	0.04
	VNS	VS	−0.012	1.000	−0.05	0.03

AcelT: acceleration; SampEn: sample entropy; NVNS: no vibration and no stick; NVS: no vibration with stick; VNS: vibration without stick; VS: vibration with stick; * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ for differences between conditions.

4. Discussion

The aim of the present study was to identify differences in acceleration and MV by adding WBV and a stick while players performed a skating exercise on an SVB. Significant differences were reported between the dominant and non-dominant legs in peak AcelT and SampEn. On the other hand, there were differences between conditions (NVNS, NVS, VNS and VS) in mean AcelT and SampEn. Specifically, in the mean AcelT, there were differences in the NVS vs. VNS and VS conditions. On the other hand, there were differences in the NVNS vs. VNS and VS conditions, as well as between the NVS and VNS conditions. Considering the above, the inclusion of vibration produces an increase in MV, which would be in line with previous studies [31]. The time for each sliding action was similar in all conditions analysed. Thus, it could be an indicator that participants had enough experience to execute the task in the imposed rhythm with competence. In this way, it was intended to

ensure that the time series exported from each condition had a similar length and quantity of data. In addition, this assured us that the changes found between conditions were not determined by the execution speed but by the variations in the conditions.

Some authors propose that off-ice tests have limited utility [11]. Test batteries are extensively described [43], but their weak predictive validity, particularly due to potential lack of specificity to on-ice demands, has been demonstrated [44]. Similarly, training protocols often involve running drills without stick carrying, forgetting potential technical adaptations resulting from equipment limitations in a real match scenario [45]. In the present study, WBV was used on an SVB with the aim of executing a gesture similar to constant gliding on ice. The addition of WBV during the execution of a specific gesture such as sliding could increase the stimulus at the coordinative level.

Recent literature on skill acquisition advocates the use of constraint-based approaches to improve specificity and develop challenging training environments that increase MV and adaptability [21]. Given that responding to different perturbations initiated through various unstable conditions increases the richness of task-specific perceptual–motor experience and therefore improves performance [46,47], it is considered that understanding MV during the training process may be a key factor for optimising it.

The results obtained for peak AcelT and SampEn show differences between leg dominance in all conditions analysed. These results are in line with those found by Promsri et al. [48], who reported higher SampEn in the dominant leg during single-leg balance on different surfaces. These results substantiate the hypothesis that the SampEn, a non-linear measure of complexity that measures the variability of a given time series, could reflect an inherent difference in neuromuscular control between the legs. The assessment of postural accelerations has the potential to identify a divergence in postural control between limbs [49,50], highlighting the bilateral asymmetry in the motor control circuits of the two hemispheres [51]. With regard to AcelT, several studies have shown that the non-dominant leg absorbs impacts worse and shows greater reactive forces in receptions or landings. Therefore, it is likely that in our case, despite the similar speed of both legs, given that the time was set by the metronome, the impact absorption was worse in the non-dominant leg [52,53].

When constraints are applied to resistance training, it seems that there are changes in the coordination patterns of the system [20,54]. In the present study, it was observed that the addition of mechanical vibration increased MV. As mentioned above, this is in line with previous authors [31]. However, the addition of the implement (stick) did not produce significant changes, which is contrary to what was found by Moras et al. [20] and Fernández-Valdés et al. [33]. Mechanical vibration has been demonstrated to disturb postural regulation by engaging mechanisms that involve supraspinal structures, resulting in increased phasic muscle activation [55]. Consequently, the increase in MV induced by mechanical vibration can be explained by the acute neuronal modulation triggered by the vibratory stimulus within the central nervous system. It is known that a change in the motor command enhances excitability at the supraspinal level, in a similar way to inhibition at the spinal level. Therefore, there is an increase in cortical activity to control the body's position [56]. Such behaviour implies a modification in the configuration of postural responses concerning external perturbations [57].

Regarding the influence of the stick, no significant differences were reported in the present study when this implement was incorporated, unlike vibration. Previous research suggests that MV can be reduced by a number of factors, including experience and technical gesture control [58–60]. Considering that they were professional players, the addition of the stick during gliding did not represent an additional stimulus, unlike WBV. Players may be accustomed to using this implement, as it is a common item in their training.

One of the main limitations of the present study was the small sample size ($n = 10$). However, due to the type of sport and the number of federation licenses, we consider the sample to be representative. In addition, all the players belonged to the same club, and there was no representation of players from different categories and sexes.

5. Conclusions

The addition of WBV during the sliding action on an SVB generated an increase in MV and mean AcelT. In addition, the dominant leg showed higher MV regardless of vibration and the addition of the implement during sliding on an SVB. However, the peak AcelT in the non-dominant leg was higher in all conditions analysed.

The inclusion of WBV in an ice-hockey-specific exercise such as a skating exercise on the SVB would increase the training potential and improve the adaptive capacity of the athletes.

Understanding MV during the training process seems to be a suitable tool to analyse the destabilising effect of constraints such as WBV. Furthermore, analysing it unilaterally in the dominant and non-dominant legs can help us to understand the inter-limb asymmetries in motor control and shock absorption in athletes.

Author Contributions: Conceptualisation, J.F.G.-O. and G.M.; methodology, J.F.G.-O. and G.M.; formal analysis, V.T.-R. and V.I.-D.; investigation, J.F.G.-O., G.M. and B.F.-V.; data curation, V.T.-R. and C.P.-C.B.; writing—original draft preparation, J.F.G.-O. and G.M.; writing—review and editing, V.T.-R., V.I.-D., C.P.-C.B. and B.F.-V.; visualisation, G.M.; supervision, G.M. and B.F.-V. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee for Clinical Sport Research of Catalonia (Study Number: 06/2018/CEICGC).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The original contributions presented in the study are included in the article, and further inquiries can be directed to the corresponding author.

Acknowledgments: We would also like to thank Sara Gràcia García for her drawings (sara.gracia.garcia@gmail.com).

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Vigh-Larsen, J.F.; Mohr, M. The physiology of ice hockey performance: An update. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2022**, *34*, e14284. [\[CrossRef\]](#)
2. Cox, M.H.; Miles, D.S.; Verde, T.J.; Rhodes, E.C. Applied physiology of ice hockey. *Sports Med.* **1995**, *19*, 184–201. [\[CrossRef\]](#)
3. Glaister, M. Multiple sprint work: Physiological responses, mechanisms of fatigue and the influence of aerobic fitness. *Sports Med.* **2005**, *35*, 757–777. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
4. Rago, V.; Muschinsky, A.; Deylami, K.; Vigh-Larsen, J.F.; Mohr, M. Game Demands of a Professional Ice Hockey Team with Special Emphasis on Fatigue Development and Playing Position. *J. Hum. Kinet.* **2022**, *84*, 195–205. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Rocznik, R.; Stanula, A.; Maszczyk, A.; Mostowik, A.; Kowalczyk, M.; Fidos-Czuba, O.; Zaja, A. Physiological, physical and on-ice performance criteria for selection of elite ice hockey teams. *Biol. Sport* **2016**, *33*, 43–48. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
6. Boland, M.; Delude, K.; Miele, E.M. Relationship between physiological off-ice testing, on-ice skating, and game performance in division I female ice hockey players. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *33*, 1619–1628. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
7. Thompson, K.M.A.; Safadie, A.; Ford, J.; Burr, J.F. Off-ice resisted sprints best predict all-out skating performance in varsity hockey players. *J. Strength Cond. Res.* **2022**. [\[CrossRef\]](#)
8. Douglas, A.S.; Rotondi, M.A.; Baker, J.; Jamnik, V.K.; Macpherson, A.K. A comparison of on-ice external load measures between subelite and elite female ice hockey players. *J. Strength Cond. Res.* **2022**, *36*, 1978–1983. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
9. Dæhlin, T.E.; Haugen, O.C.; Haugerud, S.; Hollan, I.; Raastad, T.; Rønnestad, B.R. Improvement of ice hockey players' on-ice sprint with combined plyometric and strength training. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 893–900. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
10. Lee, C.; Lee, S.; Yoo, J. The effect of a complex training program on skating abilities in ice hockey players. *J. Phys. Ther. Sci.* **2014**, *26*, 533–537. [\[CrossRef\]](#)
11. Nightingale, S.C.; Miller, S.; Turner, A. The usefulness and reliability of fitness testing protocols for ice hockey players: A literature review. *J. Strength Cond. Res.* **2013**, *27*, 1742–1748. [\[CrossRef\]](#)
12. Piucco, T.; Diefenthaler, F.; Soares, R.; Murias, J.; Millet, G. Validation of a Maximal Incremental Skating Test Performed on a Slide Board: Comparison with Treadmill Skating. *Int. J. Sport Nutr. Exerc. Metab.* **2017**, *32*, 1363–1369. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

13. Bizzini, M. Optimizing performance in return to play after sport-related concussion in elite ice hockey players: A sports physical therapy and athletic trainer perspective. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2022**, *17*, 317. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
14. Capin, J.J.; Behrns, W.; Thatcher, K.; Arundale, A.; Smith, A.H.; Snyder-Mackler, L. On-ice return-to-hockey progression after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2017**, *47*, 324–333. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
15. Behm, D.; Colado, J.C. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2012**, *7*, 226–241. [\[PubMed\]](#)
16. Zemková, E. Instability resistance training for health and performance. *J. Tradit. Complement. Med.* **2017**, *7*, 245–250. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
17. Marín, P.J.; Hazell, T.J. Effects of whole-body vibration with an unstable surface on muscle activation. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* **2014**, *14*, 213–219. [\[PubMed\]](#)
18. Sierra-Guzmán, R.; Jiménez, J.F.; Ramírez, C.; Esteban, P.; Abián-Vicén, J. Effects of Synchronous Whole Body Vibration Training on a Soft, Unstable Surface in Athletes with Chronic Ankle Instability. *Int. J. Sports Med.* **2017**, *38*, 447–455. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
19. Sobhani, S.; Sinaei, E.; Motealleh, A.; Hooshyar, F.; Kashkooli, N.S.; Yoosefinejad, A.K. Combined effects of whole body vibration and unstable shoes on balance measures in older adults: A randomized clinical trial. *Arch. Gerontol. Geriatr.* **2018**, *78*, 30–37. [\[CrossRef\]](#)
20. Moras, G.; Fernández-Valdés, B.; Vázquez-Guerrero, J.; Tous-Fajardo, J.; Exel, J.; Sampaio, J. Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *J. Sci. Med. Sport* **2018**, *21*, 1286–1292. [\[CrossRef\]](#)
21. Button, C.; Davids, K.; Schöllhorn, W.I. *Coordination Profiling of Movement Systems*; Davids, K., Bennett, S., Newell, K., Eds.; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2006.
22. Morral Yepes, M.; Gonzalo-Skok, O.; Fernández Valdés, B.; Bishop, C.; Tuyà, S.; Moras Feliu, G. Assessment of movement variability and time in a football reactive agility task depending on constraints. *Sports Biomech.* **2023**, 1–17. [\[CrossRef\]](#)
23. Fernández-Valdés, B.; Jones, B.; Hendricks, S.; Weaving, D.; Ramirez-Lopez, C.; Whitehead, S.; González, J.; Gisbert-Orozco, J.; Trabucchi, M.; Moras, G. A novel application of entropy analysis for assessing changes in movement variability during cumulative tackles in young elite rugby league players. *Biol. Sport* **2023**, *40*, 161–170. [\[CrossRef\]](#)
24. Borreani, S.; Calatayud, J.; Martin, J.; Carlos, J.; Tella, V.; Behm, D. Gait & Posture Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. *Gait Posture* **2013**, *39*, 404–409. [\[CrossRef\]](#)
25. Calatayud, J.; Borreani, S.; Martin, J.; Martin, F.; Flandez, J.; Colado, J.C. Gait & Posture Core muscle activity in a series of balance exercises with different stability conditions. *Gait Posture* **2015**, *42*, 186–192. [\[CrossRef\]](#)
26. Busa, M.A.; van Emmerik, R.E.A. Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *J. Sport Health Sci.* **2016**, *5*, 44–51. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
27. Couceiro, M.S.; Clemente, F.M.; Dias, G.; Mendes, P.; Fernando, M.L. On an Entropy-based Performance Analysis in Sports. In Proceedings of the 1st International Electronic Conference on Entropy and Its Applications, Virtual, 3–21 November 2014; pp. 1–20. [\[CrossRef\]](#)
28. Buchecker, M.; Müller, E.; Wegenkittl, S.; Sattler, G.; Stöggel, T. An entropy approach for evaluating adaptive motor learning processes while walking with unstable footwear. *Hum. Mov. Sci.* **2018**, *60*, 48–56. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
29. Moras, G.; Vázquez-Guerrero, J.; Fernández-Valdés, B.; Rosas-Casals, M.; Weakley, J.; Jones, B.; Sampaio, J. Structure of force variability during squats performed with an inertial flywheel device under stable versus unstable surfaces. *Hum. Mov. Sci.* **2019**, *66*, 497–503. [\[CrossRef\]](#)
30. Orozco, J.F.G.; Feliu, G.M. A novel slide vibration board for anterior cruciate ligament rehabilitation. *Actividad Física y Deporte Ciencia y Profesión* **2019**, *31*, 64–65.
31. Tuyà Viñas, S.; Fernández-Valdés Villa, B.; Pérez-Chirinos Buxadé, C.; Morral-Yepes, M.; del Campo Montoliu, L.; Moras Feliu, G. Adding mechanical vibration to a half squat with different ballasts and rhythms increases movement variability. *PLoS ONE* **2023**, *18*, e0284863. [\[CrossRef\]](#)
32. Schöllhorn, W.I. Applications of systems dynamic principles to technique and strength training. *Acta Acad. Olymp. Est.* **2000**, *8*, 67–85.
33. Fernández-Valdés, B.; Sampaio, J.; Exel, J.; González, J.; Tous-Fajardo, J.; Jones, B.; Moras, G. The influence of functional flywheel resistance training on movement variability and movement velocity in elite rugby players. *Front. Psychol.* **2020**, *11*, 1205. [\[CrossRef\]](#)
34. Montgomery, P.; Pyne, D.; Minahan, C. The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2010**, *5*, 75–86. [\[CrossRef\]](#)
35. Bastida Castillo, A.; Gómez Carmona, C.D.; Pino Ortega, J.; de la Cruz Sánchez, E. Validity of an inertial system to measure sprint time and sport task time: A proposal for the integration of photocells in an inertial system. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2017**, *17*, 600–608. [\[CrossRef\]](#)
36. Gómez-Carmona, C.D.; Gamonales, J.M.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Comparative analysis of load profile between small-sided games and official matches in youth soccer players. *Sports* **2018**, *6*, 173. [\[CrossRef\]](#)
37. Gómez-Carmona, C.D.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balónmano com* **2020**, *16*, 23–48.

38. Pino-Ortega, J.; Rojas-Valverde, D.; Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Hernández-Belmonte, A.; García-Rubio, J.; Nakamura, F.Y.; Ibáñez, S.J. Impact of contextual factors on external load during a congested-fixtured tournament in elite U18 basketball players. *Front. Psychol.* **2019**, *10*, 1100. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
39. Gomez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sports Eng. Technol.* **2019**, *233*, 238–248.
40. Goldberger, A.L.; Amaral, L.A.N.; Glass, L.; Hausdorff, J.M.; Ivanov, P.C.; Mark, R.G.; Mietus, J.E.; Moody, G.B.; Peng, C.; Stanley, H.E. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet. *Circulation* **2000**, *13*, E215–E220. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
41. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge Academic: New York, NY, USA, 1988.
42. Lakens, D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front. Psychol.* **2013**, *4*, 863. [\[CrossRef\]](#)
43. Bournival, M.; Martini, G.; Trudeau, F.; Lemoyne, J. The science and art of testing in ice hockey: A systematic review of twenty years of research. *Front. Sports Act. Living* **2023**, *5*, 1252093. [\[CrossRef\]](#)
44. Vescovi, J.D.; Murray, T.M.; Fiala, K.A.; VanHeest, J.L. Off-ice performance and draft status of elite ice hockey players. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2006**, *1*, 207–221. [\[CrossRef\]](#)
45. Wdowski, M.M.; Gittoes, M.J.R. Kinematic adaptations in sprint acceleration performances without and with the constraint of holding a field hockey stick. *Sports Biomech.* **2013**, *12*, 143–153. [\[CrossRef\]](#)
46. Birkbauer, J. *Optimal Variability for Effective Motor Learning: A Theoretical Review and Empirical Work on Movement Variability*, 1st ed.; Müller, E., Ed.; Meyer & Meyer: Aachen, Germany, 2019.
47. Wulf, G.; Shea, C.H. Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. *Psychon. Bull. Rev.* **2002**, *9*, 185–211. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
48. Promsri, A.; Bangkomdet, K.; Jindatham, I.; Jenchang, T. Leg Dominance—Surface Stability Interaction: Effects on Postural Control Assessed by Smartphone-Based Accelerometry. *Sports* **2023**, *11*, 75. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
49. Promsri, A.; Haid, T.; Federolf, P. How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? *Hum. Mov. Sci.* **2018**, *58*, 165–174. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
50. Promsri, A.; Haid, T.; Werner, I.; Federolf, P. Leg dominance effects on postural control when performing challenging balance exercises. *Brain Sci.* **2020**, *10*, 128. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
51. Kapreli, E.; Athanasopoulos, S.; Papathanasiou, M.; Van Hecke, P.; Strimpakos, N.; Gouliamos, A.; Peeters, R.; Sunaert, S. Lateralization of brain activity during lower limb joints movement. An fMRI study. *Neuroimage* **2006**, *32*, 1709–1721. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
52. Aizawa, J.; Hirohata, K.; Ohji, S.; Ohmi, T.; Yagishita, K. Limb-dominance and gender differences in the ground reaction force during single-leg lateral jump-landings. *J. Phys. Ther. Sci.* **2018**, *30*, 387–392. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
53. Wang, Y.; Watanabe, K. Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure. *J. Appl. Biomech.* **2012**, *28*, 473–478. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
54. Oliveira, A.S.; Silva, P.B.; Lund, M.E.; Gizzi, L.; Farina, D.; Kersting, U.G. Effects of perturbations to balance on neuromechanics of fast changes in direction during locomotion. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e59029. [\[CrossRef\]](#)
55. Zaidell, L.N.; Mileva, K.N.; Sumners, D.P.; Bowtell, J.L. Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e85247. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
56. Krause, A.; Gollhofer, A.; Freyler, K.; Jablonka, L.; Ritzmann, R. Acute corticospinal and spinal modulation after whole body vibration. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* **2016**, *16*, 327. [\[PubMed\]](#)
57. Jacobs, J.V.; Horak, F. Cortical control of postural responses. *J. Neural Transm.* **2007**, *114*, 1339–1348. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
58. Newell, K.M.; Broderick, M.P.; Deutsch, K.M.; Slifkin, A.B. Task goals and change in dynamical degrees of freedom with motor learning. *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.* **2003**, *29*, 379. [\[CrossRef\]](#)
59. Ko, J.-H.; Newell, K.M. Organization of postural coordination patterns as a function of scaling the surface of support dynamics. *J. Mot. Behav.* **2015**, *47*, 415–426. [\[CrossRef\]](#)
60. Williams, G.K.R.; Irwin, G.; Kerwin, D.G.; Hamill, J.; Van Emmerik, R.E.A.; Newell, K.M. Coordination as a function of skill level in the gymnastics longswing. *J. Sports Sci.* **2016**, *34*, 429–439. [\[CrossRef\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES COMUNES

El objetivo general de esta tesis ha sido analizar la aplicabilidad de una plataforma con vibración para el ejercicio sobre plataformas deslizantes en el entrenamiento deportivo realizando ejercicios de diferentes niveles de aproximación mediante la combinación de condicionantes. En primer lugar, dada la heterogeneidad en el comportamiento de las plataformas durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo ([ver apartado 1.1.6](#)), se procedió a caracterizar los parámetros de vibración aplicada por la plataforma y vibración transmitida al cuerpo como reclaman las recomendaciones (Lorenzen, Maschette, Koh, & Wilson, 2009; Rauch et al., 2010; Van Heuvelen et al., 2021). Los resultados sobre la caracterización de la plataforma (estudio 1) sugieren que la plataforma de vibración analizada puede ser utilizada para el ejercicio con vibración de cuerpo completo dentro de unos rangos de vibración aplicada por la plataforma y vibración transmitida al cuerpo seguros. Seguidamente, los resultados obtenidos en los estudios 2 y 3 refuerzan la hipótesis de que a través de la combinación de condicionantes en un mismo ejercicio se pueden alcanzar resultados superaditivos.

En el ejercicio con vibración de cuerpo completo se pretende que el cuerpo humano responda al estímulo provocado por los parámetros de vibración aplicada por la plataforma preestablecidos en las plataformas. Como consecuencia, en primera instancia debemos asegurar que las plataformas vibratorias sean capaces de mantener los parámetros configurados (f_{set} y D_{set}) en su vibración aplicada por la plataforma (f_{in} y D_{in}). En esta línea, según Rainer Rawer (en Rittweger 2020, en el apartado «Quality aspects» dentro del capítulo «Design Principles of Available Machines»), los parámetros de vibración aplicada por la plataforma pueden diferir si los motores son incapaces de mantenerlos con la carga del participante y en las diferentes posturas o posiciones corporales. Los registros de la vibración aplicada por la plataforma en la plataforma de vibración analizada muestran altas P_{in} en sus diferentes configuraciones, por lo que mantiene una alta correspondencia con sus f_{set} a pesar

de sus grandes dimensiones. Con respecto al D_{in} , muestra una reducción a 30 Hz de f_{set} , aunque hay que remarcar que este comportamiento es habitual (Alizadeh-Meghbrazi, Zariffa, Masani, Popovic, & Craven, 2014).

En segunda instancia, el estímulo que acaba provocando efectos en las estructuras corporales es la vibración transmitida al cuerpo que, debido a la distorsión de la señal de vibración en su transmisión a través de las estructuras corporales, se estima mediante la P_{out} , la T y la a_{out}^{RMS} . Los resultados del estudio 1 muestran altas P_{out} , grandes atenuaciones de la T y a_{out}^{RMS} suficientes como para sugerir que la plataforma de vibración analizada es capaz de estimular el sistema musculoesquelético. Los resultados de P_{out} aseguran que las estructuras corporales quedan estimuladas por la f configurada ($f_{in} \approx f_{set}$). Las atenuaciones de T a medida que aumenta la f_{set} se relacionan con el aumento de la activación muscular (Huang & Pang, 2019; Tankisheva et al., 2013; Wakeling et al., 2002). Este comportamiento de la T también se ha usado para establecer los parámetros de vibración aplicada por la plataforma con el objetivo de estimular el sistema musculoesquelético (Cook et al., 2011; Rubin et al., 2003). Además, la vibración transmitida al cuerpo en la rodilla, muestra unas a_{out}^{RMS} similares a otros estudios que observaron un aumento de la activación muscular (Tankisheva et al., 2013; Zaidell et al., 2019). Sin embargo, los resultados de vibración transmitida al cuerpo muestran bajas P_{out} y a_{out}^{RMS} en la cabeza, que junto con las grandes atenuaciones de la T refuerzan la aplicación segura del ejercicio con vibración de cuerpo completo (Abercromby et al., 2007; Caryn et al., 2014; Tankisheva et al., 2013). Estos resultados siguen la línea mostrada en la literatura ([ver apartado 1.1.8](#)) y, junto con la exposición aguda (10-20 minutos) utilizada en el ejercicio con vibración de cuerpo completo, refuerzan la exposición segura en este ámbito (Abercromby et al., 2007; Caryn et al., 2014; Tankisheva et al., 2013). Por estas razones, las a_{in}^{Peak} parecen imprecisas para establecer los parámetros de exposición segura durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo. Sin embargo, teniendo en cuenta que las a_{in}^{Peak} se han utilizado para las recomendaciones

de seguridad por ser las únicas normativas existentes ([ver apartado 1.1.8](#)), hay que añadir que las a_{in}^{Peak} registradas son menores que en muchas de las plataformas comerciales destinadas al ejercicio con vibración de cuerpo completo (Muir, Kiel, & Rubin, 2013). Además, según las normativas ISO-2631-1 (International Standard Organisation, 1997), las magnitudes de vibración aplicada por la plataforma sub-g (< 1) se entienden como seguras. Si tenemos en cuenta que los resultados de vibración aplicada por la plataforma del estudio 1 están alrededor de 1 *g*, en base a estas recomendaciones ISO-2631-1, los datos de este estudio 1 sugieren una aplicación segura en exposiciones de al menos 30 minutos aplicando los protocolos utilizados.

Si bien es cierto que hay bastante consenso en que el ejercicio con vibración de cuerpo completo tiene un efecto suave-moderado sobre el sistema cardiometabólico ([ver apartado 1.1.7.1](#)), algunos autores han mostrado que la combinación de condicionantes con la vibración como la realización de una batería de ejercicios que implique un cierto grado de fatiga, incluso con sobrecargas externas, crea sinergias en la estructura bioenergética, llegando a estimular el sistema cardiometabólico (Bertucci et al., 2015; Da Silva et al., 2007; Garatachea et al., 2007; Huang et al., 2023; Serravite et al., 2013). A pesar de que los resultados del estudio 1 indican que el sistema musculoesquelético puede ser estimulado mediante la plataforma de vibración analizada con los protocolos del ejercicio con vibración de cuerpo completo, en el estudio 2 los parámetros cardiometabólicos no se vieron afectados durante un test incremental submáximo de ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante. En este caso, la combinación de la vibración, el aumento de fuerzas en los aterrizajes y empujes (Krumm et al., 2021), y la fatiga como condicionantes durante el test incremental de ejercicio sobre plataformas deslizantes no mostró sinergias en la estructura bioenergética. Estos resultados pueden deberse a las características del ejercicio sobre plataformas deslizantes y de la vibración (ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante).

Así, además de la distorsión de la vibración en su transmisión al cuerpo humano ([ver apartado 1.1.6](#)), se ha visto que la vibración transmitida al cuerpo está determinada

en gran medida por la dirección de la vibración (Abercromby et al., 2007), y en menor medida, se han apreciado diferencias entre las fases concéntricas y excéntricas durante la realización de una sentadilla dinámica (Abercromby et al., 2007; Munera et al., 2016). Por estas razones, durante un ejercicio de mayor complejidad coordinativa como el ejercicio sobre plataformas deslizantes, donde se combinan flexo-extensiones de rodilla, con las tres fases (empuje, deslizamiento y aterrizaje) del desplazamiento lateral y diferentes planos de movimiento (Leirdal et al., 2006), cabría suponer una mayor difusión, distorsión y atenuación de los parámetros de vibración transmitida al cuerpo. Además, podemos encontrar otros factores que provocarían una cierta atenuación de la vibración transmitida al cuerpo. Por un lado, se ha descrito un efecto de suspensión del cuerpo en el aire provocado por el ejercicio con vibración de cuerpo completo, que en algunos casos llega a aerotransportar el cuerpo humano o partes del mismo (Rittweger, 2010). Por otro lado, la facilitación de la resistencia de rozamiento producida por el contacto entre la superficie de polietileno y el nilón de los calcetines al deslizarse sobre la plataforma para favorecer el deslizamiento (Kandou et al., 1987). Esta combinación de condicionantes podría crear un efecto de levitación sobre la plataforma, facilitando así el deslizamiento en el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante, pero a su vez reduciría la vibración transmitida al cuerpo dificultando la estimulación musculoesquelética provocada por la vibración y, por consiguiente, la del sistema cardiometabólico. A pesar de ello, los resultados de a_{out}^{RMS} del estudio 3 muestran que la vibración transmitida al cuerpo llega a la tercera vértebra lumbar demostrando que las piernas estarían estimuladas por la vibración. De este modo, los resultados sugieren que la vibración transmitida al cuerpo llega a las piernas, pero en caso de haber activación muscular, esta no es suficiente para crear un efecto sinérgico en el sistema cardiometabólico. En consecuencia, el ejercicio con vibración de cuerpo completo durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes (ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante) podría no ser suficiente para crear sinergias aditivas en esta estructura bioenergética (Estudio 2).

Estas sinergias que emergen de la combinación de condicionantes como el ejercicio con vibración de cuerpo completo y las sobrecargas externas también se han visto en la estructura condicional en parámetros como la activación muscular, el test de fuerza (RM, isocinética, isométrica), de esprint y de salto (Hazell, Kenno, & Jakobi, 2010; Lienhard, Cabasson, Meste, & Colson, 2014; Pujari, Neilson, & Cardinale, 2019; Ritzmann, Gollhofer, & Kramer, 2013; Ronnestad, 2004; H.-H. Wang et al., 2014). En general, dichos estudios atribuyen estas sinergias a que la combinación de sobrecarga con el ejercicio con vibración de cuerpo completo crea una pretensión muscular que aumenta la sensibilidad de los husos musculares a la vibración. Pero podría ser que el hecho de añadir cargas externas al ejercicio con vibración de cuerpo completo incrementara la vibración transmitida al cuerpo reduciendo o eliminando este efecto de levitación por la sobrecarga y favoreciendo la activación muscular por sí misma. De cualquier modo, durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante se dan ambos efectos, por un lado, la pretensión muscular y la reducción o eliminación del efecto de levitación entre las fases de aterrizaje y empuje, y por otro lado, la levitación durante la fase de deslizamiento. Por tanto, sería lógico pensar que durante las fases de empuje y aterrizaje se potencia la activación muscular, mientras que en la fase de deslizamiento se puede realizar el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante con menor esfuerzo, explicando la ausencia de sinergias con los parámetros cardiometabólicos, una ratio insuficiente entre los efectos de amplificación y atenuación.

Contrariamente, este mismo efecto facilitador durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante puede ser en parte el causante del aumento de la variabilidad de movimiento debido a una mayor inestabilidad durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante, provocada por una disminución de la superficie de contacto entre el deportista y la plataforma. Esta inestabilidad debería dificultar coordinativamente la tarea creando sinergias con la estructura coordinativa (Estudios 2 y 3). En esta línea, se ha demostrado que la realización de tareas sobre superficies inestables aumenta la variabilidad de movimiento (Buchecker, Müller, Wegenkittl,

Sattlecker, & Stöggli, 2018; McCamley, Bergamini, & Grimpampi, 2022; Moreno, Barbado, Caballero, Urbán, & Sabido, 2023). De la misma forma, la vibración provoca un aumento de la variabilidad de movimiento durante el ejercicio con vibración de cuerpo completo (Tuyà Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, del Campo Montoliu, et al., 2023). Este podría ser debido a interferencias supraespinales provocadas por la vibración, las cuales se pueden atribuir a una modulación neural dentro del sistema nervioso central (Krause, Gollhofer, Freyler, Jablonka, & Ritzmann, 2016; Zaidell, Mileva, Sumners, & Bowtell, 2013). De este modo, los resultados de los estudios 2 y 3 en los que se muestra un gran aumento de la variabilidad de movimiento durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante podrían ser la sinergia de ambos condicionantes (inestabilidad en la tarea y modulación neural).

Por una parte, en el estudio 2 la variabilidad de movimiento muestra un descenso a medida que avanza el test. Este efecto puede ser la sinergia entre el condicionante de la fatiga (García-Aguilar, Caballero, Sabido, & Moreno, 2022) y el incremento del ritmo de ejecución condicionado por la vibración (Tuyà Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, Del Campo Montoliu, et al., 2023), ya que ambos condicionantes han mostrado el mismo comportamiento. Por otra parte, los condicionantes del *stick* y la vibración en el estudio 3 muestran una interacción, sugiriendo que existe una sinergia entre ambos. En dicho estudio, los resultados demuestran que la estructura coordinativa del deportista se comporta de forma distinta frente a un mismo condicionamiento, como la inclusión del *stick*, en función de si la tarea está condicionada por la vibración durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante (condición con vibración y con *stick*) o no (condición sin vibración y con *stick*). Así, condicionar el ejercicio sobre plataformas deslizantes mediante la realización de la tarea conduciendo el *puck* con el *stick* no implica cambios en la estructura coordinativa si atendemos a los datos de variabilidad de movimiento. Por el contrario, cuando condicionamos esta misma tarea con el ejercicio con vibración de cuerpo completo realizando dicha conducción durante el

ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante (condición con vibración y con *stick*), se observa una sinergia en la estructura coordinativa con esta combinación de condicionantes aumentado la variabilidad de movimiento. Este comportamiento en la estructura coordinativa se ha observado con anterioridad, tanto la sinergia al aplicar la combinación del ejercicio con vibración de cuerpo completo, como condicionante junto con otros (Dickin, McClain, Hubble, Doan, & Sessford, 2012; Tuyà Viñas, Fernández-Valdés Villa, Pérez-Chirinos Buxadé, Morral-Yepes, Del Campo Montoliu, et al., 2023), como la ausencia de sinergias con deportistas adaptados a una tarea (Fernández-Valdés et al., 2022). Cabe resaltar también que la adaptación al entrenamiento incorporando condicionantes a las tareas se ha podido demostrar después de varias semanas de entrenamiento (Fernández-Valdés et al., 2020).

Finalmente, durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante no se vieron diferencias entre pierna dominante y no dominante en la vibración transmitida al cuerpo, sin embargo, se encontraron diferencias en los picos de aceleración en los aterrizajes y en la variabilidad de movimiento. En la misma línea, se ha encontrado una mayor variabilidad de movimiento en la pierna dominante en tareas de equilibrio sobre distintas superficies con diferentes grados de inestabilidad (Promsri, Bangkomdet, Jindatham, & Jenchang, 2023). Estas diferencias entre piernas se atribuyen al control neuromuscular y son muy comunes, por lo que deben ser evaluadas, pudiendo ser especialmente importantes en la prevención y readaptación de lesiones (Promsri et al., 2023; Promsri, Haid, & Federolf, 2018; Promsri, Haid, Werner, & Federolf, 2020). En la misma línea, también se han visto diferencias de activación cerebral mediante resonancia magnética en ejercicios donde se involucra la articulación de la rodilla (Kapreli et al., 2006). Según los autores, los resultados sugieren que las partes cerebrales encargadas de la lateralización contribuyen a la configuración de la dominancia de piernas. Con respecto al incremento de los picos de aceleración en los aterrizajes con la pierna no dominante, previamente se atribuyen a una peor absorción de los impactos (Aizawa, Hirohata, Ohji, Ohmi, & Yagishita,

2018; Y. Wang & Watanabe, 2012). Ambos resultados en conjunto sugieren que la pierna no dominante absorbe peor los impactos a causa de un menor control postural. Finalmente, teniendo en cuenta los resultados obtenidos en los estudios de la presente tesis doctoral, podemos concluir que:

- Los parámetros de vibración aplicada por la plataforma (f_{in} , P_{in} , D_{in} y a_{in}^{Peak}) y vibración transmitida al cuerpo (T , P_{out} y a_{out}^{RMS}) están dentro de los rangos para estimular al sistema musculoesquelético en el ámbito del ejercicio con vibración de cuerpo completo de forma segura. Sin embargo, hay que tener en cuenta la falta de normativa específica de seguridad para las exposiciones del ejercicio con vibración de cuerpo completo, hecho que dificulta las recomendaciones.
- El condicionante del ejercicio con vibración de cuerpo completo durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes (ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante) aumenta la dificultad en la estructura coordinativa, sin hacerlo en la estructura bioenergética.
- Los ritmos de ejecución condicionan la estructura bioenergética. Sin embargo, no queda claro su efecto sobre la estructura coordinativa porque tanto los ritmos como la fatiga afectan a la variabilidad de movimiento, pudiendo ser la resultante de un efecto de interacción.
- El condicionante del *stick* durante el ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante (condición con vibración y con *stick*) dificulta la estructura coordinativa, mostrando un efecto sinérgico (superaditivo), según Seirul-lo (1976). Sin embargo, la inclusión del *stick* por sí solo durante el ejercicio sobre plataformas deslizantes (condición sin vibración y con *stick*) no muestra un efecto sinérgico en jugadores adaptados a la tarea.
- La pierna dominante y la no dominante muestran diferencias en su estructura coordinativa. La variabilidad de movimiento se muestra capaz de detectar

cambios en la estructura coordinativa, incluso controlando la estructura condicional mediante un metrónomo.

- La introducción de condicionantes por sí misma no asegura sinergias en la estructura coordinativa. De esta forma, evaluar la variabilidad de movimiento nos puede ayudar a detectar si la estructura coordinativa está siendo estimulada.

Recomendaciones prácticas

- El ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante nos puede servir como condicionante para buscar sinergias en la estructura coordinativa en tareas de distintos niveles de aproximación. Sin embargo, para buscar sinergias en la estructura bioenergética, debemos añadir algún condicionante en la estructura condicional, como propusieron Olson (1997), dificultando con pesos en los tobillos, o Kimura (2006), mediante la inclusión de una resistencia elástica. También cabría la opción de dificultar el test en ambas estructuras condicional y coordinativa (Johnston & Gabbett, 2011), estos autores proponen la inclusión de un placaje en cada uno de los extremos de un test de capacidad para repetir sprints (del inglés, *repeated sprint ability*) como una adaptación de mayor grado de especificidad al deporte del rugby. En esta línea, se podría condicionar el test incremental con la vibración (ejercicio sobre plataforma de vibración deslizante), con sobrecargas como un chaleco con porcentaje del peso corporal y a su vez realizar el test condicionado por la conducción del *stick*, esta combinación podría crear sinergias en las estructuras bioenergética y coordinativa.
- La combinación de condicionantes puede aportarnos sinergias superaditivas en las distintas estructuras del deportista. Sin embargo, como hemos visto en los estudios 2 y 3, el hecho de introducir un condicionante no implica un cambio en dichas estructuras. Por esta razón, como ya propuso Fernández-Valdés (2020) en su tesis doctoral, para poder detectar si los condicionantes tienen efecto o no

sobre las estructuras deseadas, es importante su monitorización y evaluación. Si conseguimos detectar sus efectos, se pueden proponer las tareas/ejercicios en base a los resultados, en busca de la combinación de condicionantes que nos acerque a conseguir los objetivos deseados. Esto es especialmente importante porque, como sugiere Newell (1986), las sinergias parecen específicas para cada deportista que realiza una tarea determinada en un entorno dado. De esta forma, esta línea de investigación está totalmente abierta a las necesidades de cada deportista y la combinación de condicionantes que los entrenadores pueden proponer solo tiene la limitación de su creatividad.

Perspectivas de futuro

- La variabilidad de movimiento aún no se comprende en su totalidad. De esta forma, necesitamos seguir estudiando los efectos de los condicionantes y su combinación dentro del entrenamiento deportivo en tareas de distinto nivel de aproximación. Especialmente, en tareas sobre plataformas deslizantes, ya que esta tesis solo aporta los primeros pasos. Por lo tanto, las combinaciones propuestas en las recomendaciones prácticas abren un amplio campo de estudio aún por investigar.

6. BIBLIOGRAFIA

- Abercromby, A., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(10), 1794–1800. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181238a0f>
- Abercromby, A., Amonette, W. E., Layne, C. S., Mcfarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1642–1650. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318093f551>
- Adler, D. S. (2009). The earliest musical tradition. *Nature*, 460(7256), 695–696.
- Adler, D. S., Conard, N. J., Malina, M., & Münzel, S. C. (2009). New flutes document the earliest musical tradition in southwestern Germany. *Nature*, 460(7256), 695–696.
- Adrian, E. D., & Bronk, D. W. (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 67(2), i3–i151.
- Ageberg, E. (2003). *Postural Control in Single-limb Stance. In Individuals with Anterior Cruciate Ligament Injury and Uninjured Controls*. Doctoral Thesis. Lund University, Sweden.
- Aizawa, J., Hirohata, K., Ohji, S., Ohmi, T., & Yagishita, K. (2018). Asymmetry of Knee Extension Strength and Single-leg Landing Impact in ACL reconstructed Athletes: 2442 Board#278 June 19. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 50(5 Supplement), S505. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000537089.30856.67>
- Al Masud, A., Shen, C.-L., Luk, H.-Y., & Chyu, M.-C. (2022). Impact of Local Vibration Training on Neuromuscular Activity, Muscle Cell, and Muscle Strength: A Review. *Critical ReviewsTM in Biomedical Engineering*, 50(1), 1–17.
- Alashram, A. R., Padua, E., & Annino, G. (2019). Effects of whole-body vibration on motor impairments in patients with neurological disorders: a systematic review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 98(12), 1084–1098.
- Pons, E., Martín-García, A., Guitart, M., Guerrero, I., Tarragó, J. R., Seirul-lo, F., & Cos, F., (2020). Entrenamiento en deportes de equipo: El entrenamiento optimizador en el Fútbol Club Barcelona. *Apunts Educación Física y Deportes*, 142, 55–66. [https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2020/4\).142.07](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2020/4).142.07)
- Alghadir, A. H., Anwer, S., Zafar, H., & Iqbal, Z. A. (2018). Effect of localised vibration on muscle strength in healthy adults: a systematic review.

Physiotherapy, 104(1), 18–24.

- Alizadeh-Meghbrazi, M., Zariffa, J., Masani, K., Popovic, M. R., & Craven, B. C. (2014). Variability of vibrations produced by commercial wholebody vibration platforms. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 46(9), 937–940. <https://doi.org/10.2340/16501977-1868>
- Alonso-Calvete, A., Lorenzo-Martínez, M., Padrón-Cabo, A., Pérez-Ferreirós, A., Kalén, A., Abelairas-Gómez, C., & Rey, E. (2022). Does vibration foam roller influence performance and recovery? A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine-Open*, 8(1), 1–10.
- Alves, J. M. V. M., Rebelo, A. N., Abrantes, C., & Sampaio, J. (2010). Short-term effects of complex and contrast training in soccer players' vertical jump, sprint, and agility abilities. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(4), 936–941.
- Aoyama, A., Yamaoka-Tojo, M., Obara, S., Shimizu, E., Fujiyoshi, K., Noda, C., ... Ako, J. (2019). Acute Effects of Whole-Body Vibration Training on Endothelial Function and Cardiovascular Response in Elderly Patients with Cardiovascular Disease A Single-Arm Pilot Study. *International Heart Journal*, 60(4), 854–861.
- Araújo, D., Davids, K., Bennett, S. J., Button, C., & Chapman, G. (2004). Emergence of sport skills under constraints. In *Skill acquisition in sport* (pp. 433–458). Routledge.
- Arshi, A. R., Mehdizadeh, S., & Davids, K. (2015). Quantifying foot placement variability and dynamic stability of movement to assess control mechanisms during forward and lateral running. *Journal of Biomechanics*, 48(15), 4020–4025. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.046>
- Asghari, M., Ehsani, H., Cohen, A., Tax, T., Mohler, J., & Toosizadeh, N. (2021). Nonlinear analysis of the movement variability structure can detect aging-related differences among cognitively healthy individuals. *Human Movement Science*, 78, 102807. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102807>
- Atalay, O. T., Yılmaz, A., Bahtiyar, B. C., & Altınışık, G. (2022). Whole-Body Vibration or Aerobic Exercise in Patients with Bronchiectasis? A Randomized Controlled Study. *Medicina*, 58(12), 1790.
- Atha, J., & Wheatley, D. W. (1976). Joint Mobility Changes Due to Low Frequency Vibration and Stretching Exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 10(1), 26–34.
- Avelar, N. C. P., Ribeiro, V. G. C., Mezêncio, B., Fonseca, S. F., Tossige-Gomes, R., da Costa, S. J., ... Lacerda, A. C. R. (2013). Influence of the knee flexion on muscle activation and transmissibility during whole body vibration. *Journal of*

- Avelar, N. C. P., Simão, A. P., Tossige-Gomes, R., Neves, C. D. C., Mezencio, B., Szmuchrowski, L., ... Lacerda, A. C. R. (2011). Oxygen consumption and heart rate during repeated squatting exercises with or without whole-body vibration in the elderly. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(12), 3495–3500.
- Baker, D. (2003). Acute effect of alternating heavy and light resistances on power output during upper-body complex power training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(3), 493–497.
- Barbosa, T. M., Goh, W. X., Morais, J. E., & Costa, M. J. (2016). Variation of Linear and Nonlinear Parameters in the Swim Strokes According to the Level of Expertise. *Motor Control*, 1–27. <https://doi.org/10.1123/mc.2015-0097>
- Barclay, J. (1948). The muscular motions of the human body. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 27(6), 503–519.
- Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J., Meichtry, A., Kool, J., Rissanen, S. M., ... Kankaanpää, M. (2017). The effect of muscle fatigue and low back pain on lumbar movement variability and complexity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 94–102.
- Becker, K. A., & Hung, C.-J. (2020). Attentional focus influences sample entropy in a balancing task. *Human Movement Science*, 72, 102631.
- Bell, D. R., Guskiewicz, K. M., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2011). Systematic review of the balance error scoring system. *Sports Health*, 3(3), 287–295.
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press Ltd.
- Bertucci, W., Arfaoui, A., Duc, S., Letellier, T., & Brikci, A. (2015). Effect of whole body vibration in energy expenditure and perceived exertion during intense squat exercise. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17(1), 87–93.
- Bierman, W. (1960). Influence of cycloid vibration massage on trunk flexion. *American Journal of Physical Medicine*, 39(6), 219–224.
- Birmingham, T. B. (2000). Test–retest reliability of lower extremity functional instability measures. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10(4), 264–268.
- Björk, A., & Kugelberg, E. (1953). Motor unit activity in the human extraocular muscles. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 5(2), 271–278.
- Blanpied, P., Carroll, R., Douglas, T., Lyons, M., Macalisang, R., & Pires, L. (2000).

Effectiveness of Lateral Slide Exercise in an Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Rehabilitation Home Exercise Program. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 30(10), 602–611.

- Bogaerts, A. C. G., Delecluse, C., Claessens, A. L., Troosters, T., Boonen, S., & Verschueren, S. M. P. (2009). Effects of whole body vibration training on cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year randomised controlled trial). *Age and Ageing*, 38(4), 448–454.
- Bolgia, L. A., & Keskula, D. R. (1997). Reliability of lower extremity functional performance tests. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(3), 138–142.
- Borg, G. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377–381.
- Bosco, C., Cardinale, M., & Tsarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(4), 306–311.
- Bosco, C., Cardinale, M., Tsarpela, O., Colli, R., Tihanyi, J., Von Duvillard, S., & Viru, A. (1998). The influence of whole body vibration on the mechanical behaviour of skeletal muscle. *Biology of Sport*, 153, 157–164.
- Bosco, C., Colli, R., Introini, E., Cardinale, M., Tsarpela, O., Madella, A., Tihanyi, J., & Viru, A. (1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical physiology*, 19(2), 183–187.
- Bosco, Iacovelli, M., Tsarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., ... Viru, A. (2000). Hormonal responses to whole-body vibration in men. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 449–454.
- Bressel, E., Smith, G., & Branscomb, J. (2010). Transmission of whole body vibration in children while standing. *Clinical Biomechanics*, 25(2), 181–186. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.10.016>
- Brito, H., Lopes, H., Vaz de Carvalho, M., Carrilho, D., Carvalho, A., & Araújo, D. (2024). The effects of nature-based vs. indoor settings on the adaptability, performance and affect of calisthenics exercisers. A registered report. *Psychology of Sport and Exercise*, 73(March), 102626. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2024.102626>
- Brooks, G. A., Fahey, T. D., & White, T. P. (1996). *Exercise physiology: human bioenergetics and its applications*. Mayfield publishing company.
- Bryce, W. D. (1966). *A review and assessment of criteria for human comfort derived from subjective responses to vibration*. NGTE.

- Buchecker, M., Müller, E., Wegenkittl, S., Sattlecker, G., & Stöggl, T. (2018). An entropy approach for evaluating adaptive motor learning processes while walking with unstable footwear. *Human Movement Science*, 60(May), 48–56. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.05.005>
- Caballero, C., Barbado, D., Urbán, T., García-Herrero, J.A., & Moreno, F.J (2020). Functional Variability in Team-Handball Players during Balance Is Revealed by Non-Linear Measures. *Entropy*, 22(8), 822.
- Caballero, C., Davids, K., Heller, B., Wheat, J., & Moreno, F. J. (2019). Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments. *Gait and Posture*, 70(May 2018), 1–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.002>
- Cardinale, M., & Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you?. *British Journal of Sports Medicine*, 39(9), 585–589. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.016857>
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(1), 3–7. <https://doi.org/10.1097/00003677-200301000-00002>
- Cardinale, M., Ferrari, M., & Quaresima, V. (2007). Gastrocnemius medialis and vastus lateralis oxygenation during whole-body vibration exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(4), 694.
- Caryn, R. C., Hazell, T. J., & Dickey, J. P. (2014). Transmission of acceleration from a synchronous vibration exercise platform to the head. *International Journal of Sports Medicine*, 35(4), 330–338. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1349105>
- Caryn, R. C., & Dickey, J. P. (2019). Transmission of Acceleration From a Synchronous Vibration Exercise Platform to the Head During Dynamic Squats. *Dose-Response*, 17(1), 1–7. <https://doi.org/10.1177/1559325819827467>
- Castiglia, S. F., Trabassi, D., Conte, C., Ranavolo, A., Coppola, G., Sebastianelli, G., ... De Icco, R. (2023). Multiscale entropy algorithms to analyze complexity and variability of trunk accelerations time series in subjects with Parkinson's disease. *Sensors*, 23(10), 4983.
- Chaney, R. E. & Beaupeurt, J. E. (1964). *Subjective reaction to whole-body vibration*. Office of Naval Research, The Boeing Company, Military Airplane Division, Wichita (Kansas).
- Chaney, R. E. (1965). *Whole-body vibration of standing subjects*. Office of Naval Research, The Boeing Company, Military Airplane Division, Wichita (Kansas).
- Chang, W.-D., Chen, S., & Tsou, Y.-A. (2021). Effects of whole-body vibration and balance training on female athletes with chronic ankle instability. *Journal of*

Clinical Medicine, 10(11), 2380.

- Charcot, J. M. (1892). Vibratory therapeutics. The application of rapid and continuous vibrations to the treatment of certain diseases of the nervous system. *The Journal of Nervous and Mental Disease*, 17(12), 880–886.
- Chen, C.-H., Liu, C., Chuang, L.-R., Chung, P.-H., & Shiang, T.-Y. (2014). Chronic effects of whole-body vibration on jumping performance and body balance using different frequencies and amplitudes with identical acceleration load. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(1), 107–112.
- Cheng, C.-F., Cheng, K.-H., Lee, Y.-M., Huang, H.-W., Kuo, Y.-H., & Lee, H.-J. (2012). Improvement in running economy after 8 weeks of whole-body vibration training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(12), 3349–3357.
- Cheng, C.-F., Hsu, W. C., Lee, C. L., & Chung, P. K. (2010). Effects of the different frequencies of whole-body vibration during the recovery phase after exhaustive exercise. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 50(4), 407–415.
- Chirac, P. (1697). *Histoire des maladies de la teste selon le sentiment de Mr Chirac professeur de médecine et tres abil praticien dans l'Université de Montpellier... écrites par Jacques Daveau de Saulieu en Bourgogne, achevés descrire le 8eme juillet. Bibliotheque Interun.* Paris.
- Choursiya, P., Tanwar, T., & Veqar, Z. (2022). Effects of surface variability in whole-body vibration platform on knee osteoarthritis: A scoping review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 32, 120–129.
- Chrintz, H., Falster, O., & Roed, J. (1991). Single-leg postural equilibrium test. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(4), 244–246.
- Chuang, L.-R., Yang, W.-W., Chang, P.-L., Chen, V. C.-F., Liu, C., & Shiang, T.-Y. (2021). Managing vibration training safety by using knee flexion angle and rating perceived exertion. *Sensors*, 21(4), 1158.
- Cloak, R., Nevill, A., Day, S., & Wyon, M. (2013). Six-week combined vibration and wobble board training on balance and stability in footballers with functional ankle instability. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 23(5), 384–391.
- Cloak, R., Nevill, A., & Wyon, M. (2016). The acute effects of vibration training on balance and stability amongst soccer players. *European Journal of Sport Science*, 16(1), 20–26.
- Cochrane, D. J. (2012). Is vibration exercise a useful addition to a weight management program? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(6), 705–713.

- Cochrane, D. J., Stannard, S. R., Walmsely, A., & Firth, E. C. (2008). The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(6), 527–534.
- Cochrane, D. J., & Hawke, E. J. (2007). Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 527–531.
- Coelho-Oliveira, A. C., Monteiro-Oliveira, B. B., Gonçalves de Oliveira, R., Reis-Silva, A., Ferreira-Souza, L. F., Lacerda, A. C. R., ... Bernardo-Filho, M. (2023). Evidence of Use of Whole-Body Vibration in Individuals with Metabolic Syndrome: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(4), 3765.
- Coermann, R. R. (1962). The Mechanical Impedance of the Human Body in Sitting and Standing Position at Low Frequencies. *Human Factors*, 4(5), 227–253.
- Coffey, D. S. (1998). Self-organization, complexity and chaos: the new biology for medicine. *Nature Medicine*, 4(8), 882–885.
- Cook, D. P., Mileva, K. N., James, D. C., Zaidell, L. N., Goss, V. G., & Bowtell, J. L. (2011). Triaxial modulation of the acceleration induced in the lower extremity during whole-body vibration training: A pilot study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 298–308. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181be3003>
- Corrie, H., Brooke-Wavell, K., Mansfield, N. J., Cowley, A., Morris, R., & Masud, T. (2014). Effects of vertical and side-alternating vibration training on fall risk factors and bone turnover in older people at risk of falls. *Age and Ageing*, 44(1), 115–122.
- Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C.-K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical Review Letters*, 89(6), 68102.
- Couceiro, M. S., Clemente, F. M., Dias, G., Mendes, P., & Fernando, M. L. (2014). On an Entropy-based Performance Analysis in Sports. *International Electronic Conference on Entropy and Its Applications*, (November), 1–20. <https://doi.org/10.3390/ecea-1-a008>
- Couceiro, M. S., Dias, G., Mendes, R., & Araújo, D. (2013). Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf putting. *Journal of Motor Behavior*, 45(1), 37–53.
- Couto, B. P., Silva, H. R., da Silveira Neves, S. R., Ramos, M. G., Szmuchrowski, L. A., & Barbosa, M. P. (2013). Acute effects of resistance training with local vibration. *International Journal of Sports Medicine*, 814–819.
- Cristi-Montero, C., Cuevas, M. J., & Collado, P. S. (2013). Whole-body vibration

- training as complement to programs aimed at weight loss. *Nutricion Hospitalaria*, 28(5), 1365–1371.
- Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(2), 168–178.
- Da Silva, M. E., Fernandez, J. M., Castillo, E., Nunez, V. M., Vaamonde, D. M., Poblador, M. S., & Lancho, J. L. (2007). Influence of vibration training on energy expenditure in active men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 470–475.
- Dallas, G., Mavvidis, A., Kirialanis, P., & Papouliakos, S. (2017). The effect of 8 weeks of whole body vibration training on static balance and explosive strength of lower limbs in physical education students. *Acta Gymnica*, 47(4), 153–160.
- Daub, W. B., Green, H. J., Houston, M. E., Thomson, J. A., Fraser, I. G., & Ranney, D. A. (1983). Specificity of physiologic adaptations resulting from ice-hockey training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(4), 290–294.
- Dedinsky, R., Baker, L., Imbus, S., Bowman, M., & Murray, L. (2017). Exercises that facilitate optimal hamstring and quadriceps co-activation to help decrease ACL injury risk in healthy females: A systematic review of the literature. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 3.
- Delafontaine, A., Vialleron, T., Fischer, M., Laffaye, G., Chèze, L., Artico, R., ... Yiou, E. (2019). Acute effects of whole-body vibration on the postural organization of gait initiation in young adults and elderly: a randomized sham intervention study. *Frontiers in Neurology*, 10, 1023.
- Deng, W., Marmelat, V., Vanderbilt, D. L., Gennaro, F., & Smith, B. A. (2023). Barcoding, linear and nonlinear analysis of full-day leg movements in infants with typical development and infants at risk of developmental disabilities: Cross-sectional study. *Infancy*, 28(3), 650–666.
- Dias, G., Couceiro, M. S., Barreiros, J., Clemente, F. M., Mendes, R., & Martins, F. M. L. (2014). Distance and slope constraints: Adaptation and variability in golf putting. *Motor Control*, 18(3), 221–243.
- Dias, T., & Polito, M. (2015). Acute cardiovascular response during resistance exercise with whole-body vibration in sedentary subjects: a randomized cross-over trial. *Research in Sports Medicine*, 23(3), 253–264.
- Dickin, D. C., & Heath, J. E. (2014). Additive effect of repeated bouts of individualized frequency whole body vibration on postural stability in young adults. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(4), 529–533.
- Dickin, D. C., McClain, M. A., Hubble, R. P., Doan, J. B., & Sessford, D. (2012).

- Changes in postural sway frequency and complexity in altered sensory environments following whole body vibrations. *Human Movement Science*, 31(5), 1238–1246.
- Dieckmann, D. (1958). A study of the influence of vibration on man. *Ergonomics*, 1(4), 347–355. <https://doi.org/10.1080/00140135808964610>
- Dong, D., Sun, M., Xu, D., Han, S., Cui, L., Cao, S., ... Xu, S. (2022). Mapping the hot spots and evolution main path of whole-body vibration training since the 21st century: A bibliometric analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 920846.
- Driller, M., & Leabeater, A. (2023). Fundamentals or Icing on Top of the Cake? A Narrative Review of Recovery Strategies and Devices for Athletes. *Sports*, 11(11), 213.
- Ebben, W. P. (2002). Complex training: A brief review. *Journal of Sports Science & Medicine*, 1(2), 42.
- Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1965). Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 19(6), 619.
- Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental Neurology*, 16(1), 80–92. [https://doi.org/10.1016/0014-4886\(66\)90088-4](https://doi.org/10.1016/0014-4886(66)90088-4)
- Fallahtafti, F., Pfeifer, C. M., Buster, T. W., & Burnfield, J. M. (2020). Effect of motor-assisted elliptical training speed and body weight support on center of pressure movement variability. *Gait & Posture*, 81, 138–143.
- Fattorini, L., Rodio, A., Pettorossi, V. E., & Filippi, G. M. (2021). Is the focal muscle vibration an effective motor conditioning intervention? A systematic review. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 6(2), 39.
- Fenn, W. O. (1930). Work against gravity and work due to velocity changes in running: Movements of the center of gravity within the body and foot pressure on the ground. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 93(2), 433–462.
- Fernández-Valdés, B., Jones, B., Hendricks, S., Weaving, D., Ramirez-Lopez, C., Whitehead, S., ... Moras, G. (2022). A novel application of entropy analysis for assessing changes in movement variability during cumulative tackles in young elite rugby league players. *Biology of Sport*, 40(1), 161–170.
- Fernández-Valdés, B., Sampaio, J., Exel, J., González, J., Tous-Fajardo, J., Jones, B., & Moras, G. (2020). The Influence of Functional Flywheel Resistance Training on Movement Variability and Movement Velocity in Elite Rugby Players. *Frontiers in Psychology*, 11(June). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.01205>

- Fernández-Valdés Villa, B. (2020). *La Variabilidad de Movimiento en el Entrenamiento de Fuerza en los Deportes de Equipo*. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona, España.
- Ferrari, E., Cooper, G., Reeves, N. D., & Hodson-Tole, E. F. (2020). Intrinsic foot muscles act to stabilise the foot when greater fluctuations in centre of pressure movement result from increased postural balance challenge. *Gait and Posture*, 79(January), 229–233. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.03.011>
- Ferreira, R. M., Silva, R., Vigário, P., Martins, P. N., Casanova, F., Fernandes, R. J., & Sampaio, A. R. (2023). The effects of massage guns on performance and recovery: a systematic review. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 8(3), 138.
- Filingeri, D., Jemni, M., Bianco, A., Zeinstra, E., & Jimenez, A. (2012). The effects of vibration during maximal graded cycling exercise: A pilot study. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(3), 423.
- Fiorilli, G., Iuliano, E., Giombini, A., Casasco, M., Fagnani, F., Quinzi, F., ... Calcagno, G. (2020). The optimal whole body vibration frequency effects on postural responses in soccer players. *Sport Sciences for Health*, 16, 435–442.
- Fort, A., Romero, D., Bagur, C., & Guerra, M. (2012). Effects of whole-body vibration training on explosive strength and postural control in young female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 926–936.
- Games, K. E., Sefton, J. M., & Wilson, A. E. (2015). Whole-Body Vibration and Blood Flow and Muscle Oxygenation: A Meta-Analysis. *Journal of Athletic Training*, 50(5), 542–549. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.2.09>
- Garatachea, N., Jiménez, A., Bresciani, G., Mariño, N. A., Gonzalez-Gallego, J., & De Paz, J. A. (2007). The effects of movement velocity during squatting on energy expenditure and substrate utilization in whole-body vibration. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 594–598.
- García-Aguilar, F., Caballero, C., Sabido, R., & Moreno, F. J. (2022). The use of non-linear tools to analyze the variability of force production as an index of fatigue: A systematic review. *Frontiers in Physiology*, 13, 1074652.
- García-Gutiérrez, M. T., Hazell, T. J., & Marín, P. J. (2016). Effects of whole-body vibration applied to lower extremity muscles during decline bench press exercise. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 16(3), 204.
- García-López, D., Garatachea, N., Marín, P. J., Martín, T., & Herrero, A. J. (2012). Acute effects of whole-body vibrations on balance, maximal force and perceived exertion: Vertical platform versus oscillating platform. *European Journal of Sport Science*, 12(5), 425–430.

- Geijssel, J., Bomhoff, G., Van Velzen, J., De Groot, G., & van Ingen Schenau, G. J. (1984). Bicycle ergometry and speed skating performance. *International Journal of Sports Medicine*, 5(05), 241–245.
- Gojanovic, B., & Henchoz, Y. (2012). Whole-body vibration training: Metabolic cost of synchronous, side-alternating or no vibrations. *Journal of Sports Sciences*, 30(13), 1397–1403. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.710756>
- Goldman, D. E. (1948). *A review of subjective responses to vibratory motion of the human body in the frequency range 1 to 70 cycles per second*. Naval Medical Research Institute, National Naval Medical Center.
- Gómez, A., Roqueta, E., Tarragó, J. R., Seirullo, F., & Cos, F. (2019). Entrenament en esports d'equip: l'entrenament coadjuvant en el FCB. *Apunts. Educació Física i Esports*, 4(138), 13–25.
- González, A. I., do Nascimento, E. G. L., da Silva, A., Bernardo-Filho, M., de Sá-Caputo, D. da C., & Sonza, A. (2023). Whole-body vibration exercise in the management of cardiovascular diseases: A systematic review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 36, 20-29.
- González-Millán, S., Caparrós, T., Toro-Román, V., Illera-Domínguez, V., Albesa-Albiol, L., Moras, G., ... Fernández-Valdés, B. (2024). Effect of Ball Inclusion in Drop Vertical Jump Test on Performance and Movement Variability in Basketball Players. *Applied Sciences*, 14(2), 505.
- Goodman, D., & Kelso, J. S. (1980). Are movements prepared in parts? Not under compatible (naturalized) conditions. *Journal of Experimental Psychology: General*, 109(4), 475.
- Grant, M. J., Hawkes, D. H., McMahon, J., Horsley, I., & Khaiyat, O. A. (2019). Vibration as an adjunct to exercise: its impact on shoulder muscle activation. *European Journal of Applied Physiology*, 119, 1789–1798.
- Granville, M. (1881). Treatment of Pain by Mechanical Vibrations. *The Lancet*, (Feb 19), 286–288.
- Grether, W. F. (1971). Vibration and human performance. *Human Factors*, 13(3), 203–216.
- Griffin, M. J. (1975). Vertical vibration of seated subjects: effects of posture, vibration level, and frequency. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 46(3), 269–276.
- Griffin, M. J. (1996). *Handbook of human vibration*. London, UK: Academic press.
- Griffin, M. J., & Whitham, E. M. (1978). Individual variability and its effect on subjective and biodynamic response to whole-body vibration. *Journal of Sound*

and Vibration, 58(2), 239–250.

- Gürol, B., Güven, G., & Güngör, E. O. (2019). The Effects of Whole Body Vibration Application on Jump and Balance Performance in University Students. *Journal of Education and Learning*, 8(6), 110–118.
- Harazin, B., & Grzesik, J. (1998). The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects. *Journal of Sound and Vibration*, 215(4), 775–787. <https://doi.org/10.1006/jsvi.1998.1675>
- Harrelson, G. L. (1991). Use of the slide board following anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Medicine Update*, Winter.
- Hazell, T. J., Kenno, K. A., & Jakobi, J. M. (2010). Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(7), 1860–1865. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddf6c8>
- Hazell, T. J., & Lemon, P. W. R. (2012). Synchronous whole-body vibration increases VO₂ during and following acute exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 112(2), 413–420. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-1984-2>
- Hazell, T. J., Thomas, G. W. R., DeGuire, J. R., & Lemon, P. W. R. (2008). Vertical whole-body vibration does not increase cardiovascular stress to static semi-squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 104, 903–908.
- Heller, B. M., & Pincivero, D. M. (2003). The effects of ACL injury on lower extremity activation during closed kinetic chain exercise. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43(2), 180–188.
- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(3), 131–137.
- Hertel, J., Miller, S. J., & Denegar, C. R. (2000). Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), 104–116.
- Herterich, J., & Schnauber, H. (1992). The effects of vertical mechanical vibration on standing man. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, 11(2), 52–61.
- Hu, Z., Li, M., Wei, J., Zhao, J., Tang, X., & Wei, H. (2024). Assessing the impact of gait speed on gait stability using multi-scale entropy fused with plantar pressure signals. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12(February), 1–8. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1328996>

- Huang, M., & Pang, M. Y. C. (2019). Muscle activity and vibration transmissibility during whole-body vibration in chronic stroke. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(6), 816–825. <https://doi.org/10.1111/sms.13408>
- Huang, M., Tang, C., & Pang, M. Y. C. (2018). Use of whole body vibration in individuals with chronic stroke: Transmissibility and signal purity. *Journal of Biomechanics*, 73, 80–91. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.022>
- Huang, X., Ye, Z., & Qin, X. (2023). Effects of 4 weeks of whole -body vibration training on energy expenditure during deep squats of male well-trained students. *Frontiers in Physiology*, 14, 1232045.
- Hunter, B., Greenhalgh, A., Karsten, B., Burnley, M., & Muniz-Pumares, D. (2021). A non-linear analysis of running in the heavy and severe intensity domains. *European Journal of Applied Physiology*, 121(5), 1297–1313. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04615-6>
- International Standard Organisation. (1997). *ISO 2631-1. Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole body vibration - Part 1: General requirements*. Geneva, Switzerland.
- Issurin, V. . B., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of Sports Sciences*, 17(3), 177–182.
- Issurin, V. B., Liebermann, D. G., & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of Sports Sciences*, 12(6), 561–566.
- James, E. G., Hausdorff, J. M., Leveille, S. G., Trivison, T., & Bean, J. F. (2020). Ankle control differentiation as a mechanism for mobility limitations. *Neuroscience Letters*, 732, 135085.
- Järvinen, M. J., & Lehto, M. U. K. (1993). The effects of early mobilisation and immobilisation on the healing process following muscle injuries. *Sports Medicine*, 15, 78–89.
- Johnston, R. D., & Gabbett, T. J. (2011). Repeated-sprint and effort ability in rugby league players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(10), 2789–2795.
- Jones, A. J., & Saunders, D. J. (1972). Equal comfort contours for whole body vertical, pulsed sinusoidal vibration. *Journal of Sound and Vibration*, 23(1), 1–14.
- Justo, A. C. G., Saavedra, F. J. F., Vilaça-Alves, J., Rosa, C., Neves, E. B., & Reis, V. M. (2015). Comparing consumption oxygen during and after squat exercise

in Smith Machine and whole-body vibration. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4528–4531. IEEE.

Kääriäinen, M., Järvinen, T., Järvinen, M., Rantanen, J., & Kalimo, H. (2000). Relation between myofibers and connective tissue during muscle injury repair. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(6), 332–337.

Kandou, T. W., Houtman, I. L., de Boer, R. W., de Groot, G., & van Ingen Schenau, G. J. (1987). Comparison of physiology and biomechanics of speed skating with cycling and with skateboard exercise. *Canadian Journal of Sport Sciences= Journal Canadien Des Sciences Du Sport*, 12(1), 31–36.

Kang, J., Bushi, J. A., Ratamess, N. A., Faigenbaum, A. D., Klei, S., Maconi, D., & Kreckel, M. (2015). Acute effects of whole-body vibration on energy metabolism during aerobic exercise. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 56(7–8), 834–842.

Kang, J., Porfido, T., Ismaili, C., Selamie, S., Kuper, J., Bush, J. A., ... Faigenbaum, A. D. (2016). Metabolic responses to whole-body vibration: effect of frequency and amplitude. *European Journal of Applied Physiology*, 116(9), 1829–1839. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3440-9>

Kang, J., Ratamess, N. A., Kuper, J., O'Grady, E., Nicole, E., Vought, I., ... Faigenbaum, A. D. (2019). Cardiometabolic responses of body-weight exercises with and without vibration. *Kinesiology*, 51(1), 83–91.

Kannus, P., Parkkari, J., Järvinen, T. L. N., Järvinen, T. A. H., & Järvinen, M. (2003). Basic science and clinical studies coincide: active treatment approach is needed after a sports injury: A short review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(3), 150–154.

Kapreli, E., Athanasopoulos, S., Papathanasiou, M., Van Hecke, P., Strimpakos, N., Gouliamos, A., ... Sunaert, S. (2006). Lateralization of brain activity during lower limb joints movement. An fMRI study. *Neuroimage*, 32(4), 1709–1721.

Kellogg, J. H. (1895). *The Art of Massage: Its Physiological and Therapeutic Applications*. Modern Medicine Publishing Company.

Kerschman-Schindl, K., Grampp, S., Henk, C., Resch, H., Preisinger, E., Fialka-Moser, V., & Imhof, H. (2001). Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clinical Physiology*, 21(3), 377–382.

Kiiski, J., Heinonen, A., Järvinen, T. L., Kannus, P., & Sievänen, H. (2008). Transmission of vertical whole body vibration to the human body. *Journal of Bone and Mineral Research*, 23(8), 1318–1325. <https://doi.org/10.1359/jbmr.080315>

- Kimura, I. F., Hetzler, R. K., & Nakasone, K. T. (2006). Physiologic considerations of therapeutic slideboard rehabilitation with an external loading device. *Journal of Athletic Training*, 41(1), 87–92.
- Kin-Isler, A., Acikada, C., & Aritan, S. (2006). Effects of vibration on maximal isometric muscle contraction at different joint angles. *Isokinetics and Exercise Science*, 14(3), 213–220.
- Kiseleva, I., & Kamkin, A. (2010). *Mechanosensitivity and mechanotransduction*. Springer Science & Business Media.
- Ko, J.-H., Han, D.-W., & Newell, K. M. (2018). Skill level changes the coordination and variability of standing posture and movement in a pistol-aiming task. *Journal of Sports Sciences*, 36(7), 809–816.
- Komiya, M., Urabe, Y., Sasadai, J., Fujishita, H., Sakai, S., & Maeda, N. (2019). The effects of two different whole-body-vibration frequencies on ankle dorsiflexion angle, vertical jump height, and postural stability after landing. *Isokinetics and Exercise Science*, 27(4), 267–274.
- Konrad, A., Tilp, M., & Nakamura, M. (2021). A comparison of the effects of foam rolling and stretching on physical performance. A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 12, 720531.
- Kramer, M., & Kholvadia, A. (2021). The effect of vibration cycle ergometry on pulmonary VO₂ kinetics, isokinetic knee torque, and lower extremity explosive power. *Ergonomics*, 64(7), 943–952.
- Krause, A., Gollhofer, A., Freyler, K., Jablonka, L., & Ritzmann, R. (2016). Acute corticospinal and spinal modulation after whole body vibration. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 16(4), 327.
- Krumm, D., Kuske, N., Neubert, M., Buder, J., Hamker, F., & Odenwald, S. (2021). Determining push-off forces in speed skating imitation drills. *Sports Engineering*, 24, 1–10.
- Lage, V. K. S., Lacerda, A. C. R., Neves, C. D. C., Chaves, M. G. A., Soares, A. A., Lima, L. P., ... Oliveira, V. C. (2019). Cardiorespiratory responses in different types of squats and frequencies of whole body vibration in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Journal of Applied Physiology*, 126(1), 23–29.
- Lam, F. M. H., Lau, R. W. K., Chung, R. C. K., & Pang, M. Y. C. (2012). The effect of whole body vibration on balance, mobility and falls in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Maturitas*, 72(3), 206–213. <https://doi.org/10.1177/0269215514552829>
- Lam, F. M. H., Tang, C. Y., Kwok, T. C. Y., & Pang, M. Y. C. (2018). Transmissibility and waveform purity of whole-body vibrations in older adults.

- Lapole, T., & Pérot, C. (2010). Effects of repeated Achilles tendon vibration on triceps surae force production. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 648–654.
- Lau, R. W. K., Teo, T., Yu, F., Chung, R. C. K., & Pang, M. Y. C. (2011). Effects of whole-body vibration on sensorimotor performance in people with Parkinson disease: a systematic review. *Physical Therapy*, 91(2), 198–209.
- Lee, C.-L., Chu, I.-H., Lyu, B.-J., Chang, W.-D., & Chang, N.-J. (2018). Comparison of vibration rolling, nonvibration rolling, and static stretching as a warm-up exercise on flexibility, joint proprioception, muscle strength, and balance in young adults. *Journal of Sports Sciences*, 36(22), 2575–2582.
- Leirdal, S., Sætran, L., Roeleveld, K., Vereijken, B., Bråten, S., Løset, S., ... Ettema, G. (2006). Effects of body position on slide boarding performance by cross-country skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(8), 1462–1469. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000227536.13175.52>
- Lenzen, K. H. (1966). Vibration of steel joist-concrete slab floors. *Engineering Journal*, 3(3), 133–136.
- Liang, H., Beerse, M., Ke, X., & Wu, J. (2017). Effect of whole-body vibration on center-of-mass movement during standing in children and young adults. *Gait & Posture*, 54, 148–153.
- Liao, L.-R., Ng, G. Y. F., Jones, A. Y. M., & Pang, M. Y. C. (2015). Cardiovascular stress induced by whole-body vibration exercise in individuals with chronic stroke. *Physical Therapy*, 95(7), 966–977.
- Lienhard, K., Cabasson, A., Meste, O., & Colson, S. S. (2014). Determination of the optimal parameters maximizing muscle activity of the lower limbs during vertical synchronous whole-body vibration. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 1493–1501.
- Linens, S. W., Ross, S. E., Arnold, B. L., Gayle, R., & Pidcoe, P. (2014). Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 49(1), 15–23.
- Liu, P., Li, Y., Xiao, Y., Li, D., Liu, L., Ma, Y., & Zheng, W. (2023). Effects of whole-body vibration training with different frequencies on the balance ability of the older adults: a network meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 14, 1153163.
- Liu, W. Y., Meijer, K., Delbressine, J. M., Willems, P. J., Wouters, E., & Spruit, M. (2019). Effects of pulmonary rehabilitation on gait characteristics in patients

with COPD. *Journal of Clinical Medicine*, 8(4).
<https://doi.org/10.3390/jcm8040459>

- Lohman, E. B., Petrofsky, J. S., Maloney-Hinds, C., Betts-Schwab, H., & Thorpe, D. (2007). The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Medical Science Monitor*, 13(2), CR71–CR76.
- López-Pascual, J., Page, Á., & Serra-Añó, P. (2018). Movement Variability Increases With Shoulder Pain When Compensatory Strategies of the Upper Body Are Constrained. *Journal of Motor Behavior*, 50(5), 510–516.
<https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1371109>
- Lorenz, D. (2013). The slideboard and agility ladder as a tool for upper extremity rehabilitation and conditioning. *Strength & Conditioning Journal*, 35(1), 66–68.
- Lorenzen, C., Maschette, W., Koh, M., & Wilson, C. (2009). Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 676–678. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.06.008>
- Loriga, G. (1911). Il lavoro con i martelli pneumatici. *Boll Inspett Lavoro*, 2, 35–60.
- Lu, L., Mao, L., Feng, Y., Ainsworth, B. E., Liu, Y., & Chen, N. (2021). Effects of different exercise training modes on muscle strength and physical performance in older people with sarcopenia: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 21(1), 708.
- Luo, J., McNamara, B. P., & Moran, K. (2005). A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. *Medical Engineering & Physics*, 27(6), 513–522.
- MacLennan, M., Ramirez-Campillo, R., & Byrne, P. J. (2023). Self-massage techniques for the management of pain and mobility with application to resistance training: A brief review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 37(11), 2314–2323.
- Magid, E. B., Coermann, R. R., & Ziegenruecker, G. H. (1960). Human tolerance to whole body sinusoidal vibration. Short-time, one-minute and three-minute studies. *Aerospace Medicine*, 31, 915–924.
- Mahbub, M. H., Hiroshige, K., Yamaguchi, N., Hase, R., Harada, N., & Tanabe, T. (2019). A systematic review of studies investigating the effects of controlled whole-body vibration intervention on peripheral circulation. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 39(6), 363–377.
- Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Van de Voorde, D., Michilsens, D., Arbyn, V., & Van den Broecke, W. (2006). Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of*

Athletic Training, 41(3), 286.

- Mahler, M. (1979). Neural and humoral signals for pulmonary ventilation arising in exercising muscle. *Medicine and Science in Sports*, 11(2), 191–197.
- Mallock, H. R. A. (1902). Vibrations produced by the working of traffic on the central london railway. *Board of Trade Report, Command Papers*, (951).
- Marelli, S., Chadeaux, D., Goggins, K., Eger, T., Scaccabarozzi, D., & Tarabini, M. (2021). The Effects of Altering the Center of Pressure in Standing Subjects Exposed to Foot-Transmitted Vibration on an Optimized Lumped-Parameter Model of the Foot. *Vibration*, 4(4), 893–905.
- Marín, P. J., & Hazell, T. J. (2014). Effects of whole-body vibration with an unstable surface on muscle activation. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 14(2), 213–219.
- Marín, P. J., García-Gutiérrez, M. T., Da Silva-Grigoletto, M. E., & Hazell, T. J. (2015). The addition of synchronous whole-body vibration to battling rope exercise increases skeletal muscle activity. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 15(3), 240.
- Martin, B. J., & Park, H.-S. (1997). Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75, 504–511.
- Martin, J. (2021). A critical evaluation of percussion massage gun devices as a rehabilitation tool focusing on lower limb mobility: A literature review. Retrived from osf.io/pre-prints/sportrxiv/j9ya8
- Maslova, O., Shusharina, N., Videnin, A., & Pyatin, V. (2024). Integrative function of proprioceptive system in the acute effects of whole body vibration on the movement performance in young adults. *Frontiers in Sports and Active Living*, 6, 1357199.
- Matsumoto, Y., & Griffin, M. J. (1998). Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: influence of posture and vibration magnitude. *Journal of Sound and Vibration*, 212(1), 85–107. <https://doi.org/10.1006/jsvi.1997.1376>
- Matsumoto, Y., & Griffin, M. J. (2000). Comparison of Biodynamic Responses in Standing and Seated Human Bodies. *Journal of Sound and Vibration*, 238(4), 691–704. <https://doi.org/10.1006/jsvi.2000.3133>
- McBride, J. M., Porcari, J. P., & Scheunke, M. D. (2004). Effect of vibration during fatiguing resistance exercise on subsequent muscle activity during maximal voluntary isometric contractions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(4), 777–781.

- McCamley, J., Bergamini, E., & Grimpampi, E. (2022). Balance on different unstable supports: a complementary approach based on linear and non-linear analyses. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 60(3), 863–873. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02504-4>
- McCloskey, D. I., & Mitchell, J. (1972). Reflex cardiovascular and respiratory responses originating in exercising muscle. *The Journal of Physiology*, 224(1), 173–186.
- Mehdizadeh, S., Arshi, A. R., & Davids, K. (2015). Quantifying coordination and coordination variability in backward versus forward running: Implications for control of motion. *Gait and Posture*, 42(2), 172–177. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.006>
- Mester, J., Spitzenfeil, P., Schwarzer, J., & Seifriz, F. (1999). Biological Reaction to Vibration - Implications for Sport. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2(3), 211–226.
- Milanese, C., Cavedon, V., Sandri, M., Tam, E., Piscitelli, F., Boschi, F., & Zancanaro, C. (2018). Metabolic effect of bodyweight whole-body vibration in a 20-min exercise session: A crossover study using verified vibration stimulus. *PLoS One*, 13(1), e0192046.
- Mischi, M., & Cardinale, M. (2009). The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 645–653.
- MIWA, T. (1975). Mechanical impedance of human body in various postures. *Industrial Health*, 13(1–2), 1–22.
- Moezy, A., Olyaei, G., Hadian, M., Razi, M., & Faghihzadeh, S. (2008). A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 42(5), 373–385.
- Moffa, S., Iuliano, E., Di Cagno, A., Pistone, E. M., Fiorilli, G., & Calcagno, G. (2017). Acute effect of whole body vibration on balance in blind vs. no-blind athletes: A preliminary study. *Sport Sciences for Health*, 13, 323–329.
- Moraiti, C. O., Stergiou, N., Ristanis, S., Vasiliadis, H. S., Patras, K., Lee, C., & Georgoulis, A. D. (2009). The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on stride-to-stride variability. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 25(7), 742–749.
- Moras, G. (1994). *La preparación integral en el voleibol: 1000 ejercicios y juegos*. Paidotribo.
- Moras, G., Fernández-Valdés, B., Vázquez-Guerrero, J., Tous-Fajardo, J., Exel, J., &

- Sampaio, J. (2018). Entropy measures detect increased movement variability in resistance training when elite rugby players use the ball. *Journal of Science and Medicine in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.007>
- Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Tous-Fajardo, J., Ranz, D., & Mujika, I. (2010). A vibratory bar for upper body: feasibility and acute effects on EMGms activity. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(8), 2132–2142.
- Moreno, F. J., Barbado, D., Caballero, C., Urbán, T., & Sabido, R. (2023). Variations induced by the use of unstable surface do not facilitate motor adaptation to a throwing skill. *PeerJ*, 11, e14434.
- Morral-Yepes, M., Gonzalo-Skok, O., Fernández-Valdés, B., Bishop, C., Tuyà, S., & Moras, G. (2023). Assessment of movement variability and time in a football reactive agility task depending on constraints. *Sports Biomechanics*, 1–17.
- Muir, J., Kiel, D. P., & Rubin, C. T. (2013). Safety and severity of accelerations delivered from whole body vibration exercise devices to standing adults. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(6), 526–531. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.01.004>
- Munera, M., Bertucci, W., Duc, S., & Chimentin, X. (2016). Transmission of whole body vibration to the lower body in static and dynamic half-squat exercises. *Sports Biomechanics*, 15(4), 409–428. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1171894>
- Munera, M., Bertucci, W., Duc, S., & Chimentin, X. (2018). Analysis of muscular activity and dynamic response of the lower limb adding vibration to cycling. *Journal of Sports Sciences*, 36(13), 1465–1475.
- Nawayseh, N. (2018). Transmission of vibration from a vibrating plate to the head of standing people. *Sports Biomechanics*, 31(1), 1–19. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1434233>
- Nawayseh, N., & Hamdan, S. (2019). Apparent mass of the standing human body when using a whole-body vibration training machine: Effect of knee angle and input frequency. *Journal of Biomechanics*, 82, 291–298. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.003>
- Nawayseh, N., Sinan, H. A., & Alteneiji, S. (2019). Effect of gender on the biodynamic responses to vibration induced by a whole-body vibration training machine. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 233(3), 383–392. <https://doi.org/10.1177/0954411919830122>
- Nazarov, V., & Spivak, G. (1985). Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theory and Practice of Physical Culture (Moscow)*, 12, 37-39.

- Nazarov, V. T., & Zilinsky, L. V. (1984). Enhanced development of shoulder-joint flexibility in athletes. *Theory and Practice of Physical Culture (Moscow)*, 10, 28–30.
- Newell, K. (1986). Constraints on the development of coordination. *Motor Development in Children: Aspects of Coordination and Control*, 34, 341–360
- Newell, K. (1998). Degrees of freedom and the development of postural center of pressure profiles. *Applications of nonlinear dynamics to developmental process modeling* (pp. 63–84). Psychology Press.
- Nohelova, D., Bizovska, L., Vuillerme, N., & Svoboda, Z. (2021). Gait variability and complexity during single and dual-task walking on different surfaces in outdoor environment. *Sensors*, 21(14), 1–12. <https://doi.org/10.3390/s21144792>
- Norheim, K. L., Samani, A., Bønløkke, J. H., Omland, Ø., & Madeleine, P. (2019). The effects of age and musculoskeletal pain on force variability among manual workers. *Human Movement Science*, 64, 19–27.
- Osborne, D. J., Heath, T. O., & Boarer, P. (1981). Variation in human response to whole-body vibration. *Ergonomics*, 24(4), 301–313. <https://doi.org/10.1080/00140138108924853>
- Osborne, D. J., & Humphreys, D. A. (1976). Individual variability in human response to whole-body vibration. *Ergonomics*, 19(6), 719–726.
- Olson, M. S., Williford, H., & Wang, N. (1997). Cardiorespiratory Responses to Lateral Motion Exercise With and Without Ankle Weights. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 11(4), 273–277.
- Oosthuysen, T., Viedge, A., McVeigh, J., & Avidon, I. (2013). Anaerobic power in road cyclists is improved after 10 weeks of whole-body vibration training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(2), 485–494.
- Orr, R. (2015). The effect of whole body vibration exposure on balance and functional mobility in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Maturitas*, 80(4), 342–358. <https://doi.org/10.1177/0269215514552829>
- Orsini, F., Rossi, A., Botta, F., Scorza, A., Sciuto, S. A., Marzaroli, P., ... Scalise, L. (2018). A case study on the characterization of Whole Body Vibration platforms for medical applications. *International Symposium on Medical Measurements and Applications, Proceedings*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2018.8438715>
- Orth, D., Van der Kamp, J., Memmert, D., & Savelsbergh, G. J. P. (2017). Creative motor actions as emerging from movement variability. *Frontiers in Psychology*, 8, 281868.

- Overbeek, C. L., Tiktak, W. E., Kolk, A., Nagels, J., Nelissen, R. G. H. H., & de Groot, J. H. (2020). Reduced force entropy in subacromial pain syndrome: A cross-sectional analysis. *Clinical Biomechanics*, 80(March), 105137. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105137>
- Padulo, J., Di Giminiani, R., Ibba, G., Zarrouk, N., Moalla, W., Attene, G., ... Chamari, K. (2014). The acute effect of whole body vibration on repeated shuttle-running in young soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 35(01), 49–54.
- Park, S.-J., Lee, S.-I., Jeong, H.-J., & Kim, B.-G. (2021). Effect of vibration foam rolling on the range of motion in healthy adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 17(4), 226.
- Park, S.-Y., Son, W.-M., & Kwon, O.-S. (2015). Effects of whole body vibration training on body composition, skeletal muscle strength, and cardiovascular health. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 11(6), 289.
- Parks, D. L., Snyder, F. W., & Beaupeurt, J. E. (1961). *Human reaction to low frequency vibration*. Office of Naval Research, The Boeing Company, Military Airplane Division, Wichita (Kansas).
- Parlamento Europeo, & Consejo de la Unión Europea. (2002). *Directiva 2002/44/CE del Parlamento Europeo y del Consejo*.
- Pel, J. J., Bagheri, J., van Dam, L. M., van den Berg-Emons, H. J. G., Horemans, H. L. D., Stam, H. J., & van der Steen, J. (2009). Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical Engineering and Physics*, 31(8), 937–944. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.05.005>
- Perera, S., Mody, S. H., Woodman, R. C., & Studenski, S. A. (2006). Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54(5), 743–749.
- Pérez-Chirinos Buxadé, C., Moras Feliu, G., Tuyà Viñas, S., Trabucchi, M., Gavaldà Castet, D., Padullés Riu, J. M., & Fernández-Valdés Villa, B. (2024). Influence of the Slope and Gate Offset on Movement Variability and Performance in Slalom Skiing. *Applied Sciences*, 14(4), 1427.
- Piecha, M., Juras, G., Krol, P., Sobota, G., Polak, A., & Bacik, B. (2014). The effect of a short-term and long-term whole-body vibration in healthy men upon the postural stability. *PLoS One*, 9(2), e88295.
- Piercy, K. L., Troiano, R. P., Ballard, R. M., Carlson, S. A., Fulton, J. E., Galuska, D. A., ... Olson, R. D. (2018). The physical activity guidelines for Americans. In *Jama* (Vol. 320). American Medical Association.

- Pies, N. A., Provost-Craig, M. A., Neeves, R. E., & Richards, J. G. (1998). Cardioplmonary Responses to Slideboard Exercise in Competitive Female Ice Skaters. *National Strength and Conditioning Association*, 12(1), 7–11.
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Mathematics*, 88(March), 2297–2301. <https://doi.org/10.1073/pnas.88.6.2297>
- Pinto, G. S. M., Abrantes, C., Brito, J. P., Novaes, J. S., Monteiro, M. D., & Reis, V. M. (2010). Oxygen uptake, heart rate and energy expenditure during slideboard routines at different cadence. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 50(2), 126–131. <https://doi.org/R40103008> [pii]
- Piucco, T., Bini, R., Sakaguchi, M., Diefenthaeler, F., & Stefanyshyn, D. (2017). Motor unit firing frequency of lower limb muscles during an incremental slide board skating test. *Sports Biomechanics*, 16(4), 540–551.
- Piucco, T., & de Lucas, R. D. (2019). Application of critical intensity model during slide board skating. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 44(4), 443–446.
- Piucco, T., Diefenthaeler, F., Prosser, A., & Bini, R. (2020). Validity of different EMG analysis methods to identify aerobic and anaerobic thresholds in speed skaters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 52, 102425.
- Piucco, T., Diefenthaeler, F., Soares, R., Murias, J., & Millet, G. (2017). Validation of a Maximal Incremental Skating Test Performed on a Slide Board: Comparison With Treadmill Skating. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 32, 1–44. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2015-0012>
- Piucco, T., dos Santos, S. G., de Lucas, R. D., & Dias, J. A. (2015). A novel incremental slide board test for speed skaters: Reliability analysis and comparison with a cycling test. *Apunts Medicina de l'Esport*, 50(186), 57–63. <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2015.01.003>
- Piucco, T., O'Connell, J., Stefanyshyn, D., & De Lucas, R. D. (2016). Incremental Testing Design on Slide Board for Speed Skaters: Comparison between Two Different Protocols. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(11), 3116–3121. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001392>
- Pleguezuelos, E., Casarramona, P., Guirao, L., Samitier, B., Ortega, P., Vila, X., ... Serra, N. (2018). How whole-body vibration can help our COPD patients. Physiological changes at different vibration frequencies. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*, 3373–3380.
- Pollock, R. D., Provan, S., Martin, F. C., & Newham, D. J. (2011). The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 3069–3077.

- Pollock, R. D., Woledge, R. C., Mills, K. R., Martin, F. C., & Newham, D. J. (2010). Muscle activity and acceleration during whole body vibration: Effect of frequency and amplitude. *Clinical Biomechanics*, 25(8), 840–846. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.004>
- Poston, B., Holcomb, W. R., Guadagnoli, M. A., & Linn, L. L. (2007). The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), 199–203.
- Preatoni, E., Ferrario, M., Donà, G., Hamill, J., & Rodano, R. (2010). Motor variability in sports: a non-linear analysis of race walking. *Journal of Sports Sciences*, 28(12), 1327–1336.
- Prentice, W. E. (2009). Using therapeutic modalities to affect the healing process. *Therapeutic Modalities: For Sports Medicine and Athletic Training*, 17–32.
- Promsri, A., Bangkomdet, K., Jindatham, I., & Jenchang, T. (2023). Leg Dominance—Surface Stability Interaction: Effects on Postural Control Assessed by Smartphone-Based Accelerometry. *Sports*, 11(4), 75.
- Promsri, A., Haid, T., & Federolf, P. (2018). How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? *Human Movement Science*, 58, 165–174.
- Promsri, A., Haid, T., Werner, I., & Federolf, P. (2020). Leg dominance effects on postural control when performing challenging balance exercises. *Brain Sciences*, 10(3), 128.
- Pujari, A. N., Neilson, R. D., & Cardinale, M. (2009). A novel vibration device for neuromuscular stimulation for sports and rehabilitation applications. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2009*, 839–844. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333675>
- Pujari, A. N., Neilson, R. D., & Cardinale, M. (2019). Effects of different vibration frequencies , amplitudes and contraction levels on lower limb muscles during graded isometric contractions superimposed on whole body vibration stimulation. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 6, 1–23. <https://doi.org/10.1177/2055668319827466>
- Raffalt, P. C., Bencke, J., Mortensen, K., Torabi, T. P., Wong, C., & Speedtsberg, M. B. (2022). Electro-suit treatment of children with unilateral cerebral palsy alters nonlinear dynamics of walking. *Clinical Biomechanics*, 98, 105714.
- Raffalt, P. C., Fillingsnes Marker, I., Adler, A. T., & Alkjaer, T. (2021). Dynamics of Postural Control in Elite Sport Rifle Shooters. *Journal of Motor Behavior*, 53(1), 20–29. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723478>
- Raffalt, P. C., Spedden, M. E., & Geertsen, S. S. (2019). Dynamics of postural control

during bilateral stance – Effect of support area, visual input and age. *Human Movement Science*, 67(May), 1–10.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.05.007>

- Ramos, A., Coutinho, P., Leita, J. C., Cortinhas, A., Davids, K., & Mesquita, I. (2020). The constraint-led approach to enhancing team synergies in sport-What do we currently know and how can we move forward? A systematic review and meta-analyses. *Psychology of Sport and Exercise*, 50, 101754.
- Rao, B. K. N. (1982). Biodynamic response of human head during wholebody vibration. *Shock and Vibration Bulletin*, 52, 89–99.
- Rauch, F., Sievanen, H., Boonen, S., Cardinale, M., Degens, H., Felsenberg, D., ... Rittweger, J. (2010). Reporting whole-body vibration intervention studies: recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 10(3), 193–198.
- Reese, S., & Lavery, K. (1991). Slide boards: A conditioning and rehabilitative tool. *Strength & Conditioning Journal*, 13(5), 22–25.
- Reiher, H., & Meister, F. J. (1931). Die empfindlichkeit des menschen gegen erschütterungen. *Forschung Auf Dem Gebiet Des Ingenieurwesens A*, 2(11), 381–386.
- Richman, J., & Moorman, J. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039–H2049.
- Richman, J., & Moorman, J. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039–H2049.
- Riemann, B. L., Guskiewicz, K. M., & Shields, E. W. (1999). Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 8(2), 71–82.
- Rienhoff, R., Tirp, J., Strauß, B., Baker, J., & Schorer, J. (2016). The ‘Quiet Eye’ and Motor Performance: A Systematic Review Based on Newell’s Constraints-Led Model. *Sports Medicine*, 46(4), 589–603. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0442-4>
- Rittweger, J., Beller, G., & Felsenberg, D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical Physiology*, 20(2), 134–142.
- Rittweger, J., Ehrig, J., Just, K., Mutschelknauss, M., Kirsch, K. A., & Felsenberg, D. (2002). Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: influence of vibration

frequency, amplitude, and external load. *International Journal of Sports Medicine*, 23(06), 428–432.

- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5), 877–904. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1303-3>
- Rittweger, J. (2020). *Manual of Vibration Exercise and Vibration Therapy*. Cham: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-43985-9>
- Rittweger, J., Schiessl, H., & Felsenberg, D. (2001). Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: Comparison with squatting as a slow voluntary movement. *European Journal of Applied Physiology*, 86(2), 169–173. <https://doi.org/10.1007/s004210100511>
- 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. *European Journal of Applied Physiology*, 113(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2402-0>
- Robalo, R. A. M., Diniz, A. M. F. A., Fernandes, O., & Passos, P. J. M. (2021). The role of variability in the control of the basketball dribble under different perceptual setups. *European Journal of Sport Science*, 21(4), 521–530. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1759695>
- Rodríguez-Jiménez, S., Benítez, A., García González, M. A., Moras, G., & Maffiuletti, N. A. (2014). The influence of preset frequency, loading condition, and exercise type on the mechanical behavior of a novel vibratory bar. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(4), 982–989.
- Rodríguez Jiménez, S. (2015). *Diseño y desarrollo de una barra vibratoria: actividad neuromuscular durante el ejercicio con vibración de las extremidades superiores*. Tesis Doctoral. Universitat de Barcelona, España.
- Rodríguez-Jiménez, S., Benítez, A., García González, M. A., Moras, G., & Maffiuletti, N. A. (2015). Effect of vibration frequency on agonist and antagonist arm muscle activity. *European Journal of Applied Physiology*, 115(6), 1305–1312. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3108-x>
- Roelants, M., Verschueren, S. M. P., Delecluse, C., Levin, O., & Stijnen, V. (2006). Whole-Body-Vibration-Induced Increase In Leg Muscle Activity During Different Squat Exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(1), 124–129.
- Roelofsen, E. G. J., van Cingel, R., Pronk, Y., Staal, J. B., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Meulenbroek, R. G. J. (2020). Leg-amplitude differentiation guided by haptic and visual feedback to detect alterations in motor flexibility due to Total Knee Replacement. *Human Movement Science*, 71, 102623.

- Rogan, S., Hilfiker, R., Herren, K., Radlinger, L., & de Bruin, E. D. (2011). Effects of whole-body vibration on postural control in elderly: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 11, 1–18.
- Rogan, S., & Taeymans, J. (2023). Effects of stochastic resonance whole-body vibration on sensorimotor function in elderly individuals—A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1083617.
- Rogan, S., Taeymans, J., Radlinger, L., Naepflin, S., Ruppen, S., Bruelhart, Y., & Hilfiker, R. (2017). Effects of whole-body vibration on postural control in elderly: An update of a systematic review and meta-analysis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 73(June), 95–112. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2017.07.022>
- Rohafza, M., Soangra, R., Smith, J. A., & Ignasiak, N. K. (2022). Self-paced treadmills do not allow for valid observation of linear and nonlinear gait variability outcomes in patients with Parkinson’s disease. *Gait & Posture*, 91, 35–41.
- Rohracher, H. (1962). Permanente rhythmische Mikrobewegungen des Warmblüter-Organismus (“Mikrovibration”). *Die Naturwissenschaften*, 49(7), 145–150. <https://doi.org/10.1007/BF00640123>
- Rønnestad, B. R. (2004). Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research: The Research Journal of the NSCA*, 18(4), 839–845.
- Rønnestad, B. R., Moen, M., Gunnørød, S., & Øfsteng, S. (2018). Adding vibration to high-intensity intervals increase time at high oxygen uptake in well- trained cyclists. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28(12), 2473–2480. <https://doi.org/10.1111/sms.13277>
- Rose, D. J., Lucchese, N., & Wiersma, L. D. (2006). Development of a multidimensional balance scale for use with functionally independent older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1478–1485.
- Rowe, P. L., Taflan, S., & Hahne, A. J. (2022). Does the Addition of Whole-Body Vibration Training Improve Postural Stability and Lower Limb Strength During Rehabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review With Meta-analysis. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 32(6), 627–634.
- Rowlands, G. F. (1974). *The transmission of vibration by the human body with special reference to the problems of measurement and analysis*. Doctoral Thesis. Loughborough University, United Kingdom.
- Rubin, C., Pope, M., Fritton, J. C., Magnusson, M., Hansson, T., & McLeod, K.

- (2003). 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(23), 2621–2627. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000102682.61791.C9>
- Rubio-Arias, J. Á., Martínez-Aranda, L. M., Andreu-Caravaca, L., Sanz, G., Benito, P. J., & Ramos-Campo, D. J. (2021). Effects of whole-body vibration training on body composition, cardiometabolic risk, and strength in the population who are overweight and obese: A systematic review with meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 102(12), 2442–2453.
- Ryan, T. J. (1981). Vibration : good or bad ? *Clinical and Experimental Dermatology*, 6(February 1980), 179–189.
- Sá-Caputo, D. C., Costa-Cavalcanti, R., Carvalho-Lima, R. P., Arnóbio, A., Bernardo, R. M., Ronikeile-Costa, P., ... Paiva, D. N. (2016). Systematic review of whole body vibration exercises in the treatment of cerebral palsy: Brief report. *Developmental Neurorehabilitation*, 19(5), 327–333.
- Saint-Pierre, A., & Castel, C. I. (1734). Fauteuil de poste. *Machine Pour Guérir et Éloigner Les Maladies Que Caused l'excès de Nourriture, La Vie Trop Sédentaire, et Le Défaut de Transpiration Suffisante*. Paris, Mercure de France.
- Sams, L., Langdown, B. L., Simons, J., & Vseteckova, J. (2023). The Effect Of Percussive Therapy On Musculoskeletal Performance And Experiences Of Pain: A Systematic Literature Review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 18(2), 309–327.
- Samuelson, B., Jorfeldt, L., & Ahlberg, B. (1989). Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction. *Clinical Physiology*, 9(1), 21–26.
- Samuelson, B., Jorfeldt, L., & Ahlberg, B. (1989). Influence of vibration on work performance during ergometer cycling. *Uppsala Journal of Medical Sciences*, 94(1), 73–79.
- Sanders, C. E. (1936). Cardiovascular and peripheral vascular diseases: treatment by a motorized oscillating bed. *Journal of the American Medical Association*, 106(11), 916–918.
- Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., Russell, E. M., & Jemni, M. (2006). Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(4), 720–725.
- Sañudo, B., Seixas, A., Gloeckl, R., Rittweger, J., Rawer, R., Taiar, R., ... Sartorio, A. (2020). Potential application of whole body vibration exercise for improving the clinical conditions of COVID-19 infected individuals: A narrative review from the world association of vibration exercise experts (WAVex) panel.

International Journal of Environmental Research and Public Health, 17(10), 3650.

- Saquetto, M. B., Pereira, F. F., Queiroz, R. S., Da Silva, C. M., Conceição, C. S., & Gomes Neto, M. (2018). Effects of whole-body vibration on muscle strength, bone mineral content and density, and balance and body composition of children and adolescents with Down syndrome: a systematic review. *Osteoporosis International*, 29, 527–533.
- Schelling, X., & Torres-Ronda, L. (2016). An Integrative Approach to Strength and Neuromuscular Power Training for Basketball. *Strength and Conditioning Journal*, 38(3), 72–80. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000219>
- Schöner, G., & Kelso, J. A. S. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, 239(4847), 1513–1520.
- Schütte, K. H., Seerden, S., Venter, R., & Vanwanseele, B. (2018). Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait and Posture*, 59(October 2017), 222–228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.021>
- Seifert, L., Boulanger, J., Orth, D., & Davids, K. (2015). Environmental design shapes perceptual-motor exploration, learning, and transfer in climbing. *Frontiers in Psychology*, 6(NOV), 1–15. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01819>
- Seifriz, F., Spitzenpfel, P., Schwarzer, J., & Mester, J. (1999). Influence of various whole body vibrations on body sway. *Sport Science in Europe. Proceedings of the 4th Annual Conference of the European College of Sport Science*, 88. Rome.
- Seirul·lo, F. (1976). Hacia una sinérgica del entrenamiento. *Apunts: Medicina de l'esport*, 13(50), 93–94.
- Seirul·lo, F. (1990). Entrenamiento de la fuerza en balonmano. *RED: Revista de Entrenamiento Deportivo*, 4(6), 30–34.
- Seirul·lo, F. (1993). Preparación física aplicada a los deportes de equipo. *Colección Cadernos Técnico-Pedagógicos Do INEF de Galicia, A Coruña: Centro Galego de Documentación e Edicións Deportivas*.
- Seirul·lo, F. (2017). *El entrenamiento en los deportes de equipo*. Barcelona: Mastercede.
- Serravite, D. H., Edwards, D., Edwards, E. S., Gallo, S. E., & Signorile, J. F. (2013). Loading and concurrent synchronous whole-body vibration interaction increases oxygen consumption during resistance exercise. *Journal of Sports Science & Medicine*, 12(3), 475.

- Sethi, A., Stergiou, N., Patterson, T. S., Patten, C., & Richards, L. G. (2017). Speed and Rhythm Affect Temporal Structure of Variability in Reaching Poststroke: A Pilot Study. *Journal of Motor Behavior*, 49(1), 35–45. <https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1219304>
- Shamseddini Sofla, F., Hadadi, M., Rezaei, I., Azhdari, N., & Sobhani, S. (2021). The effect of the combination of whole body vibration and shoe with an unstable surface in chronic ankle instability treatment: a randomized clinical trial. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1), 1–11.
- Sharp, L. F., & Priesmeyer, H. R. (1995). Tutorial: chaos theory—a primer for health care. *Quality Management in Healthcare*, 3(4), 71.
- Shepetofsky, D. A. (1992). *Rehabilitation of the anterior cruciate ligament of the knee following reconstruction: A review of the various sequential uses of open and closed chain activities*. Touro College.
- Shoenberger, R. W. (1972). Human response to whole-body vibration. *Perceptual and Motor Skills*, 34(1), 127–160.
- Sierra-Guzmán, R., Jiménez-Díaz, F., Ramírez, C., Esteban, P., & Abián-Vicén, J. (2018). Whole-body-vibration training and balance in recreational athletes with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 53(4), 355–363.
- Sierra-Guzmán, R., Jiménez, J. F., Ramírez, C., Esteban, P., & Abián-Vicén, J. (2017). Effects of Synchronous Whole Body Vibration Training on a Soft, Unstable Surface in Athletes with Chronic Ankle Instability. *International Journal of Sports Medicine*, 38(6), 447–455. <https://doi.org/10.1055/s-0043-102571>
- Siff, M. C., & Verkhoshansky, Y. V. (1996). Supertraining. Special strength training for sporting excellence. *Sports Training Co. Escondido. CA*.
- Silva, H. R., Couto, B. P., & Szmuchrowski, L. A. (2008). Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1031–1036.
- Sitjà-Rabert, M., Rigau, D., Fort Vanmeerghaeghe, A., Romero-Rodríguez, D., Bonastre Subirana, M., & Bonfill, X. (2012). Efficacy of whole body vibration exercise in older people: A systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 34(11), 883–893. <https://doi.org/10.3109/09638288.2011.626486>
- Słomka, K., Juras, G., Sobota, G., & Bacik, B. (2013). The reliability of a rambling–trembling analysis of center of pressure measures. *Gait & Posture*, 37(2), 210–213.
- Smith, B. A., Vanderbilt, D. L., Applequist, B., & Kyvelidou, A. (2017). Sample

entropy identifies differences in spontaneous leg movement behavior between infants with typical development and infants at risk of developmental delay. *Technologies*, 5(3), 55.

- Smith, D. B. (1994). *The effects of a seven week slideboard training program*. University of Nevada, Las Vegas.
- Snow, M. L. H. A. (1904). *Mechanical vibration and its therapeutic application*. Scientific Authors' Publishing Company.
- Sobhani, S., Sinaei, E., Motealleh, A., Hooshyar, F., Kashkooli, N. S., & Yoosefinejad, A. K. (2018). Combined effects of whole body vibration and unstable shoes on balance measures in older adults: A randomized clinical trial. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 78(October 2017), 30–37. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2018.05.016>
- Souron, R., Besson, T., Millet, G. Y., & Lapole, T. (2017). Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 1939–1964.
- Souron, R., Farabet, A., Féasson, L., Belli, A., Millet, G. Y., & Lapole, T. (2017). Eight weeks of local vibration training increases dorsiflexor muscle cortical voluntary activation. *Journal of Applied Physiology*, 122(6), 1504–1515.
- Souron, R., Zambelli, A., Espeit, L., Besson, T., Cochrane, D. J., & Lapole, T. (2018). Active versus local vibration warm-up effects on knee extensors stiffness and neuromuscular performance of healthy young males. *Journal of Science and Medicine in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.07.003>
- Sousa-Gonçalves, C. R., Tringali, G., Tamini, S., De Micheli, R., Soranna, D., Taia, R., ... Bernardo-Filho, M. (2019). Acute effects of whole-body vibration alone or in combination with maximal voluntary contractions on cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in obese male adolescents. *Dose-Response*, 17(4), 1559325819890492.
- Spain, L., Yang, L., Wilkinson, J. M., & McCloskey, E. (2021). Transmission of whole body vibration—Comparison of three vibration platforms in healthy subjects. *Bone*, 144, 115802.
- Sperlich, B., Kleinoeder, H., de Marées, M., Quarz, D., Linville, J., Haegele, M., & Mester, J. (2009). Physiological and perceptual responses of adding vibration to cycling. *Journal of Exercise Physiology Online*, 12(2).
- Spitzenpfel, P., Schwarzer, J., Fiala, M., & Mester, J. (1999). Strength training with whole-body vibrations. Single case studies and time series analysis. *Proceedings of the 4th Annual Congress of the European College of Sport Science*, 613, Rome.

- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: A new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120–129. <https://doi.org/10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9>
- Stevens, S. S. (1957). On the psychophysical law. *Psychological Review*, 64(3), 153–181. <https://doi.org/10.1037/h0046162>
- Suarez-Arrones, L., Tous-Fajardo, J., Núñez, J., Gonzalo-Skok, O., Gálvez, J., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Concurrent repeated-sprint and resistance training with superimposed vibrations in rugby players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(4), 667–673.
- Surowiec, R. K., Wang, H., Nagelkirk, P. R., Frame, J. W., & Dickin, D. C. (2014). The effects of whole-body vibration on the wingate test for anaerobic power when applying individualized frequencies. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(7), 2035–2041.
- Tamini, S., De Micheli, R., Tringali, G., Bernardo-Filho, M., & Sartorio, A. (2020). Acute effects of whole-body vibration exercises at 2 different frequencies versus an aerobic exercise on some cardiovascular, neuromotor and musculoskeletal parameters in adult patients with obesity. *Dose-Response*, 18(4), 1559325820965005.
- Tan, J., Li, J., Lei, J., Lu, S., Feng, Y., Ma, T., ... Han, J. (2023). Effects of whole-body vibration on sensorimotor deficits and brain plasticity among people with chronic ankle instability: a study protocol for a single-blind randomized controlled trial. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 15(1), 88.
- Tankisheva, E., Bogaerts, A., Boonen, S., Delecluse, C., Jansen, P., & Verschueren, S. M. P. (2015). Effects of a six-month local vibration training on bone density, muscle strength, muscle mass, and physical performance in postmenopausal women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(9), 2613–2622.
- Tankisheva, E., Boonen, S., Delecluse, C., Druyts, H. L. J., & Verschueren, S. M. P. (2014). Vibration training for upper body: transmission of platform vibrations through cables. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(4), 1065–1071.
- Tankisheva, E., Jonkers, I., Boonen, S., Delecluse, C., V Lenthe, G., Druyts, H. L. J., ... Verschueren, S. M. P. (2013). Transmission of whole-body vibration and its effect on muscle activation. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(9), 2533–2541. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31827f1225>
- Tariq, N., Khan, Z., & Veqar, Z. (2023). Effect of whole-body vibration on balance or proprioception in nonspecific chronic low back pain: A systematic review. *Journal of Chiropractic Medicine*, 22 (4), 284-293.

- Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. In *Circulation* (Vol. 93). Am Heart Assoc.
- Thiry, P., Nocent, O., Buisseret, F., Bertucci, W., Thevenon, A., & Simoneau-Buessinger, E. (2022). Sample Entropy as a Tool to Assess Lumbo-Pelvic Movements in a Clinical Test for Low-Back-Pain Patients. *Entropy*, 24(4), 437.
- Thompson, W. R., Rubin, C. T., & Rubin, J. (2012). Mechanical regulation of signaling pathways in bone. *Gene*, 503(2), 179–193. <https://doi.org/10.1016/j.gene.2012.04.076>
- Tolle, J. R., Latin, R. W., Berg, K. E., & Stuberg, W. (1996). Oxygen Cost of Slideboard Exercise at Selected Cadences. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 10(3), 197–199.
- Toriyama, M., Nakamae, A., Abe, T., Hirata, K., & Adachi, N. (2024). Dependence on visual information in patients with ACL injury for multi-joint coordination during single-leg squats: a case control study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 16(1), 87.
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A. H., Pasanen, M., Kontulainen, S., ... Vuori, I. (2002). Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22(2), 145–152.
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A. H., Pasanen, M., Kontulainen, S., ... Vuori, I. (2002). Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(9), 1523–1528.
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., ... Vuori, I. (2003). Effect of 8-Month Vertical Whole Body Vibration on Bone, Muscle Performance, and Body Balance: A Randomized Controlled Study. *Journal of Bone and Mineral Research*, 18(5), 876–884. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Torvinen, S., Sievänen, H., Järvinen, T. A. H., Pasanen, M., Kontulainen, S., & Kannus, P. (2002). Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *International Journal of Sports Medicine*, 23(05), 374–379.
- Trenney, F. A. (1992). Building an adjustable slide board. *Journal of Athletic Training*, 27(1), 32.
- Tripp, B. L., Faust, D., & Jacobs, P. (2009). Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *Journal of Athletic Training*, 44(6), 617–623.

- Tsigkanos, C., Demestih, T., Spiliopoulou, C., & Tsigkanos, G. (2021). Gait kinematics in Low Back Pain: A non-linear approach. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 34(4), 707–714.
- Turner, E. B. (1896). A Report On Cycling In Health And Disease. II. Vibration And Fatigue Fever. *The British Medical Journal*, 1211–1212.
- Tuyà Viñas, S., Fernández-Valdés Villa, B., Pérez-Chirinos Buxadé, C., Morral-Yepes, M., del Campo Montoliu, L., & Moras Feliu, G. (2023). Adding mechanical vibration to a half squat with different ballasts and rhythms increases movement variability. *Plos One*, 18(7), e0284863.
- Tuyà Viñas, S., Fernández-Valdés Villa, B., Pérez-Chirinos Buxadé, C., Morral-Yepes, M., Del Campo Montoliu, L., & Moras Feliu, G. (2023). Adding mechanical vibration to a half squat with different ballasts and rhythms increases movement variability. *PloS One*, 18(7), e0284863. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0284863>
- van de Ven, W. A. F., Bosga, J., Hullegie, W., Verra, W. C., & Meulenbroek, R. G. J. (2023). Inertial-Sensor-Based Monitoring of Sample Entropy and Peak Frequency Changes in Treadmill Walking during Recovery after Total Knee Arthroplasty. *Sensors*, 23(10). <https://doi.org/10.3390/s23104968>
- Van Heuvelen, M. J. G., Rittweger, J., Judex, S., Sañudo, B., Seixas, A., Fuermaier, A. B. M., ... Van Der Zee, E. A. (2021). Reporting guidelines for whole-body vibration studies in humans, animals and cell cultures: A consensus statement from an international group of experts. *Biology*, 10(10). <https://doi.org/10.3390/biology10100965>
- van Knobelsdorff, M. H., van Bergen, N. G., van der Kamp, J., Seifert, L., & Orth, D. (2020). Action capability constrains visuo-motor complexity during planning and performance in on-sight climbing. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 30(12), 2485–2497. <https://doi.org/10.1111/sms.13789>
- Vieira, M. F., Rodrigues, F. B., e Souza, G. S. de S., Magnani, R. M., Lehnen, G. C., Campos, N. G., & Andrade, A. O. (2017). Gait stability, variability and complexity on inclined surfaces. *Journal of Biomechanics*, 54, 73–79.
- Vissers, D., Baeyens, J.-P., Truijen, S., Ides, K., Vercruysse, C.-C., & Gaal, L. Van. (2009). The effect of whole body vibration short-term exercises on respiratory gas exchange in overweight and obese women. *The Physician and Sportsmedicine*, 37(3), 88–94.
- von Békésy, G. (1939). *Über die Empfindlichkeit des stehenden und sitzenden Menschen gegen sinusförmige Erschütterungen.*
- Wakeling, J. M., Nigg, B. M., & Rozitis, A. I. (2002). Muscle activity damps the soft

tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1093–1103. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00142.2002>

Walsh, G. S. (2021). Dynamics of Modular Neuromotor Control of Walking and Running during Single and Dual Task Conditions. *Neuroscience*, 465, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2021.04.004>

Walsh, G. S., Delextrat, A., & Bibbey, A. (2023). The comparative effect of exercise interventions on balance in perimenopausal and early postmenopausal women: a systematic review and network meta-analysis of randomised, controlled trials. *Maturitas*, 107790.

Wang, H.-H., Chen, W.-H., Liu, C., Yang, W.-W., Huang, M.-Y., & Shiang, T. Y. (2014). Whole-Body Vibration Combined With Extra-Load Training for Enhancing the Strength and Speed of Track and Field Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(9), 2470–2477.

Wang, Y., & Watanabe, K. (2012). Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(4), 473–478.

Weineck, J. (2005). Entrenamiento total. In *Angewandte Chemie International Edition*, 6(11), 951–952. Editorial Paidotribo.

Whedon, G. D., Deitrick, J. E., & Shorr, E. (1949). Modification of the effects of immobilization upon metabolic and physiologic functions of normal men by the use of an oscillating bed. *The American Journal of Medicine*, 6(6), 684–711.

Willey, C. R., & Liu, Z. (2018). Long-term motor learning: Effects of varied and specific practice. *Vision Research*, 152, 10–16.

Williford, H. N., Scharff-Olson, M. R., Richards, L. A., Blessing, D. L., & Wang, N. (1995). Determinants of the oxygen cost of slideboard exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 9(2), 90–94.

Wilson, S. J., Williams, C. C., Gdovin, J. R., Eason, J. D., Luginsland, L. A., Hill, C. M., ... Garner, J. C. (2018). The influence of an acute bout of whole body vibration on human postural control responses. *Journal of Motor Behavior*, 50(5), 590–597.

Wong, A., & Figueroa, A. (2019). Effects of whole-body vibration on heart rate variability: acute responses and training adaptations. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 39(2), 115–121.

Yamada, M., & Raisbeck, L. D. (2021). The autonomy and focus of attention strategies under distraction: Frequency and sample entropy analyses in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, 80(September), 102882.

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102882>

- Yang, F., & Butler, A. J. (2020). Efficacy of controlled whole-body vibration training on improving fall risk factors in stroke survivors: a meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 34(4), 275–288.
- Yang, J.-H., Koo, D.-H., & Shin, I. (2017). Push-Off Mechanics in Actual Speed Skating and Slide Board Training: A Pilot Study for Designing Skating Simulator. *Indian Journal of Science and Technology*, 10(3), 1–6.
- Yang, X., Wang, P., Liu, C., He, C., & Reinhardt, J. D. (2015). The effect of whole body vibration on balance, gait performance and mobility in people with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, 29(7), 627–638.
- Yang, X., Zhou, Y., Wang, P., He, C., & He, H. (2016). Effects of whole body vibration on pulmonary function, functional exercise capacity and quality of life in people with chronic obstructive pulmonary disease: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 30(5), 419–431.
- Yarar-Fisher, C., Pascoe, D. D., Gladden, L. B., Quindry, J. C., Hudson, J., & Sefton, J. (2014). Acute physiological effects of whole body vibration (WBV) on central hemodynamics, muscle oxygenation and oxygen consumption in individuals with chronic spinal cord injury. *Disability and Rehabilitation*, 36(2), 136–145.
- Yardley, L., Beyer, N., Hauer, K., Kempen, G., Piot-Ziegler, C., & Todd, C. (2005). Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age and Ageing*, 34(6), 614–619.
- Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(2), 349–365. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>
- Yin, Y., Wang, J., Yu, Z., Zhou, L., Liu, X., Cai, H., & Sun, J. (2023). Does whole-body vibration training have a positive effect on balance and walking function in patients with stroke? A meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 1076665.
- Yoon, J.-Y., Kang, S.-R., Kim, H.-S., Won, Y. H., Park, S.-H., Seo, J.-H., ... Kim, G.-W. (2022). Effects of low-frequency whole-body vibration on muscle activation, fatigue, and oxygen consumption in healthy young adults: a single-group repeated-measures controlled trial. *Journal of Sport Rehabilitation*, 31(8), 984–992.
- Zafar, T., Zaki, S., Alam, M. F., Sharma, S., Babkair, R. A., Nuhmani, S., & Pandita, S. (2024). Effect of Whole-Body Vibration Exercise on Pain, Disability, Balance, Proprioception, Functional Performance and Quality of Life in People

with Non-Specific Chronic Low Back Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 13(6), 1639.

Zago, M., Capodaglio, P., Ferrario, C., Tarabini, M., & Galli, M. (2018). Whole-body vibration training in obese subjects: A systematic review. *PLoS ONE*, 13(9), 1–2. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202866>

Zaidell, L. N., Mileva, K. N., Sumners, D. P., & Bowtell, J. L. (2013). Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. *PLoS ONE*, 8(12), 1–9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0085247>

Zaidell, L. N., Pollock, R. D., James, D. C., Bowtell, J. L., Newham, D. J., Sumners, D. P., & Mileva, K. N. (2019). Lower Body Acceleration and Muscular Responses to Rotational and Vertical Whole-Body Vibration at Different Frequencies and Amplitudes. *Dose-Response*, 1–10. <https://doi.org/10.1177/1559325818819946>

Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*, 3(1), 28–38.