

VNIVERSITAT E VALÈNCIA

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA.
DOCTORADO EN EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTES.



“Comparación de los niveles de activación de los músculos estabilizadores del *CORE* y agonistas durante la realización del ejercicio *push up* sobre equipamientos con diferentes grados de estabilidad”.

TESIS DOCTORAL.

Presentada por: Fernando Martín Rivera.

Dirigida por: Dr. Juan Carlos Colado Sánchez.
Dr. Víctor Tella Muñoz.

Valencia 2012.

Esta tesis ha sido presentada en Julio de 2012 en el Departamento de Educación Física y Deporte de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte de la Universidad de Valencia.

Firmado: Fernando Martín Rivera

El Dr. D. Juan Carlos Colado Sánchez y el Dr. D. Victor Tella Muñoz, en su condición de directores de la Tesis Doctoral presentada por el doctorando D. Fernando Martín Rivera titulada:

“Comparación de los niveles de activación de los músculos estabilizadores del CORE y agonistas durante la realización del ejercicio push up sobre equipamientos con diferentes grados de estabilidad.”

Por la presente emiten su opinión favorable para la solicitud de depósito y posterior tramitación y defensa de la citada tesis doctoral.

Valencia a julio de 2012.

Dr. D. Juan Carlos Colado Sánchez

Dr. D. Víctor Tella Muñoz

A ti y tus pequeños detalles por estar siempre conmigo.

A mis hijos Nere y Dani, que con sus particulares visiones del mundo me enseñan cada día lo difícil y lo fácil que es la vida al mismo tiempo.

A mis padres por todo el apoyo y oportunidades que me han dado y siguen dando.

AGRADECIMIENTOS.

Agradezco al Departamento de Educación Física de la Universidad de Valencia los recursos puestos a mi disposición para llevar a cabo esta investigación.

La misma no hubiera sido posible sin la participación desinteresada de las treinta personas que intervinieron en la misma, a todos ellos, mil gracias de todo corazón.

A Sebastián Borreani, Dr. Carlos Pablos, Diego Moya, Julio Martín y a Tamara Salvador, mi agradecimiento por sus aportaciones a la investigación realizada y sus tan acertadas críticas y opiniones.

A todos los alumnos, y muy especialmente a los cursos del 2011-12, que he tenido a lo largo de mi trayectoria como docente porque siempre me han enseñado cosas nuevas cada uno de ellos.

Este trabajo no hubiera sido posible sin la ayuda y supervisión de los profesores Dr. Juan Carlos Colado Sánchez y Dr. Víctor Tella Muñoz, sus aportaciones como directores de la tesis han supuesto para mí un aprendizaje muy valioso.

Fernando Martín Rivera

Resumen.

En los últimos años, provenientes del área de la rehabilitación, han aparecido en el sector del fitness multitud de implementos/equipamientos que basan su funcionamiento en la generación de inestabilidad para el practicante que los utiliza, estos se publicitan con la premisa de que mientras se realizan ejercicios en ellos, la activación de la musculatura del CORE es mucho mayor que sin ellos. De esta forma han surgido los comúnmente llamados materiales generadores de inestabilidad o desestabilizadores, pudiendo ser de muchos tipos.

Los dispositivos de suspensión son concretamente un tipo de materiales inestables que han aparecido de manera aún más reciente y que se fundamentan en la desestabilización para la postura que provoca la realización de ejercicios mientras se está sujeto a unas cintas colgadas. Sin embargo son escasos los estudios que han medido objetivamente el nivel de intensidad que su uso aporta tanto en el CORE como en las extremidades en comparación con otros dispositivos tradicionales de inestabilidad que provocan la desestabilización por la deformación de su material al colocar total o parcialmente el peso corporal sobre él.

El propósito del presente estudio descriptivo ha sido analizar mediante electromiografía superficial la activación muscular máxima y media del pectoral mayor en su porción central(P), porción anterior del deltoides (PAD),

porción lateral del tríceps braquial (PLTB), serrato anterior (SA), oblicuo externo (OE), multifídus lumbar (MF), recto femoral (RF), y erector espinal dorsal (EED) en el lado dominante en 30 sujetos varones, jóvenes y físicamente activos mientras realizaban una serie de 5 repeticiones de flexiones de brazos (push up) en diferentes materiales desestabilizadores o generadores de inestabilidad ubicados en los miembros superiores WobbleBoard® (WBR); TRX Suspension Trainer® (TRX); Stability Disc® (SD); Fitness Dome® (FD) y en una condición estable tradicional (CE). Los valores de activación obtenidos para cada grupo muscular fueron normalizados respecto a la máxima contracción voluntaria isométrica de cada sujeto.

Los resultados obtenidos, tanto en la activación media como en la máxima, han mostrado que el entrenamiento con el TRX presenta mayores niveles de activación muscular ($p \leq 0.05$) en comparación con las otras condiciones, en casi todos los grupos musculares de la cintura lumbopélvica (OE, MF, RF) y también en el serrato anterior (SA). Para el resto de grupos musculares estudiados no fue así, no apareciendo diferencias para la PLTB y PAD, aunque sí aparecieron mayores niveles de activación muscular en el P a favor del TRX en comparación con el Stability Disc®. En cuanto a la comparación entre el resto de condiciones debe resaltarse que se ha encontrado una mayor activación muscular máxima ($p \leq 0.05$) en el oblicuo externo al realizar el ejercicio sobre el Stability Disc respecto de hacerlo en el WobbleBoard, no sucediendo así en la activación media obtenida. En

cuanto a la comparación entre el resto de condiciones debe resaltarse que se ha encontrado una mayor activación muscular máxima ($p \leq 0.05$) en el oblicuo externo al realizar el ejercicio sobre el Stability Disc respecto de hacerlo en el WobbleBoard no sucediendo así en la activación media obtenida.

En función de las evidencias obtenidas, se puede concluir que en general el entrenamiento en suspensión con el TRX presenta unos niveles de activación muscular, tanto máxima como media, en el CORE más elevados que el resto de dispositivos de desestabilización, entre los que no se encuentran destacables diferencias que hagan recomendar uno por encima de otro en términos de porcentaje de activación muscular. En los músculos de las extremidades, se encontró mayor activación muscular ($p \leq 0.05$) en el pectoral (P) cuando se realizaba el ejercicio sobre el TRX en comparación con el Stability Disc (SD), pero no se encontraron mayores activaciones ni en la porción lateral del tríceps braquial (PLTB), ni en la porción anterior del deltoides (PAD) Además se puede indicar que el tradicional push up, excepto si se compara con el TRX, es un ejercicio que aporta demandas en activación muscular del CORE similares a la mayoría de aparatos desestabilizadores estudiados.

En consecuencia, se puede reseñar que muchos de los nuevos dispositivos sólo podrían aportar un elemento diversificador en términos de variedad en los programas de acondicionamiento neuromuscular del tronco y

las extremidades superiores, pero no así en aspectos de eficacia en la activación muscular.

Palabras clave: material desestabilizador, entrenamiento en suspensión, push up, CORE, entrenamiento en inestabilidad.

ÍNDICE DE CONTENIDOS.

1.- INTRODUCCIÓN GENERAL.

1.1.- Preámbulo.	3
1.2.- Marco teórico.	5
1.2.1.- Entrenamiento funcional.	5
1.2.2.- Descripción musculatura.	6
1.2.2.1.- Musculatura extremidades superiores.	8
1.2.2.2.- Musculatura del CORE.	11
1.2.3.- Estabilidad Raquis.	19
1.2.3.1.- Introducción.	19
1.2.3.2.- Estabilidad espinal.	24
1.2.3.2.1.- Subsistema estabilización pasivo.	25
1.2.3.2.2.- Subsistema estabilización activo.	26
1.2.3.2.3.- Subsistema de control motor.	28
1.2.4.- Entrenamiento del CORE.	30
1.2.5.- Materiales generadores de inestabilidad.	33
1.2.5.1.- Efectos atribuidos al uso de materiales generadores de inestabilidad.	37
1.2.5.1.1.- Beneficios sobre la prevención y recuperación de lesiones.	46
1.2.5.1.2.- Beneficios sobre la mejora del	

rendimiento deportivo.	51
1.2.6.- Entrenamiento en suspensión, una nueva forma de trabajar en inestabilidad.	57
1.2.7.- Push-up.	61
1.3.- Objetivo e hipótesis.	62
1.3.1.- Objetivo.	62
1.3.2.- Hipótesis.	63
2.- METODOLOGÍA.	
2.1.- Procedimientos generales.	67
2.1.1.- Temporalización.	67
2.1.2.- Diseño del estudio.	70
2.1.3.- Participantes.	72
2.1.4.- Instrumentos de medición.	74
2.1.4.1.- Medición de la activación muscular.	74
2.1.4.2.- Medición antropométrías.	76
2.1.4.3.- Medición cadencia ejercicio.	77
2.1.5.- Equipamiento deportivo utilizado.	78
2.1.6.- Ejercicio a realizar.	82
2.2.- Procedimientos sesiones.	87
2.2.1.- Sesión de familiarización.	87
2.2.2.- Sesión de recogida de datos.	89
2.2.2.1.- Aplicación de electrodos.	90
2.2.2.2.- Medición contracción voluntaria isométrica máxima.	92

2.2.2.3.- Medición condiciones dinámicas del ejercicio.	97
2.3.- Reducción de datos.	99
2.4.- Tratamiento estadístico.	102
3.- RESULTADOS Y ARGUMENTACIÓN.	
3.1.- Resultados globales activación muscular máxima.	105
3.2.- Resultados globales activación muscular media.	108
3.3.- Comparación por pares activación muscular máxima.	111
3.4.- Comparación por pares activación muscular media.	121
3.5.- Argumentación.	129
3.5.1.- Argumentación y discusión de los resultados de la musculatura de las extremidades superiores.	130
3.5.2.- Argumentación y discusión de los resultados de la musculatura del CORE.	134
3.6.- Aplicaciones prácticas.	140
3.7.- Limitaciones del estudio.	143
4.- CONCLUSIONES FINALES.	145
5.- BIBLIOGRAFÍA.	149

LISTA DE FIGURAS.

Figura 1. Imagen músculo pectoral.	9
Figura 2. Imagen músculo deltoides anterior.	10
Figura 3. Imagen músculo tríceps braquial.	11
Figura 4. Imagen músculo erector espinal dorsal.	14
Figura 5. Imagen músculo serrato anterior.	15
Figura 6. Imagen músculo oblicuo externo.	16
Figura 7. Imagen músculo multifidus.	17
Figura 8. Imagen músculo recto femoral.	18
Figura 9. Diferentes grados de estabilidad en función de la zona neutra.	21
Figura 10. Imagen ilustrativa de la importancia de la estabilidad espinal.	23
Figura 11. Subsistemas de estabilidad lumbo-pélvica.	24
Figura 12. Ejemplos de ejercicios según Liebenson.	31
Figura 13. Ejemplos de uso de los mat generadores de inestabilidad.	32
Figura 14. Clasificación mat desestabilizadores (Benito y Martínez, 2009).	34
Figura 15. Catálogo materiales desestabilizadores.	35

Figura 16. Diagrama de tiempo de elaboración de la tesis.	67
Figura 17. RMS máxima y RMS media.	71
Figura 18. Material desestabilizador utilizado e implementos para la realización de las pruebas de MCVI.	72
Figura 19. Dispositivo EMG.	75
Figura 20. Señal Raw de las contracciones dinámicas obtenida del Megawin.	76
Figura 21. Tallímetro y báscula bioimpedancia.	77
Figura 22. Goniómetro.	77
Figura 23. Captura de pantalla del metrónomo digital utilizado.	78
Figura 24. Materiales utilizados en el estudio.	81
Figura 25. Representación gráfica ejercicio push up.	82
Figura 26. Posición de los pies sobre plataforma.	83
Figura 27. Referencias para la colocación de las manos.	84
Figura 28. Soporte TRX y detalle esterilla antideslizamiento.	85
Figura 29. Posición de partida del ejercicio.	85
Figura 30. Detalle flexión de codos a 90° y foam.	86
Figura 31. Niveles laser utilizados.	86
Figura 32. Ejercicio MCVI músculo pectoral.	93
Figura 33. Ejercicio MCVI músculo deltoides.	93

Figura 34. Ejercicio MCVI músculo Serrato anterior.	94
Figura 35. MCVI músculo Tríceps braquial.	94
Figura 36. MCVI músculo Oblicuo externo.	95
Figura 37. MCVI músculo Erector espinal dorsal.	96
Figura 38. MCVI músculo Multifidus lumbar.	96
Figura 39. MCVI músculo Recto femoral.	97
Figura 40. Referencias para la colocación de las manos.	98
Figura 41. Esquema proceso reducción de datos y estadística.	100
Figura 42. Señal RAW dinámica y señal RAW isométrica.	101
Figura 43. Señal RMS Dinámica y señal RMS isométrica.	99
Figura 44. Representación gráfica diferencia de medias del global de los músculos en RMS máxima.	106
Figura 45. Representación gráfica diferencia de medias del global de los músculos estudiados en RMS media.	109

LISTA DE TABLAS.

Tabla 1. Grupos musculares mayoritariamente estudiados.	7
Tabla 2. Sistemas de estabilización local y global del raquis.	20
Tabla 3. Estudios comparativos de fuerza y performance entre condiciones estables e inestables.	44
Tabla 4. Estudios sobre la activación EMG de la musculatura del CORE.	45
Tabla 5. Estudios examinando los efectos del entrenamiento de equilibrio en el equilibrio y la estabilidad.	48
Tabla 6. Estudios sobre los efectos del entrenamiento de equilibrio en medidas funcionales.	55
Tabla 7. Estudios sobre los efectos del entrenamiento en inestabilidad en medidas de Performance.	56
Tabla 8. Emplazamiento electrodos EMG.	91
Tabla 9. Medias % respecto MCVI y ET de la media global de los 8 músculos, RMS máxima.	105
Tabla 10. Comparaciones RMS máxima entre equipamientos.	107
Tabla 11. Medias % respecto MCVI y ET de la media global de los 8 músculos, RMS media.	108
Tabla 12. Comparaciones RMS media entre equipamientos.	109

Tabla 13. Comparación medias EMG por pares del músculo P.	112
Tabla 14. Medias % respecto MCVI y ET del músculo P.	112
Tabla 15. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PAD.	113
Tabla 16. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PLTB.	114
Tabla 17. Comparación medias EMG por pares del músculo SA.	115
Tabla 18. Medias % respecto MCVI y ET del músculo SA.	115
Tabla 19. Comparación medias EMG por pares del músculo OE.	116
Tabla 20. Comparación medias EMG por pares del músculo OE.	116
Tabla 21. Medias % respecto MCVI y ET del músculo OE.	117
Tabla 22. Comparación medias EMG por pares del músculo MF.	118
Tabla 23. Medias % respecto MCVI y ET del músculo MF.	118
Tabla 24. Medias % respecto MCVI y ET del músculo EED.	119
Tabla 25. Comparación medias EMG por pares del músculo RF.	120
Tabla 26. Medias % respecto MCVI y ET del músculo RF.	120
Tabla 27. Comparación medias EMG por pares del músculo P.	122
Tabla 28. Medias % respecto MCVI y ET del músculo P.	122
Tabla 29. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PAD.	123
Tabla 30. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PLTB.	123
Tabla 31. Comparación medias EMG por pares (CE) del músculo SA.	124

Tabla 32. Medias % respecto MCVI y ET del músculo SA.	124
Tabla 33. Comparación medias EMG por pares del músculo OE.	125
Tabla 34. Medias % respecto MCVI y ET del músculo OE.	125
Tabla 35. Comparación medias EMG por pares del músculo MF.	126
Tabla 36. Medias % respecto MCVI y ET del músculo MF.	126
Tabla 37. Medias % respecto MCVI y ET del músculo EED.	127
Tabla 38. Comparación medias EMG por pares del músculo RF.	128
Tabla 39. Medias % respecto MCVI y ET del músculo RF.	128

LISTA DE ABREVIATURAS.

Abreviatura	Significado
ACSM	Colegio Americano de Medicina del Deporte.
CE	Condición estable.
D	Deltoides
DE	Desviación Estándar.
EED	Erector Espinal Dorsal.
EMG	Electromiografía.
ET	Error Típico.
FD	FitnessDome.
MCVI	Máxima Contracción Voluntaria Isométrica.
MF	Multífidus.
OE	Oblicuo Externo.
P	Pectoral.
PAD	Porción Anterior del Deltoides.
PLTB	Porción Larga del Tríceps Braquial.
RAW	Señal EMG sin tratar.
RF	Recto Femoral.
RMS	Root Mean Square.
SA	Serrato Anterior.

SD	Stability Disc.
TB	Triceps braquial
TRX	TRX Suspension training.
WBR	Wobbleboard.

ANEXOS.

ANEXO 1 Informe comisión ética Universitat de València.

ANEXO 2 Cuestionario Par-Q.

ANEXO 3 Calentamiento protocolizado.

TRABAJOS DERIVADOS DE LA TESIS.

En el momento de presentación de esta tesis se han podido realizar algunas comunicaciones, de los resultados más relevantes obtenidos en el estudio, en diversos formatos.

Comunicación científica. Presentación poster.

National Conference and Exhibition; **National Strength and Conditioning Association** (NSCA), Providence Ri, July 11-14, 2012.

Agonist and lumbopelvic muscular activation during push-ups performed on suspension training devices (Martin F, Colado JC, Borreani S, Alves J, Moya D, Benavent J).

Comunicación científica. Presentación poster.

Annual conference **American College of Sports Medicine** (ACSM), San Francisco 2012, May 29 to June 3.

Lumbopelvic Muscular Activation during Push-ups performed under different Unstable Surfaces (Martin F, Borreani S, Alves J, Colado JC, Gramage D, Martin J).

Comunicación científica. Presentación oral.

Décima Convención Internacional **SectorFitness European Academy**, Benidorm 2012 junio 29 a julio 01.

Entrenamiento en suspensión, Evidencias científicas ¿útil?, verdades y mentiras (Martin F).

Artículo en revista internacional digital.

Bases para la utilización de la inestabilidad en los programas de acondicionamiento físico saludable (Fitness), Heredia JR, Peña G, Isidro F, Mata F, Martín F, Moral S, Da Silva M; 2011 EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires, año 16, nº 162.

<http://www.efdeportes.com/efd162/la-inestabilidad-en-los-programas-de-fitness.htm>

1.-INTRODUCCIÓN GENERAL.

1.1.- Preámbulo.

Desde hace algunos años han aparecido en la industria del fitness equipamientos que bajo la denominación de “funcionales” basan su aplicación en la creación de situaciones inestables para los practicantes de actividad física¹. Ejemplos de ellos pueden ser los fitball (pelotas suizas), Bosu (bothsides up), dyna disc, y un amplio repertorio de variantes de los mismos, todos ellos derivados de las necesidades de dicha industria de buscar nuevos elementos con los que atraer y retener a los practicantes de actividad física en los centros de fitness, justificando los mismos en su posible beneficio para los usuarios de dichos centros.

Comúnmente denominados superficies inestables, debido a la presencia de diferentes materiales y a la aparición de cada vez un mayor número de los mismos y también a la forma de provocar la inestabilidad, se deberían denominar materiales o equipamientos desestabilizadores¹, denominación con la que se nombrarán en este trabajo a partir de ahora indistintamente con la de dispositivos o materiales generadores de inestabilidad.

Tradicionalmente, el entrenamiento sobre materiales desestabilizadores ha sido utilizado con fines rehabilitadores hasta su entrada en escena en los centros de fitness^{2,3} donde su uso se ha extendido a casi todas las actividades

propuestas en los mismos de forma desmesurada, más aún, con la necesidad de determinados entrenadores personales de “diferenciarse” de las propuestas realizadas en las salas de fitness y con el único fin de fidelizar y diferenciar a su clientela.

Después de una revisión bibliográfica acerca de esta cuestión, encontramos diferentes estudios que avalan el uso de estos materiales por los beneficios que reportan a la estabilización de la zona media del tronco^{4,5,6,7,8,9}, no así tanto en las extremidades, pero también existen estudios que nos hacen pensar en que debemos racionalizar su uso y utilizarlo como un recurso más a integrar dentro de la progresión del entrenamiento y no como la solución milagrosa adecuada a cada situación e individuos^{9,10,11}.

La aparición en el mercado de nuevos dispositivos desestabilizadores o generadores de inestabilidad, como así son los colgantes, plantea la incógnita de cómo de eficaz será su uso y qué aspectos complementarios pueden aportar.

En consecuencia, en el presente trabajo se pretende hacer una comparación de algunos de los dispositivos generadores de inestabilidad más habituales en el mercado, tanto tradicionales como más novedosos, para intentar concretar su eficacia en términos de activación muscular de manera que posteriormente se pueda hacer una prescripción del ejercicio físico neuromuscular mucho más precisa y segura.

1.2.- Marco Teórico.

1.2.1.- Entrenamiento funcional.

Durante los últimos años, han aparecido multitud de propuestas de entrenamiento basadas en el término “entrenamiento funcional”, si bien el término ha cuajado en el sector del fitness de forma considerable por el tratamiento de marketing asociado al mismo¹², muchas de las propuestas ofrecidas no tienen una consistencia científica y se ponen en práctica a modo de “recetas” cerradas de ejercicios.

Colado et al. en el 2008¹³ justifica este tipo de entrenamiento en su aplicación beneficiosa para las actividades cotidianas de las personas, como de igual forma hace Heredia et al. en el 2011¹², esto es debido a que las propuestas aparecidas enfatizan en el desarrollo de movimientos realizados:

- 1.- En diferentes planos.
- 2.- Que implican aceleración conjunta, desaceleración.
- 3.-Que estabilizan la zona media del cuerpo (CORE).

De esta forma, en algunos casos se entiende que cualquier entrenamiento o ejercicio que tenga estas características, pasa a ser directamente considerado como entrenamiento funcional, resultando en una práctica indiscriminada y, en ocasiones, contraproducente para las personas

que realizan este tipo de actividades si no son correctamente aplicadas en forma y finalidad.

Las actividades denominadas como funcionales se basan o se publicitan, en su práctica totalidad destacando su importancia en el fortalecimiento de todo el cuerpo en general y más concretamente en el acondicionamiento de la zona media del cuerpo (CORE) o cintura lumbopélvica y las extremidades superiores, incorporando materiales y equipamiento generadores de inestabilidad bajo la supuesta afirmación de que los beneficios en la musculatura del CORE cuando se trabaja sobre ellos son muy superiores a los trabajos de fortalecimiento tradicionales. Es por esto que son diversos los trabajos científicos que alertan de la necesidad de investigar sobre estos dispositivos y conceptos para garantizar una adecuada prescripción del ejercicio físico con características neuromusculares¹.

1.2.2.- Descripción musculatura.

A nivel de investigación, los estudios se han basado en intentar explicar qué es lo que pasa, con las activaciones musculares, tanto a nivel de extremidades superiores como de CORE (Tabla 1).

Tabla 1. Relación de músculos estudiados en los diferentes trabajos de investigación.

AUTOR/ES	MÚSCULOS ESTUDIADOS.
Anderson G, et al. 2011.	Tríceps braquial, soleo, recto abdominal, erector espinal, oblicuo interno.
Anderson KG, Behm DG. 2004.	Pectoral mayor, deltoides anterior, tríceps braquial, gran dorsal, recto abdominal.
Andrade R, et al. 2011.	Deltoides posterior, pectoral mayor, tríceps braquial, bíceps braquial, serrato anterior, trapecio alto.
Bair C, et al. 2009.	Bíceps braquial, tríceps braquial, recto abdominal, oblicuo externo, pectoral mayor, gran dorsal, deltoide posterior.
Beach et al. 2008.	Recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno, gran dorsal, erector espinal dorsal, erector espinal lumbar, multifidus.
Behm DG, Anderson K, Curnew RS. 2002.	Cuadriceps, flexor plantar.
Behm DG, et al. 2005.	Erector lumbar, erector espinal a nivel lumbosacro, porción baja recto abdominal.
Clark KM, Holt LE, Sinyard J. 2003.	Recto abdominal porción superior, recto abdominal porción inferior.
Drake JD, et al. 2006.	Recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno, gran dorsal, erectores espinales lumbares y dorsales, multifidus.
Duncan M. 2009.	Recto abdominal porción superior, recto abdominal porción inferior.
Dyreck A. 2011.	Pectoral mayor, deltoides anterior, tríceps, gran dorsal, recto abdominal, oblicuo externo.
Hamlyn N, Behm DG, Young WB. 2007.	Abdominal inferior, oblicuo externo, erector espinal lumbar.
Kholer JM, Flanagan SP, Withing WC. 2009.	Deltoides anterior, deltoides medio, trapecio, tríceps braquial, recto abdominal, oblicuo externo, erector espinal dorsal y lumbar.
Lehman G, Giles D, Patel U. 2007.	Trapecio alto, trapecio bajo, serrato anterior, bíceps braquial.
Lehman GJ, Gilas D, Patel U. 2008.	Trapecio alto, trapecio bajo, serrato anterior, bíceps braquial.
Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. 2005.	Oblicuo interno, erector espinal, recto abdominal, oblicuo externo.
Lehman GJ, et al. 2006.	Tríceps braquial, pectoral mayor, gran dorsal, recto abdominal, oblicuo externo.

Marshall P, Murphy B, 2005.	Oblicuo externo, erector espinal lumbar, recto abdominal, transverso, oblicuo interno.
Martins J, et al. 2008.	Trapezio alto, serrato anterior.
McBride JM, Cormie P, Deane R. 2006.	Cuádriceps vasto lateral, cuádriceps vasto medio, bíceps femoral, gastrocnemio.
Nuzzo JL, et al. 2008.	Recto abdominal, oblicuo externo, longísimo, multifidus.
Sandhu J, et al. 2008.	Tríceps braquial, pectoral mayor, serrato anterior, trapecio alto.
Thompson B. 2009.	Transverso abdominal, oblicuo externo, recto abdominal, erector espinal.
Wahl MJ, Behm DG. 2008.	Soleo, bíceps femoral, recto femoral, recto abdominal porción inferior, erector espinal lumbosacro.
Willardson JM, Fontana F, Bressel E. 2009.	Recto abdominal, oblicuo externo, transverso abdominal, oblicuo interno, erector espinal.
Youdas et al. 2010.	Tríceps braquial, pectoral mayor, deltoides posterior, serrato anterior.

La descripción detallada de la musculatura estudiada en nuestra investigación es la que se hace a continuación.

1.2.2.1.- Descripción musculatura extremidades superiores.

En nuestro estudio nos hemos centrado en la musculatura de las extremidades superiores involucrada en los movimientos de empuje, los músculos analizados han sido el pectoral, tríceps braquial, deltoides anterior.

Pectoral (P).

El pectoral es un músculo que se encuentra en la parte anterior del tronco y su función es la adducción y la flexión del brazo, así como el descenso de la cintura escapulohumeral, y la rotación interna del brazo¹⁵. También colabora en la coaptación del hombro¹⁴.

No menos importante es su participación en la inspiración, en la que participa junto con numerosos músculos¹⁵.

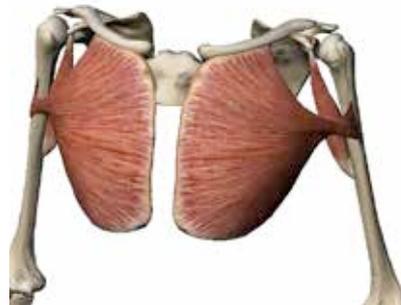


Figura 1. Pectoral. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Sus inserciones se localizan desde los 2/3 medios de la clavícula (porción clavicular), cara anterior del esternón y I-VII cartílago costal (porción esternocostal), y vaina del recto y del oblicuo externo (porción abdominal), al labio lateral de la corredera bicipital del húmero¹⁵.

Deltoides (D).

Comúnmente denominado hombro, el deltoides es un músculo que interviene sobre la articulación glenohumeral en diferentes planos, el sagital, frontal, y transversal, colaborando en los movimientos de flexión, extensión, abducción, rotación interna/externa, todos ellos del hombro¹⁵.



Figura 2. Deltoides anterior. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Sus inserciones se localizan desde el tercio externo de la clavícula, acromion, borde posterior de la espina de la escápula, a la v deltoidea del húmero¹⁵.

Tríceps braquial (TB).

Músculo biarticular que participa en la abducción del brazo, su porción larga) y en la extensión de la articulación del codo¹⁵.

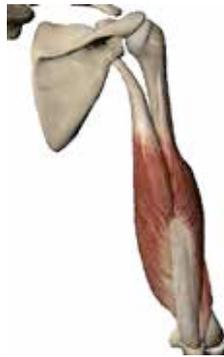


Figura 3. Tríceps braquial. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Sus inserciones se localizan desde la tuberosidad subglenoidea de la escápula (porción larga), de la cara posterior del húmero por encima del canal radial (vasto externo) y por debajo del canal radial (vasto interno), a la cara posterior del olecranon¹⁵.

1.2.2.2.- Musculatura del CORE.

El CORE puede describirse como el complejo muscular formado por los músculos lumbo-pélvicos¹⁶, 29 pares de músculos que trabajan en conjunto para estabilizar la espina dorsal, la pelvis, las caderas y actúan como transmisor de la fuerza entre segmentos de la cadena cinética en movimientos multiarticulares, aunque también actuarán en ciertos ejercicios monoarticulares. Dichos músculos pueden agruparse conforme a la composición, localización de sus fibras y a su función respecto de la estabilización o movilización del complejo lumbo-pélvico.

Por un lado están los músculos más profundos y cuyas fibras musculares son predominantemente lentas, se caracterizan por ser músculos de poca longitud e ideales, debido a su proximidad al centro de rotación de las vertebras, para controlar el movimiento de las mismas, mantener la tensión (stiffness) de la espina dorsal y responder a cambios en la postura, los músculos profundos clave son el transverso abdominal, multífidus, oblicuo interno, los más profundos intertransversos e interespinales y los del suelo pélvico.

Por otro lado, están los músculos con fibras predominantemente rápidas y más superficiales en cuanto a localización, que se caracterizan por poseer grandes palancas y momentos de fuerza, produciendo elevados torques, y con énfasis en la velocidad, potencia y arcos de movimiento; los músculos principales son el erector espinal, oblicuo externo y recto anterior del abdomen¹⁷.

Un CORE fuerte y resistente estabiliza la espina dorsal dotándola de un soporte pasivo mayor junto con una integridad mecánica y mayores patrones neurológicos, incluyendo activaciones más rápidas y eficaces cuando es expuesta a fuerzas de desalineación y cargas^{18,19,20}, por lo tanto un CORE fuerte y resistente es importante a la hora de incrementar no sólo el rendimiento deportivo, sino también la salud general incluyendo la prevención y el tratamiento del dolor de espalda baja²¹.

La importancia que tanto a nivel de salud física, como rehabilitación, así como rendimiento deportivo tiene la estabilización del CORE, definida como la capacidad de control de la posición y el movimiento del tronco y la pelvis, todo ello con una adecuada producción y transferencia de fuerza a segmentos distales²², asociándose un buen funcionamiento de esta estabilidad central con la prevención de ciertas lesiones de la zona lumbar y las extremidades inferiores²³.

Un CORE débilmente desarrollado puede ser causa de dolores en la zona lumbar ya que está demostrada su función estabilizadora del raquis^{24,25}, pudiéndose asociar también con lesiones en el raquis sufridas por los deportistas²⁴. Un tronco fuerte es de vital importancia para el rendimiento deportivo debido a que todas las fuerzas del cuerpo se originan y/o son soportadas por la zona del CORE^{24,25}.

No obstante, debe reseñarse de manera complementaria que en la actualidad se empieza a cuestionar lo limitado de este planteamiento que concibe solamente el CORE como la región lumbopélvica y se amplía su acepción incorporando al concepto de CORE el control postural que también se produce a nivel escapulo-torácico²⁶.

Descripción musculatura del CORE y lumbopélvica estudiada en nuestra investigación:

Erector espinal dorsal (EED).

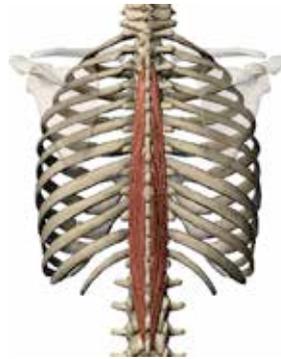


Figura 4. Erector espinal dorsal. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

El erector espinal dorsal pertenece al grupo paraespinal más potente que extiende el raquis²⁷ y a nivel funcional podemos dividirlo en su parte lumbar y dorsal ya que las funciones son distintas^{28,29}.

Participa en la extensión del tronco y en la estabilidad del raquis, tanto lumbar como dorsal¹⁵, en la inclinación lateral del tronco, y en menor medida en la espiración¹⁵.

Sus inserciones se localizan desde el sacroespinal con haces de refuerzo procedentes de las apófisis transversas de la VII-XII vértebra dorsal, a las apófisis transversas de todas las dorsales y apófisis accesorias de la I y II lumbar, con digitaciones internas, a los ángulos costales II-XII y apófisis transversas de la I y II lumbar, con digitaciones externas¹⁵.

Serrato anterior (SA).

De la cara externa de la I-IX costilla al borde vertebral de la escápula. (Para algunos autores: parte superior o pequeño serrato anterior y parte inferior o gran serrato anterior)¹⁵.

Es un músculo con dos porciones, superior e inferior, que su función es llevar la escápula hacia delante y hacia fuera (abducción de la escápula)³⁰.

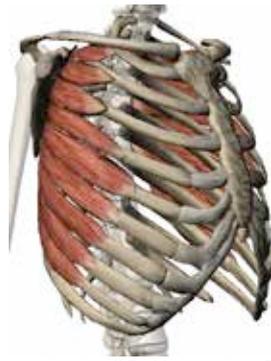


Figura 5. Serrato anterior. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Participa también en la flexión y la abducción del brazo, y el descenso de la cintura escapulohumeral¹⁵, así como en la estabilidad del raquis dorsal¹⁵.

Oblicuo externo (OE).

El oblicuo externo constituye la capa superficial de los músculos de la pared abdominal siendo la dirección de sus fibras oblicua de arriba abajo y de fuera adentro³⁰.



Figura 6. Oblicuo externo. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Cuando actúan en conjunto con el oblicuo interno del lado corporal opuesto, se produce la rotación del tronco hacia el lado opuesto del oblicuo externo, mientras que si actúan los oblicuos de ambos lados corporales, colaboran en la flexión del tronco, actuando como sinergistas del recto abdominal³⁰.

Sus inserciones van desde la cara externa de la VI (o V)-XII costilla, a la cresta ilíaca, borde inferointerno del hueso ilíaco, pubis y línea alba¹⁵.

Multífidus (MF).

El multífidus se localiza a lo largo de todo el raquis en conjunto desde las apófisis transversas a las espinales en una diagonal descendente, participando en la extensión de tronco y en la estabilidad del raquis¹⁵.

Sus inserciones van desde la cara posterior del sacro, apófisis accesorias y mamilares de las vértebras lumbares, apófisis transversas de las dorsales, apófisis articulares de la VII-IV cervical, a las apófisis espinosas de la II-IV vértebra suprayacente¹⁵.



Figura 7. Multífidus. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Recto femoral (RF).

Músculo perteneciente al complejo lumbopélvico que interviene en la flexión de cadera y extensión de rodilla¹⁵, así como en la estabilidad de la cadera³¹.



Figura 8. Recto femoral. Tomado de 3D Muscular Premium Anatomy. Visible Body.

Sus inserciones van desde la espina ilíaca anteroinferior (tendón directo) y del canal supracotiloideo (tendón reflejo), a la tuberosidad anterior de la tibia, por medio del tendón común y del tendón rotuliano, que incluye la rótula¹⁵.

1.2.3.-Estabilidad raquis.

1.2.3.1.- Introducción.

La estabilidad es la capacidad de un cuerpo para mantener el equilibrio o evitar ser desequilibrado y en el ámbito de la actividad física y entrenamiento debe entenderse desde una única articulación a una región corporal entera¹, así pues se puede proponer una clasificación de estabilidad tomando como referencia a la persona.

De esta forma, la estabilidad se diferencia en **estabilidad interna**: la pasiva que viene determinada por la configuración anatómica articular y la activa, que viene determinada por la estructura músculo-tendinosa. Además la **estabilidad externa** que viene determinada por el entorno y las condiciones que rodean al practicante, pudiendo ser tanto pasiva como dinámica¹.

Como ha sido expuesto en el apartado anterior en el que se hizo una sucinta descripción de qué se entiende por CORE, puede ahora reseñarse de manera más particular que cobra gran importancia en las personas la estabilidad de la zona media (CORE) por las implicaciones que tiene en la propia funcionalidad de los individuos, pudiendo hablar de la existencia de dos sistemas de estabilización del Raquis propuesto por el Dr. Bergmark en

1989³² y que se describe en la tabla 2.

Tabla 2: Sistemas de estabilización local y global del raquis.

SISTEMA ESTABILIZADOR LOCAL	SISTEMA ESTABILIZADOR GLOBAL
Intertransversos	Longísimo del tórax (fibras torácicas)
Interespinales	Iliocostal lumbar
Multífidus	Cuadrado lumbar (fibras laterales)
Longísimo del tórax (fibras lumbares)	Recto abdominal
Iliocostal lumbar	Oblicuo externo
Cuadrado lumbar (fibras mediales)	Oblicuo interno
Transverso abdominal	
Oblicuo interno (fascia toraco-lumbar)	

A partir de Bergmark, 1989

Las características de los músculos anteriores son³³:

Músculos locales:

- Poseen inserciones directas en la región lumbar.
- Poseen mayor responsabilidad estabilizadora segmentaria.
- Controlan la curvatura fisiológica espinal.
- Sus fibras son predominantemente tónicas ya que su rol principal es postural.

Músculos globales:

- Su acción abarca toda la columna.
- Influyen en el stiffness del subsistema activo.

A la hora de hablar de estabilidad del raquis, sobretodo de la zona lumbar debemos hacer mención a la zona neutra que, conforme al profesor Panjabi^{34,35} es aquella región de movimiento (ROM) intervertebral sobre la postura fisiológica dentro de la cual hay mínima resistencia al movimiento articular. Fuera de esta zona, será necesario hacer más fuerza por parte del sistema osteoligamentoso para resistirse al movimiento, incrementándose el riesgo de lesión^{34,35,36}.

La zona neutra debería ser entendida como una postura ideal ya que los elementos neuromusculares están activos al mismo tiempo que existe una mínima tensión sobre las estructuras pasivas^{34,35,37}.

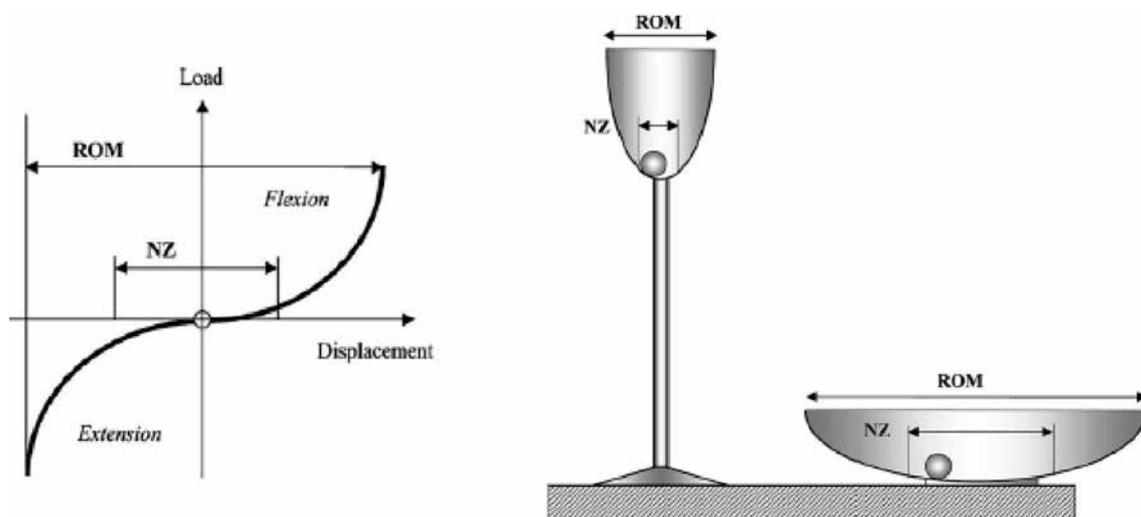


Figura 9. Diferentes grados de estabilidad en función de la zona neutra. Utilizando la analogía de la bola dentro de una copa (B), se representa la curva de carga-desplazamiento de la columna (A). Con una copa más ancha existirá mayor movimiento y menor estabilidad. ROM: Rango de movimiento. NZ: Zona neutra. Flexión. Extensión. Load: Carga. Displacement: Desplazamiento. Tomado de Panjabi^{26,27}.

El tejido pasivo de la región lumbar permanece seguro en actividades cotidianas donde dicha región se encuentre estabilizada activamente dentro de la zona neutra^{38,13}. De igual forma parece ser que la incapacidad de mantener dentro de los rangos fisiológicos los movimientos de las vertebrae lumbares puede suponer un factor de riesgo de lesión de la región lumbar, tanto en poblaciones deportistas^{34,35,39}, como en población activa recreacional, como en sedentarios⁴⁰. Por lo tanto, mayores grados de activación muscular permitirán mayores márgenes de seguridad en términos de estabilidad espinal²⁴.

La situación de riesgo de lesión por carencia de control de los movimientos espinales se reproduce dentro del campo del entrenamiento, ya que a menudo exigen cargas inadecuadas, descansos incompletos o técnica de levantamiento incorrecta, permitiendo un excesivo movimiento de flexo-extensión durante el movimiento, que desembocará inexorablemente hacia la lesión lumbar.

La inestabilidad segmentaria lumbar es el motivo que en ausencia de defectos o lesiones en la arquitectura morfológica, pueda implicar un dolor de espalda baja⁴¹ y que, posiblemente, la principal causa sea un movimiento lumbar incrementado o extrafisiológico a nivel intersegmentario o la incapacidad para mantener la zona neutra^{34,35,42}.

La inestabilidad es un descenso del nivel o capacidad de estabilización del sistema segmentario lumbar dentro de sus límites fisiológicos, situación que desembocará en cambios estructurales neuronales que pueden provocar dolor durante el movimiento y/o durante cargas mínimas^{34,35,43}.

Es ampliamente asumido que la columna lumbar sería inestable en el plano sagital sin el apoyo de los ligamentos, tendones y músculos (figura 10). Ha sido detallado que la columna lumbar sin el apoyo que proporciona el *stiffness* (rigidez) muscular, se vuelve inestable y puede lesionarse bajo cargas compresivas muy reducidas⁴⁴.

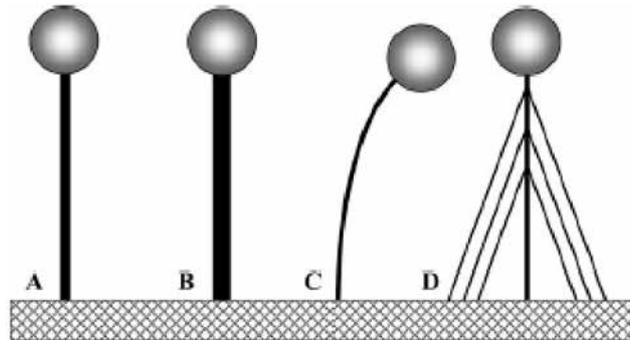


Figura 10. Imagen ilustrativa de la importancia de la estabilidad espinal. (A) Una columna con una carga crítica incrementará el riesgo de distensiones y de inestabilidad. (B). Una columna más rígida quedará estable. (C) Una columna débil o más flexible será inestable. (D) Esta columna inestable debe ser re-estabilizada mediante tirantes auxiliares. Tomado de Panjabi^{26,27}.

1.2.3.2.- Estabilidad espinal.

Siguiendo las investigaciones del profesor Panjabi^{34,35}, existe un modelo de 3 subsistemas que actúan de forma sinérgica que explicaría la capacidad de estabilizar la columna, dichos subsistemas son:

- Sistema activo.
- Sistema pasivo.
- Sistema neural.

De esta manera la estabilidad debe fiarse a la rigidez derivada de las estructuras pasivas y de los elementos activos y ambos dependen directamente y también indirectamente de la actividad controlada por el sistema nervioso^{34,35,45} (figura 11).

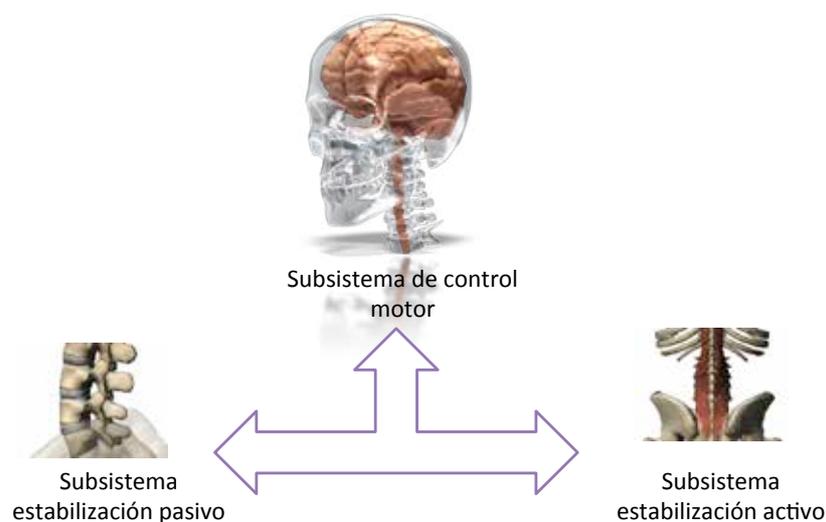


Figura 11. Subsistemas de estabilidad lumbopélvica^{26,27}.

1.2.3.2.1.- Subsistema de estabilización pasivo

Los ligamentos, disco intervertebral y otras estructuras pasivas también contribuyen a la estabilidad de la columna lumbar actuando como muelles no lineales. Su contribución a la estabilidad de la columna puede haber sido subestimada en el pasado.

En condiciones en las cuales la rigidez pasiva de un segmento de movimiento se encuentra reducida, aumenta la vulnerabilidad de la columna hacia la inestabilidad^{46,47}.

Sin la acción muscular, la columna lumbar ligamentosa se desestabiliza con cargas compresivas muy bajas⁴⁶. El disco intervertebral es el principal soporte de carga de la columna lumbar y está bien diseñado para soportar fuerzas de carga verticales, pero es vulnerable a las fuerzas rotacionales y de cizallamiento⁴⁷.

Cuando el ligamento in vivo se somete a la carga que excede el rango fisiológico, el microcolapso se produce incluso antes de que se alcance el límite de elasticidad. De hecho el microcolapso parece puede iniciarse incluso antes de que se exceda el rango de carga fisiológico y puede ocurrir a lo largo del rango fisiológico en cualquier ligamento dado¹.

1.2.3.2.2.- Subsistema de estabilización activo.

Numerosos músculos poseen un efecto mecánico sobre la columna vertebral y la pelvis y todos ellos son necesarios para mantener un control óptimo. Se ha argumentado que los músculos están preparados biomecánicamente tanto para el movimiento como para la estabilidad⁴⁵. Además, una simple división de los músculos en grupos probablemente simplifique demasiado el complejo control del movimiento y estabilidad lumbopélvica, aunque proporciona una definición útil que debe ser considerada pues que contribuye a comprender por qué el SNC emplea diferentes estrategias para controlar distintos grupos musculares⁴⁵.

La rigidez muscular es siempre estabilizadora, pero la fuerza muscular puede contribuir a la estabilidad o reducir esta si resulta inapropiadamente grande o pequeña³². Tal como se ha visto la idea de que los estabilizadores “locales” son más importantes que los “globales” puede no ser lo más correcto, pues en general, los músculos con el brazo máximo del momento y con capacidad de enderezamiento (los más alejados de la columna) son los mejores estabilizadores en términos relativos, y, los estabilizadores más importantes cambian continuamente según se modifica la tarea, sin contar con que los diferentes ejercicios o tareas de estabilización determinan un grado distinto de estabilidad raquídea³². Aunque ello no resta importancia al

papel de la musculatura estabilizadora “local” puesto que ha sido la gran olvidada durante muchos años en el proceso de entrenamiento.

De esta manera, prácticamente todos los músculos contribuirán a la estabilización, pero su importancia en un determinado momento depende de la combinación particular de las demandas de las tareas exigidas.

Muchas son las investigaciones que han intentado estimar la estabilidad articular y la aportación muscular a la misma^{44,46,48,49,50}.

La co-activación simultánea de muchos grupos musculares aumenta la rigidez de la columna. Algunas investigaciones han tratado de identificar la aportación relativa de los distintos músculos al control de la estabilidad, llegando a la conclusión de que muchos músculos contribuyen a la estabilidad y que la contribución relativa varía con múltiples factores, como la tarea, la postura y la dirección del movimiento. Es curioso observar como parece puede lograrse una rigidez suficiente, al menos con una postura neutra, con grados mínimos de co-activación de los músculos abdominales y paravertebrales⁵¹.

Los músculos de la pared abdominal (recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno, transverso abdominal) y psoas juegan un rol fundamental en el correcto funcionamiento del raquis lumbar⁵¹. El papel estabilizador de la musculatura abdominal se basa en su capacidad para disminuir la presión intradiscal en el raquis dorso-lumbar^{51,52} por mediación del aumento en la

presión intra-abdominal, junto a la activación de la fascia toracolumbar por la acción de los músculos anchos del abdomen⁵³.

Todos estos hallazgos deben hacernos pensar en la necesidad de comprender que los músculos abdominales no son entidades estructurales y funcionales individuales, sino que son músculos con regiones anatómicamente diferenciadas y distintas funciones. De igual manera, todo ello parece apuntar hacia la importancia del uso de variadas estrategias y tareas para abordar un entrenamiento integrado y verdaderamente funcional de toda la musculatura CORE.

1.2.3.2.3.- Subsistema de control motor

El control motor de la estabilidad de la columna resulta muy complejo. Con múltiples músculos y líneas de acción redundantes, existe un número infinito de posibles patrones de activación muscular que satisfarían las condiciones de equilibrio, pero puede que no se consiga necesariamente un adecuado control de estabilidad ⁵⁴.

La dificultad para el controlador (Sistema Nervioso) es inmensa. El SNC debe determinar los requerimientos de estabilidad y planear las estrategias idóneas para satisfacer esa demanda. En ocasiones esa exigencia es previsible y el SNC puede planear o escoger las estrategias de antemano, pero, cuando

el requerimiento es imprevisible, hay que emprender una actividad muscular rápida en respuesta a la inestabilidad. Todo ello exige un abordaje adecuado a fin de garantizar óptimas y adecuadas condiciones de respuesta por parte de controlador y del resto de subsistemas en la respuesta integrada.

La información propioceptiva exacta de la posición y el movimiento de la columna lumbar y la pelvis es condición necesaria, y debe ser considerado a la hora de buscar progresiones en el entrenamiento que garantice una salud para el raquis, debido a que un adecuado acondicionamiento de la capacidad de fuerza, resistencia a la fatiga, etc. en condiciones preestablecidas, en posición neutral, estática no será solo más que la punta del iceberg de un problema algo más complejo⁵⁴

En términos de regulación motora, el sistema nervioso posiblemente coordina la actividad del subsistema activo (muscular) con una secuencia cuidadosamente organizada y planificada para igualar las fuerzas internas y externas aplicadas a la columna. De esta forma la elección de estrategias adecuadas de regulación por el SNC se asocian, seguramente, al riesgo real o percibido para la columna⁵⁵.

La descoordinación o la alteración del control de los complejos patrones de co-activación muscular podrían lesionar los tejidos en vez de proporcionar estabilidad^{55,56,57}.

De acuerdo con las propiedades arquitecturales de los músculos del tronco los parámetros temporales y espaciales de la actividad de los músculos superficiales del mismo están relacionados con la dirección de las fuerzas que actúan sobre la columna vertebral. En contraste, la actividad de los músculos intrínsecos profundos es independiente de la dirección de las fuerzas reactivas⁴⁵. Esto sería compatible con las propiedades arquitecturales de estos músculos para proporcionar un incremento generalizado del control intervertebral⁴⁵.

1.2.4.- Entrenamiento del CORE.

A lo largo del tiempo, han sido diseñados diferentes tipos de entrenamientos para el fortalecimiento del CORE con el objetivo de incrementar la función muscular de los músculos que gobiernan la estabilidad del tronco⁵⁸.

El objetivo principal que debe cubrir el entrenamiento del CORE debe ser el incremento del stiffness y la estabilidad de la región del raquis lumbar y debe pretender la optimización de la función de los músculos que tienen mayor protagonismo sobre la estabilidad lumbar.

Una progresión en la realización de programas de ejercicios para el entrenamiento del CORE es la que realiza Liebenson⁵⁸ con el siguiente desarrollo (figura 12):

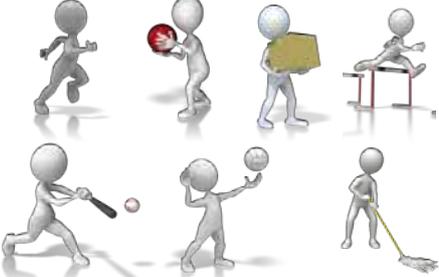
EJEMPLOS EJERCICIOS	PROGRESIÓN
	Ejercicios de introducción (aislamiento).
	Ejercicios analíticos funcionales de baja carga y resistencia a la estabilidad.
	Ejercicios integrados funcionales con acoplamiento de los patrones de estabilidad en actividades funcionales y orientados al rendimiento deportivo o a la vida diaria y laboral

Figura 12. Ejemplos de ejercicios según Liebenson⁵⁸. Tomado de Presentation Clipart 3D Figures. Presenter Media. Eclipse Digital Imaging Inc.

- 1.-Ejercicios de introducción (ejercicios de aislamiento): Orientados a que el practicante tome consciencia de su propio ROM de la columna lumbar, así como de su funcionalidad.
- 2.-Entrenamiento analítico funcional con patrones de baja carga y resistencia a la estabilidad.
- 3.-Entrenamiento integrado funcional, con acoplamiento de los patrones de estabilidad en actividades funcionales y orientado al

rendimiento deportivo y/o actividades de la vida, tanto diaria como laboral.

Los materiales generadores de inestabilidad o desestabilizadores, son usados actualmente en programas de entrenamiento que incluyen ejercicios analíticos funcionales de baja carga, así como en programas de entrenamiento que incluyen ejercicios integrados funcionales, el problema es el sobre uso que de los mismos se realiza y que en ocasiones compromete la salud física de los practicantes de ejercicio físico¹ tal y como puede verse en la figura 13.



Figura 13. Ejemplos de uso de los materiales generadores de inestabilidad.

Debido a las investigaciones provenientes de otros campos, como la rehabilitación, el entrenamiento en inestabilidad ha ido ganando adeptos entre los instructores de fitness, que lo han incluido, en ocasiones de forma desmesurada, dentro del concepto funcional y basando su planteamiento en comprometer el nivel de estabilización del CORE, participando, de esta forma, un mayor número de músculos con el objeto de mejorar el control y provocar una estimulación senso-motora alta¹.

1.2.5.- Materiales generadores de inestabilidad.

Desde la aparición de las primeras pelotas de estabilidad de la mano de Aquilino Cosani, a finales de los años 60, la utilización de éste y otros materiales inestables ha ido creciendo exponencialmente¹. Como ya se ha reiterado, en la última década, los materiales generadores de inestabilidad se han convertido en una herramienta muy habitual y utilizada en centros deportivos, clínicas de rehabilitación y gimnasios, empleándose para multitud de objetivos, entre los que se encuentran el rendimiento deportivo, la salud o la prevención y recuperación de lesiones¹.

Al respecto de los materiales desestabilizadores, Benito y Martínez en Hernando² dicen que *“una superficie inestable es una superficie o material de entrenamiento maleable, que se deforma o desplaza por la aplicación de fuerzas que sobre él haga el ejecutante, o que puede tener una distribución no uniforme de su masa (por ejemplo los cilindros rellenos de agua) o un comportamiento dinámico antes de interaccionar con el sujeto (por ejemplo las plataformas vibratorias o tapiz rodante)”*. En consecuencia, estos autores proponen una clasificación de los materiales desestabilizadores atendiendo a los ejes de libertad de movimiento así como a la cantidad de inestabilidad que propiciaba cada material (figura 14).

Eje de movimiento permitido	Nivel de inestabilidad		
	Leve	Moderado	Elevado
1		 Foam Roller	 Discos rotadores
2	 Balance Pad	 Trampoline	 BOSU
3	 Cone Board	 MFT Challenge Disc	 Neurocom Balance Master

Figura 14. Clasificación mat desestabilizadores².

Desde esta perspectiva, Heredia et al¹ proponen un catálogo de materiales desestabilizadores (figura 15).

Material	Características	Imagen
Fitball, pelota suiza, physioball	Pelota de plástico de gran diámetro (variable a considerar según sujetos)	
Ballastball Bosu DSL	Fitball con material pesado en su interior	
Physio-roll	Resultado de la suma de dos pelotas gigantes (aparentando un cacahuete)	
Bosu	“Bothsides up”. Aparato que nace de la división de una pelota gigante. Es decir tiene una parte de aire y otra rígida. Body Dome: Variación del bosu en con tensores anclados para realizar ejercicios resistidos.	
Dyna disc	Pequeños discos de goma hinchados	
Tablas de inestabilidad	Tablas con un elemento central más prominente	
T-Bow	Arco de fibra sintética (polietileno) o madera natural, con dimensiones (70x50x17 cm.), equilibrado y con un peso reducido (de 3,2 a 4,7 Kg). Es posible utilizarlo por ambos lados (con un granulado en la parte cóncava y una esterilla en l aparte convexa)	
CoreBoard	Plataforma (74 x 15 cm. Diámetro: 56) que se inclina, gira y torsiona en todas direcciones, respondiendo dinámicamente a los movimientos del usuario, si éste se mueve de un lado, la pista ejerce una fuerza que empuja hacia atrás en la dirección contraria.	
Espuma de estireno (FoamRoller)	Espuma diseñada de forma tubular.	
Elementos de suspensión TRX, Flying, AirfitPro	Elementos mediante los cuales el sujeto queda suspendido a nivel de algunas de sus extremidades (miembros superiores o inferiores)	
Slideboard pro	Superficie rectangular que permite el deslizamiento corporal hacia los lados. Para ello se utilizan una especie de patucos realizados de un tejido que posibilita un mejor deslizamiento de los pies en el slide y que se adquieren normalmente junto con este. A los dos lados del slide se sitúan una especie de topes que limitan el movimiento lateral de los pies y piernas.	
Gliding	Evolución más sencilla del slide. Dos materiales que permiten el deslizamiento sobre la superficie de apoyo, permaneciendo el punto de apoyo (pie, mano, rodilla...) constante y firme. Se pueden encontrar en tela (para deslizamientos sobre parquet o similar) y de goma para otras superficies más duras.	

Figura 15. Catálogo materiales desestabilizadores¹.

Por lo tanto, y resumiendo lo anteriormente expuesto, el material desestabilizador o generador de inestabilidad, es aquel que se emplearía para aumentar los requerimientos de estabilización muscular activa del tronco, proporcionando un entorno inestable que potenciará la actividad propioceptiva y las demandas de control neuromuscular¹.

Como ya se ha podido esbozar, el uso masivo de materiales generadores de inestabilidad viene explicado por los beneficios que para la estabilidad del CORE reportan. En comparación con los ejercicios tradicionales, en los materiales generadores de inestabilidad se alcanzan mayores activaciones musculares^{11,12,13}, coincidiendo con una mayor sensación de esfuerzo percibido en la zona media cuando los ejercicios abdominales se realizan sobre este tipo de material⁵.

El uso de materiales generadores de inestabilidad está siendo ampliamente estudiado hoy en día, y algunos estudios concluyen en el registro de unas mayores activaciones musculares y mejoras en la aptitud neuromuscular cuando se aplica tanto sobre los ejercicios tradicionales de entrenamiento de la zona media, como cuando son aplicados como base de sustentación para la realización de ejercicios con las extremidades¹.

1.2.5.1.- Efectos atribuidos al uso de materiales generadores de inestabilidad:

Numerosos autores han demostrado que al realizar ejercicios que impliquen la musculatura del tronco sobre superficies inestables aumenta la activación muscular de esta zona más que al realizar los mismos ejercicios en condiciones estables, algunos autores que concluyen lo anterior son¹:

- 1.- Vera-García et al. 2000, 2007.
- 2.- Cosio-Lima et al. 2003.
- 3.- Behm et al. 2003 , 2005.
- 4.-Anderson y Behm 2004.
- 5.- Arjamud y Shivazi-Adl 2005.
- 6.- Lehman et al. 2005.
- 7.- Marshall y Murphy 2006.
- 8.- Norwood et al. 2007.
- 9.- Stanelicht et al. 2007.
- 10.- Duncan 2009.
- 11.- Imai et al. 2010.

Como ya ha sido expuesto, esta mayor activación muscular a nivel lumbo-abdominal se justifica por la necesidad de estabilizar el raquis, ya que a mayores niveles de inestabilidad raquídea se requiere mayor activación de la musculatura estabilizadora central.

Pero la mayor activación muscular del CORE inducida por la inestabilidad de los estudios anteriormente mencionados no ha sido comparada, en muchas ocasiones, con las cargas más altas que pueden ser manejadas durante el entrenamiento con ejercicios con pesos libres en el suelo. Hamlyn et al.⁵⁹ demostraron que squats y pesos muertos (al 80% de 1RM) produjeron mayores activaciones de los músculos erectores espinales y cuadrado lumbar (34%-70%, respectivamente) que los ejercicios inestables calisténicos (superman y puente lateral), sin diferencias significativas en la implicación del oblicuo externo y el recto abdominal.

En otro estudio, sus autores hallaron mayores activaciones del longísimo y multífidus con el peso muerto y squat sobre superficie estable que con ejercicios tradicionales sobre superficies inestables.

Willardson JM, Fontana FE y Bressel E⁶¹ registraron mayor activación muscular, en sujetos entrenados, en el recto abdominal durante el press por encima de la cabeza y en el transverso abdominal y oblicuo interno durante el mismo ejercicio y en el curl de bíceps cuando se levantaba el 75% de 1RM sobre suelo estable que cuando se levantaba el 50% de 1RM sobre un Bosu. Los autores de este último estudio concluyen que, con cargas correspondientes al 75% y al 50% de 1RM, no existe ninguna ventaja en la utilización del Bosu.

Todas estas evidencias sugieren que los ejercicios tradicionales de fuerza realizados con intensidades medias-altas sobre una base estable

pueden resultar más efectivos para el entrenamiento de la musculatura paravertebral que otra clase de ejercicios en entornos inestables. No obstante, debe interpretarse con cautela esta afirmación, es decir, la estabilidad durante el desarrollo de ejercicios contra resistencias dará la opción de movilizar resistencias más altas que pueden llevar a provocar mayores niveles de activación muscular, no obstante este tipo de ejercicios y con estas resistencias no pueden ser tolerados ni realizados correctamente por un amplio espectro de la población y además aportan un trabajo más limitado de tiempo de respuesta y de coactivación medular y subcortical⁶¹.

Por otro lado, es interesante aclarar que la activación muscular puede verse influida por el uso de una superficie inestable, sin embargo el aumento de activación no influye a todos los músculos y en todas las condiciones/ejercicios^{62,63}. Un buen ejemplo de ello, es el estudio de Lehman⁶⁴ donde no se registraron mayores activaciones musculares del recto abdominal por realizar un puente supino en comparación con hacerlo sobre el suelo.

Los cambios en la activación muscular con un material generador de inestabilidad no provienen únicamente de la situación de inestabilidad, sino también por las modificaciones biomecánicas del ejercicio (aumentos del brazo de palanca, del ROM, etc.)⁶⁵. Los materiales generadores de

inestabilidad a menudo ejercen la función de alzas que permiten modificar el centro de gravedad y las longitudes de los brazos de resistencia⁶⁵.

Los ejercicios realizados sobre dispositivos generadores de inestabilidad pueden no sólo incrementar la activación muscular del CORE por la necesidad de estabilizar el raquis, sino que también pueden aumentar la activación y co-activación muscular en las extremidades. Por ejemplo, la activación muscular del tríceps y deltoides fueron mayores con el push-up y press de pecho (60% de 1RM) cuando se hicieron sobre condiciones inestables que cuando se realizaron en condiciones de estabilidad^{66,67}. El sóleo (30%-40%) y cuádriceps (5%-15%) obtuvieron mayor activación durante squats inestables⁶⁸. Está documentado que tanto la cabeza corta como la larga del bíceps braquial pueden contribuir como estabilizadores anteriores de la articulación glenohumeral, y su papel en la estabilización aumenta a medida que la estabilidad articular disminuye⁶⁹. La activación de la musculatura del tronco también puede verse incrementada en este tipo de ejercicios como el press de banca y fondos cuando la superficie de apoyo es un fitball^{66,67,70}, pero no hay ningún efecto aparente cuando el ejercicio ejecutado es un press de hombros⁷⁰.

Paralelamente a este efecto agudo de aumento de la activación muscular, también se da un descenso de la producción de fuerza en conjunción con la elevada activación muscular de los miembros, enfatizando

la función estabilizadora de la musculatura implicada⁷¹. La producción de fuerza y potencia se ve seriamente afectada cuando se realizan ejercicios utilizando un material inestable como soporte, asiento o punto de apoyo. Este efecto afecta tanto como para ocasionar un descenso de entre el 20 y el 70% de la máxima potencia producida con el mismo ejercicio realizado en un entorno estable, como han podido constatar numerosos estudios^{70,71,72,73,74,75,76}. En otro estudio⁷² los sujetos realizaron squats con distintas cargas sobre suelo estable, almohadillas de espuma y un bosu. Hubo un descenso significativo, inducido por la situación de inestabilidad, de potencia pico concéntrica y excéntrica, fuerza, velocidad y profundidad del squat. Todos estos estudios llegan a la conclusión de que a mayores niveles de inestabilidad externa menor producción/aplicación de fuerza y potencia de la musculatura agonista, debido al aumento de la rigidez articular necesaria para estabilizar las articulaciones implicadas. Por tanto, para mejorar las prestaciones de fuerza/potencia (incluso hipertrofia) necesitamos contar con elevados niveles de estabilidad externa⁶⁰, que sólo es posible entrenando en un entorno estable como el suelo, o sobre un banco.

En una revisión reciente de Behm y Colado⁷⁷, se puede ver este efecto, que ellos calculan en una disminución de un 29,3% en la producción de fuerza (tabla 3).

Como anteriormente ya se apuntaba, el aspecto donde parece haber mayor consenso científico respecto de los efectos al realizar ejercicios sobre medios inestables es el incremento de la co-activación antagonista en el tronco⁷⁸, miembros inferiores^{670,79,80} y miembros superiores⁸¹. La co-activación muscular del tronco es una estrategia usada por el sistema motor para estabilizar la columna^{49,83,84} y ha sido relacionada con la prevención de lesiones⁸⁴, a pesar de limitar la producción de fuerza, sobre todo en gestos deportivos.

Existe una gran cantidad de estudios científicos que tratan de vislumbrar los posibles beneficios y utilidades del uso sistemático de medios inestables, sobre todo a nivel de activación de la musculatura del CORE (tabla 4).

Tratando de agrupar y resumir la inmensa mayoría de tales estudios de algún modo útil y práctico, podemos concluir que todos ellos se dirigen a demostrar o desmentir su posible utilidad en alguno de los siguientes campos:

- 1.- La mejora de la fuerza y estabilidad central, mediante el fortalecimiento muscular y la mejora del control neural del raquis, puede ayudar en la prevención del dolor lumbar crónico. También existe una gran evidencia de que el entrenamiento de equilibrio con materiales inestables puede mejorar la capacidad de equilibrio estático⁸⁵.

2.- Para la prevención y recuperación de lesiones de los miembros inferiores (rodilla y tobillo) y la disminución de la incidencia del dolor lumbar.

3.- Para esclarecer la posible mejora de determinados marcadores del rendimiento deportivo relacionados con la producción de fuerza/potencia de las extremidades por entrenar con materiales inestables.

Tabla 3. Estudios comparativos de fuerza y performance entre condiciones estables e inestables.

Autor(es)/año	N	Intervención	%
Kornecki y Zschorlich 1994 ⁹⁶	12	Acciones de empuje con varios grados de libertad (fuerza).	-20%
		Acciones de empuje con varios grados de libertad (potencia)	-40%
Behm et al. 2002	8	Fuerza MVC extensión piernas bajo condiciones inestables vs estables.	-70,5%
		Fuerza MVC flexión plantar bajo condiciones estables vs inestables.	-20,2%
Anderson y Behm, 2004	10	Press banca bajo condiciones estables vs inestables.	-59,6%
McBride et al. 2006	9	Pico de output de fuerza isométrico en squat bajo condiciones estables vs inestables	-83,8%
		Output de fuerza MVC en squat bajo condiciones inestables vs estables	-82,9%
Sparkes & Behm, 2010	18	Press banca bajo condiciones estables vs inestables	-42%
Drinkwater et al. 2007	14	Potencia en squat bajo condiciones estables vs inestables	-24%
		Fuerza concéntrica en squat bajo condiciones estables vs inestables.	-18%
Cowley et al. 2007	14	Capacidad de trabajo press de hombros con mancuernas bajo condiciones estables vs inestables en fitball y medida pre	-12%
		Capacidad de trabajo press de hombros con mancuernas bajo condiciones estables vs inestables en fitball y medida post.	-3,7%
		Fuerza en press de hombros con mancuernas bajo condiciones estables vs inestables en fitball y medida pre	2%
		Fuerza en press de hombros con mancuernas bajo condiciones estables vs inestables en fitball y medida post	0,7%
Koshida et al. 2008	20	Pico de potencia durante press banca dinámico	-12,5%
		Fuerza durante press banca dinámico bajo condiciones estables vs inestables	-6,2%
		Velocidad durante press banca dinámico bajo condiciones estables vs inestables	-11%
Goodman et al, 2008	13	Press banca 1 RM fuerza bajo condiciones estables vs inestables	-0,5%
Kohler et al. 2010	30	10 RM fuerza press hombros bajo condiciones estables vs inestables	-30%
Chulvi-Medrano et al. 2010	31	Diferencias en peso muerto bajo condiciones estables vs inestables	-52,6%
Total	179		-29,3%

Nota: Tomado y traducido de Behm y Colado⁷⁷.

Tabla 4. Estudios sobre la activación EMG de la musculatura del CORE.

Autor(es)/año	N	Intervención	%
Vera-Garcia et al. 2000	8	Realización de curl up sobre banco estable vs inestabilidad moderada en Oblicuo externo.	101%
		Realización de curl up sobre banco estable vs inestabilidad extrema en Oblicuo externo.	-15.5%
Behm et al 2005	11	EMG del erector espinal a nivel lumbosacro durante la realización de ejercicios estables vs inestables.	4.7%
		EMG de las fibras bajas estabilizadoras del abdominal en condiciones de inestabilidad vs estabilidad	27.9%
Anderson & Behm 2005	14	EMG de los estabilizadores del abdomen durante squat en maquina Smith vs squat inestable.	29.6%
		EMG de los estabilizadores del abdomen durante squat vs squat inestable.	18.6%
		EMG de los erectores espinales a nivel lumbo-sacro durante squat en máquina Smith vs squat inestable.	22.9%
		EMG de los erectores espinales a nivel lumbo-sacro durante squat vs squat inestable.	20%
		EMG de los erectores espinales a nivel lumbar alto durante squat en máquina Smith vs squat inestable.	33.8%
		EMG de los erectores espinales a nivel lumbar alto durante squat vs squat inestable.	22.9%
		EMG de los soleos durante squat en máquina Smith vs inestable.	73.1%
		EMG de los soleos durante squat vs inestable	58.5%
Marshall et al. 2006	12	Transverso abdominal durante squats realizados de forma estable vs balón suizo.	-56.7%
Marshall et al. 2006	14	Transverso abdominal en balón suizo vs estable.	-57.1%
Freeman et al. 2006	10	Erector espinal derecho en push up, no piernas vs estándar.	4.5%
		Erector espinal izdo en push up, no piernas vs estándar.	-85.2%
Norwood et al. 2007	15	Gran dorsal en estable vs inestabilidad dual.	180.5%
		Erector espinal en estable vs inestabilidad dual.	875.9%
Sternlicht et al. 2007	41	Crunch abdominal en stability ball vs crunch abdominal tradicional, músculo recto abdominal.	-30.7%
Bressel et al. 2009	12	Squat 50% 1 RM vs peso libre en el transverso abdominal.	-12.7%
		Squat 50% 1 RM vs peso libre en el erector espinal.	10.7%
Willardson et al. 2009	12	Actividad del transverso abdominal y oblicuo interno en Back Squat estable 50% 1RM vs Bosu 50% 1RM.	-26.9%
		Actividad del erector espinal en Back Squat estable 50% 1RM vs Bosu 50% 1RM.	14.5%
Shwanbeck et al. 2009	6	Squat con peso libre vs squat con máquina Smith, actividad del erector espinal.	-45.5%
Kohler et al. 2010	30	Actividad del erector espinal bajo en press de hombros realizado bajo carga inestable y condición inestable vs carga estable y condición estable.	24%
		Actividad del erector espinal alto en press de hombros realizado bajo carga inestable y condición inestable vs carga estable y condición estable.	37%
Total	185		47.33%

Nota: Tomado y traducido de Behm y Colado⁷⁷.

1.2.5.1.1.- Beneficios sobre la prevención y recuperación de lesiones.

Los medios inestables o materiales generadores de inestabilidad han sido frecuentemente utilizados como una herramienta terapéutica dentro del proceso de rehabilitación de diferente tipo de lesiones, especialmente aquellas relacionadas con el miembro inferior. La aparición de nuevo equipamiento, así como una creciente preocupación por la optimización de los programas de tratamiento y prevención de lesiones deportivas, ha provocado que en los últimos años la investigación aplicada haya crecido exponencialmente, y que de este modo podamos acceder a diversas revisiones sistemáticas que valoran globalmente su efecto sobre el deportista lesionado de forma aguda o crónica².

Tomando como referencia alguna de esas revisiones⁸⁶ podemos destacar las siguientes conclusiones del uso de materiales generadores de inestabilidad:

- 36% menos de incidencia de lesiones de tobillo.
- Más efectivo en deportistas con antecedentes lesivos.

- Mayor efecto preventivo cuanto mayor duración del programa de entrenamiento (efecto acumulativo).
- 39% menos de riesgo total de sufrir una lesión en extremidad inferior,
- 51% menos de riesgo de lesiones agudas de rodilla,
- 50% menos de riesgo de esguince de tobillo.

Asimismo, Behm y Colado⁷⁷ concluyen que el uso de material generador de inestabilidad reporta beneficios en torno a un 105% cuando se utiliza para el entrenamiento del equilibrio y la estabilidad (Tabla 5).

La mejora propioceptiva de los tejidos estabilizadores de la rodilla y tobillo ha sido amplia y tradicionalmente documentada por el uso de medios inestables^{87,88,89,90}. Sabemos por tanto que el uso de materiales generadores de inestabilidad puede proporcionar múltiples beneficios en el ámbito de la rehabilitación por restablecer el funcionamiento normal de la musculatura estabilizadora y facilitar la reeducación propioceptiva de los miembros inferiores lesionados (rodilla y tobillo).

Tabla 5. Efectos del entrenamiento de equilibrio en equilibrio y la estabilidad.

Autor(es)/año	N	Intervención	%
Tsang et al. 2003	42	Compartivo entre posición estática y límites de estabilidad en tests máximos entre grupo control y practicantes de Tai Chi	13%
Staton et al. 2004	18	Entrenamiento en swiss ball (6 semanas) para el test de estabilidad de core de Sarhman	450%
Bruhn et al. 2004	33	Entrenamiento sensoromotor en estabilización postural	6.8%
Li et al. 2004	18	Medidas de equilibrio funcional en la escala de equilibrio de Berg durante un período de 12 meses de estudio	7.90%
Gioftsidou et al. 2006	13	Entrenamiento de equilibrio (12 semanas) en inestabilidad	51%
Kean et al. 2006	24	Tiempo de equilibrio estático con entrenamiento de equilibrio a pies fijos	9.50%
Yaggie et al. 2006	36	Entrenamiento de equilibrio y efectos en el mismo	68.5%
Nagy et al. 2007	19	8 semanas de entrenamiento de equilibrio en el plano anteroposterior en la adultos mayores	1.3%
		8 semanas de entrenamiento de equilibrio en el plano frontal en la adultos mayores	30%
Spennewyn 2008	30	Consecuencias en el equilibrio del equipamiento de resistencia fijo.	49%
		Consecuencias en el equilibrio del equipamiento de resistencia libre	245%
Panics et al. 2008	20	Entrenamiento de propiocepción en la articulación de la rodilla	170.9%
Sato et al. 2009	20	Entrenamiento de fuerza en equilibrio Start excursion	11
Schilling et al. 2009	19	Comparativo entre el entrenamiento de equilibrio con pre y post intervención.	4.1%
Kibele & Behm 2009	40	7 semanas de entrenamiento en inestabilidad y resistencias tradicionales testando el equilibrio en un wobbleboard: equilibrio estático.	4.4%
Kibele & Behm 2009	40	7 semanas de entrenamiento en inestabilidad y resistencias tradicionales testando el equilibrio en un balance beam: equilibrio dinámico.	14.7%
Granacher et al. 2011	30	Entrenamiento de equilibrio en el cimbreo postural en sujetos de 6-7 años.	7.8%
		Entrenamiento de equilibrio en CMJ en sujetos de 6-7 años	5.9%
Granacher et al. 2011	32	Entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio en desplazamientos del centro de gravedad en adultos	11.7%
Ogaya et al. 2011	23	Entrenamiento en wobbleboard (9 semanas) en mayores: permanecer de pie en el wobbleboard.	113%
Muelbauer et al. 2011	20	Centro de gravedad: suelo firme, ojos abiertos vs suelo de foam, ojos abiertos y los dos pies apoyados.	65.2%
		Centro de gravedad: suelo firme, ojos abiertos vs suelo de foam, ojos abiertos y un pie apoyado.	32.1%
		Centro de gravedad: suelo firme, ojos abiertos vs suelo de foam, ojos abiertos y los dos pies alternados.	26.3%
		Centro de gravedad: suelo firme, ojos abiertos vs suelo de foam, ojos abiertos y apoyo de una sola pierna	28.6%
Total	647		105%

Nota: Tomado y traducido de Behm y Colado⁷⁷.

También hay estudios que apuntan la posibilidad de disminuir la incidencia de dolor lumbar en deportistas⁹¹. Por su parte, Marshall y Murphy (2008), aportan evidencias que apoyan la eficacia de un programa de ejercicio supervisado de rehabilitación (12 semanas de ejercicios con fitball) para conseguir una mejora más rápida de la discapacidad funcional y de la respuesta a la flexión-relajación lumbar en sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico. El mismo estudio también señala cambios crónicos en la latencia de la musculatura profunda abdominal, lo que puede indicar que esta medida es un marcador apropiado de la disfunción general del sistema nervioso de la región lumbar⁹².

El mecanismo explicativo de esta disminución del riesgo de lesión o recaída es la mayor y más rápida co-activación agonista-antagonista de la musculatura estabilizadora⁹³, lo que sin duda mejora la estabilidad articular ante cualquier situación prevista o inesperada resultando en un efecto preventivo-protector de lesiones con interesante aplicación a lo largo de toda la temporada deportiva.

Pero el aumento de la actividad antagonista puede influir negativamente en la producción de fuerza y potencia al oponerse a la dirección del movimiento⁷². Esto puede ayudar a explicar parcialmente por qué el entrenamiento aislado de la musculatura del CORE puede ser más útil en los programas de rehabilitación pero menos efectivo en los programas de

acondicionamiento deportivo⁹³. El uso de medios inestables puede aportar los mayores beneficios en programas tipo de rehabilitación para restablecer la función normal de la musculatura central en deportistas lesionados o en programas de acondicionamiento físico clásicos para mantener o mejorar la función de la musculatura del CORE en sujetos desentrenados o activos de nivel recreacional ⁹³.

Algunos estudios sugieren que el entrenamiento del CORE sobre fitball es eficaz^{8,94}. Cuando se usa un dispositivo generador de inestabilidad, el control motor requiere de mayor participación para estabilizar y equilibrar el raquis, musculatura lumbopélvica, ya que el estrés sobre dicha musculatura y el incremento de las demandas propioceptivas así lo requieren¹³.

Las cargas compresivas sobre el raquis no son excesivas cuando se practican ejercicios sobre fitball, por lo que se puede entender que es un equipamiento adecuado para personas que presenten patologías de espalda baja¹⁰.

El ejercicio de crunch abdominal sobre fitball, comparado con el mismo ejercicio sobre ab roller, abslide, y el tradicional crunch abdominal en suelo, es el que más activación produce en el músculo recto abdominal⁹⁵.

A nivel de prevención y recuperación de lesiones, la realización de ejercicio físico sobre materiales desestabilizadores disminuye la incidencia de

lesiones de tobillo, disminuyen el riesgo de sufrir lesiones en las extremidades inferiores, es más efectivo en aquellos deportistas que tienen antecedentes de lesiones^{96,97}.

No menos importantes son los efectos a nivel de disminución del dolor lumbar⁹⁸ y la mejora más rápida de la discapacidad funcional y de respuesta a la flexión-relajación lumbar en sujetos con dolor crónico inespecífico⁹².

Otros estudios relatan efectos a nivel de reducción del riesgo de lesión o recaída en la mayor y más rápida co-activación agonista-antagonista de la musculatura estabilizadora con el uso de materiales desestabilizadores⁹³, aspecto que sin duda redundará en una mejora de la estabilidad articular ante situaciones de pérdida de estabilidad imprevistas en la realización de un deporte.

1.2.5.1.2.- Beneficios sobre la mejora del rendimiento deportivo.

En este ámbito debemos diferenciar entre las dos líneas de investigación existentes. Una de ellas es aquella que trata de comprobar qué efecto para el rendimiento (producción y mejora de potencia y fuerza) tiene la realización de ejercicios tradicionales de entrenamiento de la fuerza con medios generadores de inestabilidad en comparación con hacerlos sobre un

entorno estable, y otra es aquella que trata de comprobar si mediante un programa específico de entrenamiento para el fortalecimiento del CORE sobre materiales inestables se puede mejorar algún marcador del rendimiento.

Relativo a los efectos de producción de fuerza y potencia y valorando la idoneidad de implementar un volumen mínimo de entrenamiento inestable combinado con el entrenamiento tradicional, la inclusión de un entrenamiento con superficies inestables para el miembro inferior puede disminuir los efectos sobre la ganancia de potencia.

En esta línea Behm y Colado⁷⁷, concluyen en que la ganancia de fuerza y potencia entrenando sobre materiales generadores de inestabilidad es un 29,3% menor que la obtenida a través del mismo entrenamiento efectuado en condiciones estables (tabla 3).

Sobre el segundo enfoque, decir que son muchos los investigadores del acondicionamiento físico los que consideran que la estabilidad central es un componente clave del entrenamiento para mejorar el rendimiento deportivo^{99,100,101}. De hecho, el CORE proporciona un enlace entre las extremidades inferiores y superiores para transferir las fuerzas¹⁰⁰. Sin embargo, hasta la fecha, son muy pocos los estudios que hayan demostrado mejoras significativas del rendimiento en sujetos entrenados mediante intervenciones que hayan enfatizado la realización de ejercicios de fuerza sobre medios inestables^{102,103,104}. Por el contrario, la mayoría de los estudios

han utilizado sujetos desentrenados o activos a nivel recreacional^{102,105,106,107,108}. Por lo tanto, es una temática poco estudiada, especialmente cuando la intervención utiliza materiales generadores de inestabilidad, y complicada de demostrar.

Un programa de 6 semanas de entrenamiento con fitball en sujetos entrenados. Hubo mejora significativa de la estabilidad central y el tiempo hasta la fatiga (mediante el test de estabilización prona). No obstante, no hubo mejora de la economía de carrera (medida en VO_{2max} .) a velocidades submáximas, ni de la posición corporal en carrera¹⁰⁴.

Por el contrario, Sato y Mokha¹⁰⁹ evaluaron la efectividad de un programa de entrenamiento del CORE con pelota suiza de 6 semanas sobre parámetros cinemáticos (fuerzas de reacción), de equilibrio del tren inferior y de rendimiento de carrera en 5000 m. en corredores entrenados. Apuntaron mejoras significativas mayores en el rendimiento de la carrera y test de equilibrio en el grupo de entrenamiento del CORE. Aunque esta mejora en el rendimiento viene matizada por el hecho de que existían diferencias significativas en el rendimiento previo entre el grupo de control y el de intervención, que por lo tanto tenía mayor margen de mejora en el test de carrera. La conclusión final fue que un programa de acondicionamiento del CORE centrado en un alto volumen de entrenamiento podía mejorar los tiempos de carrera.

Scibek¹⁰³ llevó a cabo un entrenamiento de 6 semanas basado en ejercicios con fitball en un grupo de nadadores para valorar el rendimiento en seco (lanzamiento de balón medicinal, salto vertical, control postural) y en agua (velocidad de nado). Tras finalizar las 6 semanas de entrenamiento con fitball, aparte de su entrenamiento habitual en piscina, pudieron comprobar que el rendimiento específico en natación (tiempos de nado) no había mejorado respecto al grupo control.

En otro estudio¹¹⁰ se examinó la efectividad de un programa de resistencia muscular del CORE sobre varias medidas de rendimiento de remeros universitarios (salto vertical, test de remo de 2000 m.). Tras 8 semanas de entrenamiento del CORE, el grupo experimental que realizaba ejercicios de estabilización, mostró mejoría en el test de resistencia muscular en decúbito lateral del protocolo de McGill. No se hallaron diferencias significativas en el grupo de entrenamiento del CORE en marcadores de rendimiento.

El estudio de Butcher et al.¹⁰⁵ ha podido demostrar claramente la mejora del rendimiento (velocidad de despegue en el salto vertical), en sujetos desentrenados, por el entrenamiento de la estabilidad central mediante superficies inestables.

Behm y Colado⁷⁷ destacan en este sentido que el uso de materiales generadores de inestabilidad incrementa en un 31,43% los resultados en

mediciones a nivel funcional, tales como estabilización dinámica en el salto vertical, equilibrio en el torque de los isquiotibiales, etc. que realizado sobre superficies estables (Tabla 6).

Tabla 6. Estudios sobre los efectos del entrenamiento de equilibrio en medidas funcionales.

Autor(es)/año	N	Intervención	%
Myer et al. 2006	11	Estabilización dinámica y equilibrio en salto vertical	9.3%
		Estabilización dinámica y equilibrio en el torque de los isquiotibiales	17.4%
Kean et al. 2006	7	Entrenamiento de equilibrio con los dos pies fijos en CMJ	9.5%
Yaggie et al. 2006	36	Efectos del entrenamiento del equilibrio en el salto vertical.	-0.05%
		Efectos del entrenamiento del equilibrio en la velocidad media de carrera.	3%
Taube et al. 2007	23	Fuerzas de reacción verticales del suelo realizando un entrenamiento sensoromotor.	14.9%
Oliver et al. 2009	8	Entrenamiento de equilibrio funcional en jugadoras de volleyball federadas sobre squats a una pierna (derecha).	80.9%
		Entrenamiento de equilibrio funcional en jugadoras de volleyball federadas sobre squats a una pierna (izquierda).	141.7%
		Entrenamiento de equilibrio funcional en jugadoras de fútbol federadas sobre squats a una pierna (derecha).	32.8%
		Entrenamiento de equilibrio funcional en jugadoras de fútbol federadas sobre squats a una pierna (izquierda).	4.7%
Total	85		31.4%

Nota: Tomado y traducido de Behm y Colado⁷⁷.

Estos mismos autores⁷⁷ destacan un incremento de un 22,0% en los efectos del entrenamiento inestables en medidas de rendimiento (Tabla 7).

Por tanto, con los estudios realizados hasta la fecha, no queda demostrado que exista una asociación definitiva entre la mejora de la estabilización central, mediante el entrenamiento con medios inestables, y la mejora del rendimiento deportivo.

Tabla 7. Estudios sobre los efectos del entrenamiento en inestabilidad en medidas de Performance.

Autor(es)/año	N	Intervención	%
Stanforth et al. 1998	20	Entrenamiento (10 semanas) en resistaball sobre remo bajo a dos piernas	49.6%
		Entrenamiento (10 semanas) en resistaball sobre la cybex de extensión de espalda.	156.2%
		Entrenamiento (10 semanas) en resistaball sobre la cybex de abdominal.	94.8%
Bruhn et al. 2004	33	Entrenamiento sensoromotor en MVC	6.7%
		Entrenamiento sensoromotor en salto de altura de squat.	4.6%
Tsimaras et al. 2004	15	Fuerza muscular y equilibrio dinámico entrenando a 300deg/s.	20%
		Fuerza muscular y equilibrio dinámico entrenando a 60deg/s.	13.6%
Bruhn et al. 2006	18	Fuerza muscular en el desarrollo bilateral de 1 RM combinando entrenamiento de fuerza y entrenamiento sensoromotriz.	37%
Carter et al. 2006	20	Efectos del entrenamiento con stability ball en la resistencia de la espalda.	30.3%
		Efectos del entrenamiento con stability ball en el test de puente lateral.	5.7%
Gruber et al. 2007	33	Efectos entrenamiento sensoromotor en MVC.	0.5%
Cowley et al. 2007	14	Entrenamiento de inestabilidad con la tabla de inestabilidad durante la ejecución de 1RM en el ejercicio de press de pecho.	15.5%
		Entrenamiento de inestabilidad con la flat bench durante la ejecución de 1RM en el ejercicio de press de pecho.	17.4%
Thompson et al. 2007	18	Resultados en la velocidad de golfistas mayores después de un entrenamiento funcional.	4.9%
Cressey et al. 2007	19	Entrenamiento de 10 semanas de mmii sobre superficie inestable y potencia en bounce drope jump	0.8%
		Entrenamiento de 10 semanas de mmii sobre superficie inestable y potencia en cmj.	0.0%
		Entrenamiento de 10 semanas sobre superficie inestable y tiempo en 40 yardas.	1.8%
		Entrenamiento de 10 semanas de mmii sobre superficie inestable y tiempo en T-test.	2.9%
Cowley et al. 2007	14	Entrenamiento en resistencia en 1RM realizando press de pecho sobre stability ball	15%
		Entrenamiento en resistencia en capacidad de trabajo realizando press de pecho sobre stability ball	27%
Kibele et al. 2009	40	Entrenamiento de 7 semanas de fuerza en inestabilidad y tradicional y relación con la fuerza durante la extensión de pierna.	9.5%
		Entrenamiento de 7 semanas de fuerza en inestabilidad y tradicional y relación con el tiempo de carrera.	20%
Sekendiz et al. 2010	21	Entrenamiento de fuerza sobre balón suizo en los flexores de tronco.	28.5%
		Entrenamiento de fuerza sobre balón suizo en los extensores de tronco	23.6%
		Entrenamiento de fuerza sobre balón suizo en los extensores de extremidades inferiores	8.5%
		Entrenamiento de fuerza sobre balón suizo en los flexores de extremidades inferiores.	36.5%
Sparkes & Behm 2010	18	Entrenamiento de resistencia sobre inestabilidad (8 semanas) y MVIC inestable/estable ratio de fuerza.	21%
		Entrenamiento de resistencia sobre inestabilidad (8 semanas) en CMJ.	5.7%
		Entrenamiento de resistencia sobre inestabilidad (8 semanas) y fuerzas MVIC	23.6%
Saeterbakken et al. 2011	24	Entrenamiento de estabilidad de CORE y velocidad de golpeo en jugadoras de balonmano.	4.9%
Granacher et al. 2011	32	Entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio en CMJ, adultos.	4.1%
		Entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio en MVC de flexores plantares, adultos	19.3%
		Entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio en fuerza isocinética de flexores plantares, adultos	16.5%
Total	339		22%

Nota: Tomado y traducido de Behm y Colado⁷⁷.

En resumen, y a la vista de los resultados científicos, podemos decir que los efectos principales que suelen darse al realizar ejercicios con materiales inestables son los siguientes:

- 1.- Mayor activación/reclutamiento muscular (especialmente de la zona lumbo-abdominal) para aumentar la estabilidad articular.
- 2.- Mayor co-activación antagonista (en tronco, miembros superiores e inferiores) para aumentar la estabilidad articular producida por la inestabilidad externa.
- 3.- Mayor participación isométrica de la musculatura fijadora / estabilizadora.
- 4.- Disminución de la producción de fuerza/potencia y velocidad en las acciones con las extremidades por el aumento de la rigidez articular que genera el incremento de co-activación muscular.

1.2.6.- Entrenamiento en suspensión, una nueva forma de trabajo en inestabilidad.

En referencia a todos estos dispositivos, lo último en llegar al mercado han sido los aparatos que sirven para practicar la actividad física en

condiciones de “suspensión” del cuerpo, o parte de él. Algunos ejemplos de ellos son TRX de Fitnessanywhere, Flying de Sidea, AirfitPro de Purmotion, y otros modelos comercializados por diferentes marcas. Si bien cada uno de ellos recibe un nombre distinto según la marca que lo comercializa, todos ellos basan su funcionamiento en dos cintas colgadas de un soporte que generan una inestabilidad evidente a la hora de realizar ejercicios con los mismos.

Estos movimientos y ejercicios se diferencian de los ejercicios tradicionales ya que las manos o los pies del usuario se encuentran generalmente sostenidos por un solo punto de anclaje, mientras que el extremo opuesto del cuerpo está en contacto con el suelo. Cuando se usa el TRX, el porcentaje deseado del peso corporal recae sobre la zona corporal deseada y con una dinámica de movimiento de ejercicio. El único punto de sujeción del TRX proporciona una combinación ideal de apoyo y movilidad para desarrollar fuerza, resistencia, coordinación, flexibilidad, potencia y estabilidad de la parte central y con una elección amplia de resistencia¹¹¹.

A nivel de publicidad, todas las marcas destacan la mejora que se produce en el CORE con el entrenamiento en dichos materiales, al igual que la publicidad del resto de los diferentes materiales desestabilizadores, debido a la inestabilidad que producen en dicha zona, sirva como ejemplo las siguientes frases “El entrenamiento en suspensión proporciona una ventaja a

los participantes en comparación con el simple protocolo del entrenamiento de fuerza convencional. ¿Por qué? Porque cada ejercicio del entrenamiento en suspensión desarrolla la fuerza funcional al mismo tiempo que mejora la flexibilidad, el equilibrio y la estabilidad de la parte central (CORE) del cuerpo, tal como se exige en cualquier actividad deportiva o en la vida cotidiana”¹¹¹.

No existe evidencia de que esto sea así, ya que pocos son los artículos encontrados que hablen del entrenamiento en suspensión, de hecho, sólo se han podido referenciar dos artículos a día de hoy^{112,113} sin que los resultados aporten clarificación a la supuesta mejora de la musculatura del CORE a través de la ejercitación mediante el entrenamiento en suspensión ya que cada uno versa sobre aspectos diferentes.

Hay autores que concluyen que el entrenamiento en suspensión debe realizarse con cuidado debido a la tensión (stiffnes) que produce en la musculatura de la zona del raquis lumbar¹¹², otro artículo¹¹³ concluye que la realización de ejercicios de tronco no se ve afectada por la inestabilidad producida por el TRX y otros equipamientos que producen inestabilidad, por lo que pone en duda que entrenar sobre equipamientos desestabilizadores suponga una ventaja a la realización de los mismos ejercicios en condiciones de estabilidad¹¹³. Más allá de este artículo¹¹² de investigación, no se ha encontrado ninguna investigación acerca de este método de entrenamiento

que se ha popularizado de forma exponencial en no sólo los centros de fitness de todo el mundo, sino también en equipos deportivos profesionales, pertenecientes a las grandes ligas americanas, Fútbol Americano, Asociación Nacional de Baloncesto, Liga Nacional de Hockey, Grandes ligas de beisbol, e incluso aquí en España, la selección nacional de baloncesto y destacados deportistas han proclamado las virtudes de su entrenamiento, siendo utilizado actualmente por cientos de entrenadores personales y preparadores físicos.

Atendiendo a la clasificación efectuada por Benito y Martínez en 2009 en Hernando G², (figura 14), el TRX se clasificaría dentro de los materiales desestabilizadores que permiten un eje de movimiento grado 3 y un nivel de inestabilidad proporcionada de grado 3.

Los estudios dados acerca de otros materiales desestabilizadores, fitball, bosu, dyna disc, etc. y la gran aceptación y uso que está teniendo el TRX como material generador de inestabilidad o desestabilizador, plantean la conveniencia de la realización del siguiente estudio desarrollado en la presente tesis doctoral acerca de la utilización del TRX y su influencia en la estabilidad del CORE en comparación con la realización de similar ejercicio sobre una condición estable y sobre otros equipamientos desestabilizadores.

1.2.7.- Push Up, flexiones de brazos.

El American College of Sports Medicine, ACSM, aconseja la realización de las flexiones de brazos como test para la determinación de la resistencia muscular¹⁰⁹, los estudios sobre este ejercicio han demostrado que es un buen ejercicio para la activación de los músculos de las extremidades superiores, hombros y brazos, del tronco^{112,114,115,116,117,118,119,120,121,122,123,124,125}.

Es un ejercicio que de forma constante se puede ver realizándose en los centros de fitness, siendo uno de los favoritos de los instructores que lo aconsejan realizar en todas sus variantes¹²⁵, es sencillo de aprender, no requiere equipamiento adicional y se puede modificar para adaptarse a diferentes niveles de condición física¹²⁶.

1.3.- Objetivos e Hipótesis del Estudio.

1.3.1.-Objetivos

El objetivo general del estudio planteado es comparar el grado de activación de ciertos músculos del CORE, y otros agonistas del propio ejercicio durante el ejercicio de push up aplicado en diferentes condiciones de desestabilización.

De manera concreta, como objetivos específicos se pretenden los siguientes:

- a) Comparar la activación muscular máxima y media de los músculos P, PAD, PLTB, SA, EED, MF, OE y RF durante la condición de estabilidad respecto las diferentes condiciones de desestabilización.
- b) Comparar la activación muscular máxima y media de los músculos P, PAD, PLTB, SA, EED, MF, OE y RF durante la realización de la condición TRX respecto de las demás condiciones.
- c) Comparar la activación muscular máxima y media de los músculos P, PAD, PLTB, SA, EED, MF, OE y RF durante la realización de los distintos dispositivos tradicionales de desestabilización.

1.3.2.- Hipótesis.

En función de la experiencia profesional acumulada y de ensayos piloto previos, se hipotetiza que el dispositivo TRX para el entrenamiento en suspensión es el material que más activación muscular producirá en los músculos estudiados, principalmente en la parte anterior del tronco, no solamente comparándolo con la realización del ejercicio en condiciones estables sino también en su comparación con el resto de materiales desestabilizadores empleados.

También se hipotetiza que la realización del ejercicio sobre las condiciones inestables generará mayor activación muscular sobre estos en comparación con la condición estable.

2.- METODOLOGÍA

2.- Materiales y Métodos.

En este apartado describiremos la metodología, los procedimientos, materiales y métodos utilizados para llevar a cabo la realización del estudio efectuado.

2.1.- Procedimientos generales.

En los procedimientos generales se tratan los aspectos relativos a la temporalización, diseño del estudio, participantes, instrumentos de medición, equipamiento deportivo, ejercicio realizado.

2.1.1.- Temporalización de la tesis.

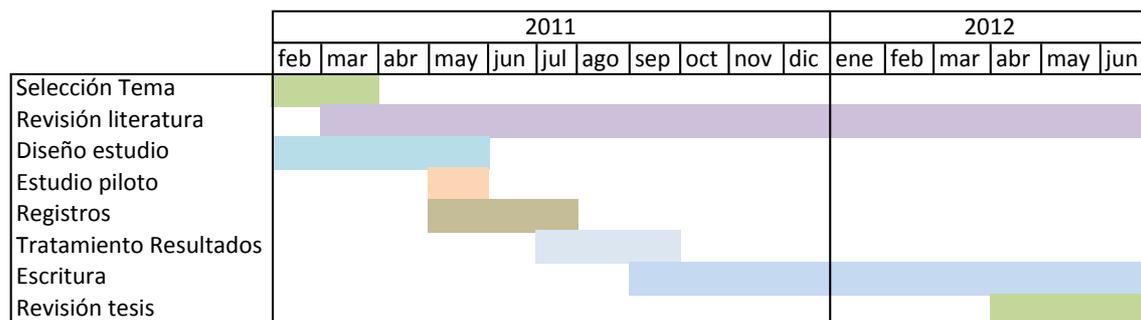


Figura 16. Diagrama de tiempo de elaboración de la tesis.

1.- Selección del tema.

La experiencia profesional y la práctica diaria de ejercicios sobre materiales generadores de inestabilidad por parte de los profesores e instructores de los centros de fitness han sido el determinante a la hora de seleccionar el tema de estudio, unido a la creciente preocupación en el sector del fitness acerca del entrenamiento de la musculatura del CORE.

2.- Revisión de la literatura.

Permitió profundizar en los conocimientos sobre el tema, metodología de la investigación, averiguar las carencias de estudios actuales, etc. Dicha revisión se ha efectuado hasta la fecha de presentación de la tesis, recogiendo los últimos artículos aparecidos en relación a los materiales generadores de inestabilidad y entrenamiento de CORE.

3.- Diseño del estudio.

En esta fase se elaboraron los protocolos y procedimientos para desarrollar la investigación:

- Establecimiento de objetivos
- Hipótesis del estudio.
- Selección instrumental y material.
- Selección de los ejercicios.
- Selección de los participantes en el estudio

- Definición del perfil.
- Criterios de inclusión/exclusión.

4.- Estudio piloto.

En esta fase se realizó un estudio piloto previo para prever el buen desarrollo de las sesiones posteriores, gracias al mismo se pudo comprobar que las activaciones musculares en la musculatura anterior del CORE al trabajar con ciertos equipamientos generadores de inestabilidad era muy elevada, incluso muy por encima de la máxima contracción voluntaria isométrica (MCVI).

Al observar los resultados previos por primera vez, se observó la elevada activación muscular antes mencionada, que de inicio se atribuyó a un error en la medición o en la realización de la prueba de MCVI, por lo que se repitió en varias ocasiones y al observar que las activaciones eran similares en todos los casos, se estableció por buena.

5.- Registros.

Control y monitorización de las variables a estudiar.

6.- Tratamiento de los resultados.

Se realizó el tratamiento de las señales raw obtenidas para la posterior aplicación de los métodos estadísticos necesarios para el análisis de los resultados, métodos estadísticos que se escogieron de acuerdo a los realizados

en otros estudios publicados en diferentes artículos que versaban sobre el entrenamiento de CORE mediante equipamientos generadores de inestabilidad tal y como el nuestro.

7.- Escritura.

Escritura del texto de la tesis.

8.- Revisión.

Revisión del texto de la tesis.

2.1.2.- Diseño del Estudio.

Para examinar las diferencias en activación muscular entre distintas condiciones (estabilidad vs desestabilización) de un mismo ejercicio (push up) se empleó un diseño de estudio descriptivo e inferencial, intrasujeto contrabalanceado. Los sujetos asistieron a dos sesiones, en la primera se realizó una familiarización con el procedimiento y en la segunda se efectuaron los registros para su posterior análisis e interpretación.

Durante la realización de todas las condiciones testadas se midió la actividad muscular mediante electromiografía superficial de los músculos: pectoral (P), deltoides porción anterior (PAD), tríceps braquial porción lateral (PLTB), serrato anterior (SA), oblicuo externo (OE), multifidus lumbar (MF),

erector espinal dorsal (EED) y recto anterior del cuádriceps (RF), del lado dominante de cada sujeto.

La señal de la electromiografía superficial fue normalizada respecto la máxima contracción voluntaria isométrica (MCVI) alcanzada en pruebas específicas para cada músculo antes de proceder a la colecta de los datos de cada condición. Por lo tanto, las variables dependientes de este estudio fueron la máxima root mean square o RMS máxima, y el average RMS o RMS media (Figura 17), de la electromiografía superficial asociada con las contracciones dinámicas, siguiendo las indicaciones de Hibbs AE et al. en su artículo “Peak and average rectified EMG measures”¹²⁸.

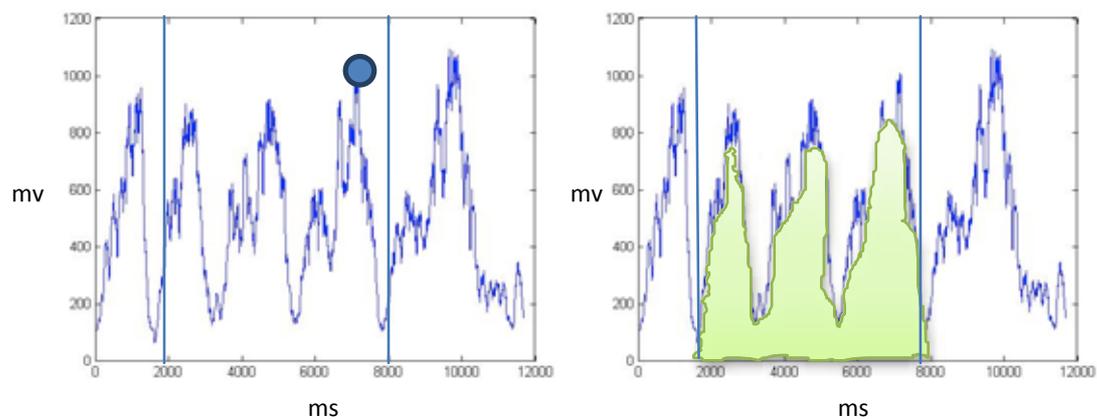


Figura 17. RMS máxima y RMS media.

El estudio consistió en la realización de una serie de 5 repeticiones del ejercicio flexiones de brazos (push up) sobre los diferentes materiales: suelo (condición estable), Fitnessdome (similar al bosu), Stability Disc, Wobbleboard rígido, TRX (figura 118).



Figura 18. Material generador de inestabilidad utilizado e implementos para la realización de las pruebas de MCVI (5); 1:WBR, 2:SD, 3:FD, 4:TRX,

2.1.3.- Participantes.

Los sujetos que tomaron parte en el estudio fueron 30 varones de una media de edad de 23 ± 1.13 años, altura 178.87 ± 8.21 cm, peso 78.01 ± 8.33 Kg, grasa corporal $11.48 \pm 3,18\%$, distancia acromial 42.22 ± 2.81 cm. Todos ellos eran jóvenes con experiencia previa en entrenamiento de la fuerza, ya que es el sector de población que mayores incertidumbres presenta actualmente la aplicación del entrenamiento en inestabilidad a la vista de la revisión bibliográfica realizada en el marco teórico.

Ninguno de los participantes que realizó el estudio presentaba alteraciones musculo esqueléticas, ni neuromusculares ni cualquier otra forma de alteración articular u ósea que pudieran afectar a su ejecución.

En su totalidad consintieron participar en el estudio mediante la aceptación y firma de un consentimiento expreso y el estudio se aprobó por una comisión ética institucional (ANEXO 1). Todos los procedimientos descritos en este estudio cumplen los requisitos establecidos en la declaración de Helsinki 1975, revisada en 2008.

A lo largo del estudio no hubo ningún abandono, finalizando el mismo los 30 participantes que lo habían comenzado.

Los criterios de inclusión fueron:

- Varones entre 20 y 30 años
- Experiencia mínima en entrenamiento de fuerza: 1 año.
- Habitados al uso de materiales desestabilizadores.
- No padecer alteraciones musculoesqueléticas ni neuromusculares.
- No haber padecido dolor agudo de espalda en los últimos 6 meses.

Una vez elaborado el perfil de la muestra, la convocatoria de participación se realizó entre los alumnos de 4º curso de la licenciatura de FCAFE de la Universidad de Valencia, mediante comunicado verbal.

Todos los voluntarios fueron sometidos a los criterios de inclusión y exclusión y una vez seleccionados se les administraba el cuestionario PAR-Q de Shepard (ANEXO 2) como herramienta de aptitud para el ejercicio físico.

2.1.4.- Instrumentos de medición.

Los instrumentos y materiales empleados en el estudio fueron por un lado los destinados a medir la valoración isométrica, la activación muscular, las medidas antropométricas, los ángulos de realización del ejercicio, y la cadencia en la realización del ejercicio.

La descripción de todos ellos, es la que sigue a continuación:

2.1.4.1.- Medición EMG.

Medición de la activación muscular.

Para las medidas de electromiografía superficial se usó un aparato mod M6000 T8 Megawin (ME6000, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) (Figura 19).



Figura 19. Dispositivo EMG.

Las señales raw del electromiógrafo se recogían con una frecuencia de muestreo de 1 kHz durante la realización de la serie de 5 repeticiones de cada ejercicio y se amplificaban con una ganancia 5000 para después convertirlas de analógicas a digitales mediante el software Megawin V3.0 (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) y se guardaban en una tarjeta de memoria para su posterior análisis.

En la figura 20 se observa la señal RAW de las contracciones dinámicas obtenidas del Megawin y que corresponden a los músculos Pectoral (P): color verde intenso, Porción Anterior del Deltoides (PAD): color rojo, Porción Lateral del Tríceps Braquial (PLTB): color azul, Serrato Anterior (SA): color morado, Oblicuo Externo (OE): color azul oscuro, Recto Femoral (RF): color verde oscuro, Erector Espinal Dorsal (EED): color marrón, Multifidus (MF): color naranja.



Fig 20: Señal Raw de las contracciones dinámicas obtenida del Megawin.

Los electrodos utilizados fueron de la marca pregelled bipolar silver/silver chloride surface electrodes (Blue sensor M-00-S, Medicotest, Olstykke, DNK).

2.1.4.2.- Medidas antropométricas.

Las medidas antropométricas se realizaron mediante tallímetro, paquímetro, y báscula de bioimpedancia eléctrica (Tanita BF-350. Tanita Corporation of America Inc; Illinois, USA).



Figura 21. Tallímetro y báscula bioimpedancia

Goniómetro.

El goniómetro (figura 22) se utilizó para controlar aspectos básicos del estudio como son el ángulo de evaluación de la fuerza máxima isométrica de los distintos grupos musculares evaluados, así como para monitorizar el rango de movimiento durante la realización del ejercicio sobre los distintos equipamientos evaluados.



Figura 22. Goniómetro

Cadencia.

El control de la cadencia de realización del ejercicio se realizó mediante metrónomo digital, www.temppperfect.com, de la compañía NCH software, USA (figura 23) configurado a 100 pulsaciones por minuto.



Figura 23. Captura de pantalla del metrónomo digital utilizado.

2.1.5.- Equipamiento deportivo utilizado.

En el presente estudio se han utilizado diferentes equipamientos deportivos, fabricados específicamente para reproducir entrenamientos bajo condiciones de inestabilidad, además, también se ha realizado el ejercicio escogido sobre una condición estable (en esta ocasión, el suelo) para realizar las comparaciones.

La relación de equipamientos deportivos (figura 24) es la que se expone a continuación:

- 1.-WobbleboardTheraband ® (WBR).
- 2.- Stability Disc Theraband ® (SD).
- 3.-Fitness Dome ® (FD).

4.- TRX Suspension Trainer ® (TRX)

1.-Wobbleboard Theraband ®

El **Wobbleboard** de Theraband® ofrece una inestabilidad y senso-estimulación y ha sido diseñado para facilitar entrenamientos de equilibrio y propiocepción, el ángulo de trabajo se produce hasta los 22° de forma multiplanar.

Sus usos clínicos, según fabricante, son:

- Entrenamiento de equilibrio y propiocepción para miembros superiores e inferiores.
- Prevención y fortalecimiento de lesiones de rodilla y tobillo.
- Fortalecimiento y estabilidad del CORE.
- Trabajo del ROM y flexibilidad del tobillo.
- Entrenamiento sensoriomotor.

2.- Stability Disc Theraband ®

El **Stability Disc** de Theraband® es un pequeño disco hinchado que genera inestabilidad de forma multiplanar y según el fabricante del mismo, se emplea, según sus fabricantes, para:

- Entrenamiento de equilibrio y propiocepción para miembros superiores e inferiores.

- Prevención y fortalecimiento de lesiones de rodilla y tobillo.
- Fortalecimiento y estabilidad del CORE.
- Trabajo del ROM y flexibilidad del tobillo.
- Entrenamiento sensoriomotor.

3.-Fitness Dome ®

El **Fitness Dome®** también llamado Balance Dome es un dispositivo similar al Bosu®, bothside up, que genera inestabilidad de forma multiplanar y pertenece a los materiales en los que se usa el aire para su hinchado, según sus fabricantes su uso sirve para:

- Incremento del equilibrio.
- Incremento de la propiocepción en miembros superiores e inferiores.
- Fortalecimiento del CORE.

4.- TRX Suspensión Trainer ®.

El **TRX Suspensión Trainer®** es un dispositivo consistente en dos cintas que se cuelgan a un anclaje elevado y proporcionan la posibilidad de realizar el entrenamiento con el cuerpo semisuspendido, la inestabilidad generada es a nivel multiplanar y, según sus fabricantes, sus usos son:

- Entrenamiento de la fuerza, la resistencia y la flexibilidad.

- Fortalecimiento del CORE.



Figura 24. Materiales utilizados en el estudio, 1: Wobbleboard, 2: Stability Disc, 3: Fitness Dome, 4: TRX.

2.1.6.- Ejercicio a realizar.

El ejercicio escogido para realizar fue el de flexiones de brazos o Push Up (figura 25) ya que se pretende observar la activación muscular de la musculatura del tronco durante la realización de ejercicios de fuerza dirigidos en principio a otros grupos musculares, así como la de los músculos agonistas.

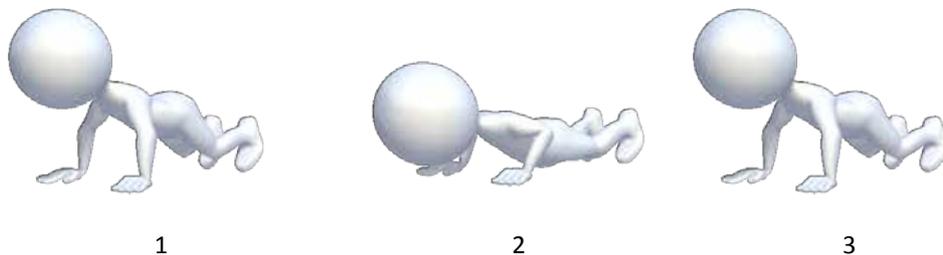


Figura 25. Ejercicio push up. 1: Posición inicial, 2: Posición baja, 3: Posición final. Tomado de Presentation Clipart 3D Figures. Presenter Media. Eclipse Digital Imaging Inc.

El American College of Sports Medicine, ACSM (Colegio Americano de Medicina del Deporte aconseja la realización de las flexiones de brazos como test para la determinación de la resistencia muscular¹¹⁴, las investigaciones sobre este ejercicio han demostrado que es un buen ejercicio para la activación de los músculos de las extremidades superiores, hombros y brazos, y del tronco^{112,113,114,115,116,117,118,119,120,121,122,123,124,125}.

Es un ejercicio que de forma constante se puede ver realizándose en los centros de fitness, siendo uno de los favoritos de los instructores que lo aconsejan realizar en todas sus variantes¹²⁴, es sencillo de aprender, no

requiere equipamiento adicional y se puede modificar para adaptarse a diferentes niveles de condición física¹²⁵.

Se puede realizar en todos y cada uno de los materiales a emplear en este estudio igualando de forma muy fácil la ejecución del mismo, con la salvedad de elevar los pies a la altura que quedaban las manos apoyadas sobre los diferentes materiales.

Para igualar las características cinemáticas de todas las condiciones, los pies se situaron a una altura del suelo similar (en base estable) a la del apoyo de las manos sobre el equipamiento utilizado en cada momento, de esta forma la posición corporal era la misma (figura 26).



Figura 26. Posición de los pies sobre plataforma.

Las manos se separaron a la distancia acromial de los sujetos, mediante plomada situada en el acromio de cada hombro siendo el dedo índice el que marcaba la posición de referencia. Asimismo, cada mano se apoyaba sobre un equipamiento de forma independiente, igualando de esta forma la independencia a nivel de lateralidad que ofrece el TRX. Los pies se separaban a una distancia entre ellos de 25 cm. En la figura 27 se puede apreciar la referencia para la colocación de las manos.



Figura 27. Referencias para la colocación de las manos

Para la realización del ejercicio en el TRX, se construyó un soporte independiente que permitía la ejecución del mismo en la posición requerida (figura 28); el resto de materiales se situaban directamente sobre el suelo, encima de una esterilla, para evitar deslizamientos no deseados de los equipamientos debido al encerado del suelo (figura 28).



Figura 28. Soporte TRX y detalle esterilla antideslizamiento.

Ejecución del ejercicio.

La posición de partida era conforme a la figura 29, brazos separados a una distancia determinada por la plomada realizada en cada uno de los acromios del participante¹²⁶ (colocaba su dedo índice en la vertical de la plomada), cuerpo extendido y alineado, y desde ahí se procedían a realizar los 5 push-ups.

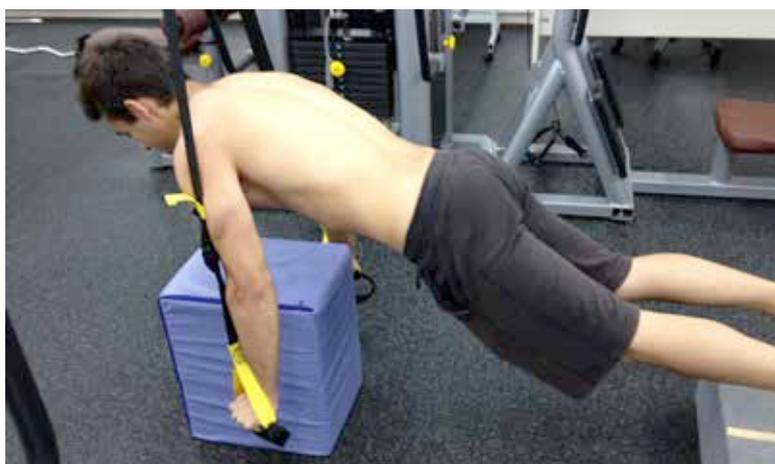


Figura 29. Posición de partida del ejercicio.

El ángulo de flexión de codos al que se llegaba en la bajada era de 90° , determinado previamente por goniómetro y colocando unos toques de foam que al llegar a ellos con el pecho coincidían los 90° de flexión de codos. (figura 30). Se disponían de distintos tamaños para los toques de Foam con el objeto de adaptarlos a las diferentes características antropométricas de los sujetos participantes en el estudio.



Figura 30. Detalle flexión de codos a 90° y foam.

La alineación del cuerpo se verificaba mediante dos niveles laser (Black and Decker, serie LZR6TP de línea) fijos, en la posición inicial y en la posición de codos flexionados, asegurando de esta forma la correcta ejecución del ejercicio.



Figura 31. Niveles laser utilizados.

2.2.- Procedimientos sesiones.

Todos los participantes realizaron dos sesiones, una primera de recordatorio de ejecución y familiarización con el escenario del estudio, y la segunda de recogida de datos. Entre las dos sesiones medió una semana. Las sesiones tuvieron lugar durante los meses de mayo a julio de 2011 y se realizaron en el laboratorio de análisis del rendimiento deportivo de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.

Las condiciones térmicas del laboratorio fueron siempre controladas ($22^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$ temperatura, $45\% \pm 4\%$ de humedad).

2.2.1.- Sesión de familiarización.

En la sesión de familiarización se convocó a los participantes en grupos de seis sujetos y se les hizo entrega del documento de consentimiento informado, que una vez leído, lo firmaban mostrando su conformidad a participar en el estudio objeto de esta tesis, al mismo tiempo se les entregaba el cuestionario PAR-Q para su contestación y se les informó de las instrucciones para el día de la recogida de datos.

En esta sesión se tomaban las medidas antropométricas de cada uno de los participantes:

Medidas antropométricas

- 1º Medición de la distancia entre acromios del sujeto.
- 2º Medición de la Altura del sujeto.
- 3º Medición del peso del sujeto.
- 4º Medición del % de grasa corporal del sujeto mediante impedancia bioeléctrica (Tanita BF-350. Tanita Corporation of America Inc; Illinois, USA).

Las instrucciones que debían seguir los sujetos participantes en el estudio a la hora de medir el % de grasa corporal con impedancia eran las que siguen:

- No haber realizado esfuerzos intensos al menos 24 horas antes a la medición.
- No haber ingerido líquidos ni comida al menos 2 horas antes de la medición.

A continuación se realizaba de manera protocolizada un calentamiento específico de la cintura escapular, consistentes en la realización de movilidad articular y la realización de 3 series de push-ups con diferentes niveles de dificultad (ANEXO 3) a partir de ahí, se realizaba el ejercicio sobre los distintos equipamientos en las mismas condiciones que después se haría en la recogida de datos.

2.2.2.- Sesión de recogida de datos.

Se convocaba a los participantes de forma individual, habiéndoseles advertido de que evitasen realizar entrenamiento de fuerza, al menos durante las 48 horas anteriores al estudio, así como que evitasen el consumo de sustancias estimulantes (ej. cafeína) y cualquier otro tipo de esfuerzo intenso que pudiesen influir en el mismo. Previo a la toma de datos se realizó un calentamiento protocolizado similar al descrito en la sesión de familiarización.

Los sujetos fueron siempre animados de la misma manera y por los mismos examinadores para que obtuvieran su máximo rendimiento en cada una de las mediciones. Los examinadores y ayudantes fueron previamente instruidos en los procedimientos a seguir durante cada una de las fases del estudio.

2.2.1.1.- Aplicación de los electrodos y procedimiento en la medición de las señales electromiográficas.

Los electrodos se situaron en los siguientes músculos y en el lado dominante del sujeto, Pectoral mayor porción media (P), Porción Anterior del Deltoides (PAD), Porción Larga del Tríceps Braquial (PLTB), Serrato Anterior (SA), Oblicuo Externo (OE), Recto Femoral (RF), Multifídus lumbar (MFL), Erector Espinal Dorsal (EED).

Antes de colocar los electrodos la piel se preparaba, con el objeto de reducir la impedancia lo más posible, mediante el rasurado con maquinilla de afeitar y limpieza de la misma con alcohol de 96°, a partir de ahí, se colocaban los electrodos marca pregelled bipolar silver/silver chloride surface electrodes (Blue sensor M-00-S, Medicotest, Olstykke, DNK) , los electrodos se situaban con una distancia entre ellos de 25 mm en los siguientes músculos (figura 5) del lado dominante del sujeto: Pectoral (P), Porción Anterior del Deltoides (PAD), Porción Lateral del Tríceps Braquial (PLTB), Serrato Anterior (SA), Oblicuo Externo (OE), Recto Femoral (RF), Multifídus (MF), Erector Espinal Dorsal (EED). El electrodo de referencia se situaba a 35 mm de distancia de los otros dos electrodos conforme las indicaciones del fabricante.

Todos los emplazamientos de los electrodos se hicieron conforme las indicaciones de Cram y Casman en su libro *Introduction to Surface Electromyography*¹²⁸ (tabla 8).

Tabla 8. Emplazamiento electrodos EMG

Músculo	Localización electrodos	Imagen
OE	Al lado del recto abdominal, justo arriba de la espina iliaca anterior a mitad de distancia entre la costilla y la cresta siendo su orientación ligeramente diagonal coincidiendo con la dirección de las fibras musculares	
MF	A la altura de la vertebra L3, separados 2 cm de la columna vertebral y justo sobre la masa muscular.	
EED	A la altura de la vertebra D12 separados 3 cm de la columna vertebral y paralelos a la misma.	
RF	Se situaron en la mitad de la distancia entre la rodilla y la espina iliaca paralelos a las fibras musculares,	
P	En la masa muscular del pectoral, en ángulo oblicuo con la clavícula y a unos 2 cm por debajo de la misma.	
PAD	A 4 cm por debajo de la clavícula en la parte anterior del brazo, situados de forma paralela a las fibras musculares.	
SA	Justo en la parte anterior del gran dorsal a la altura en línea con la parte inferior de la escápula, en el área axilar y en la línea media del gran dorsal.	
PLTB	Paralelos a las fibras musculares de la porción lateral del tríceps a unos 2 cm de la línea media del brazo y a una distancia de un 50% respecto del acromion y el olecranon.	

2.2.1.2.- Medición de la máxima contracción voluntaria isométrica.

Después de la colocación de los electrodos, se pasaba a tomar medida con el electromiógrafo de la máxima contracción voluntaria isométrica (MCVI) de cada uno de los músculos objeto del estudio.

Las pruebas isométricas se realizaron contra resistencia fija (no manual) conforme las posiciones indicaciones por Konrad, P. en su libro *The ABC of EMG*¹²⁹, en ellas, los sujetos mantenían la contracción isométrica máxima durante 5 segundos durante los cuales, eran alentados por los investigadores del estudio.

MCVI Pectoral.

El ejercicio consistió en la realización de un press de banca contra resistencia fija conforme la figura 32. El sujeto se situaba sobre un banco de trabajo en posición prono, los brazos a la abertura igual a la distancia biacromial y desde ahí, empujaba la barra fija efectuando una contracción isométrica máxima.



Figura 32. Ejercicio MCVI músculo pectoral.

MCVI Deltoides.

El ejercicio consistió en la realización de una flexión de hombro contra resistencia fija conforme la figura 33. El sujeto se situaba de pie frente el multipower con las rodillas semiflexionadas y el brazo extendido por el codo, el hombro flexionado a 90° y el antebrazo en contacto con la barra fija del multipower, desde ahí efectuaba la contracción isométrica máxima.



Figura 33. Ejercicio MCVI músculo deltoides.

MCVI Serrato anterior.

El ejercicio consistió en la realización de una abducción de escápulas contra resistencia fija conforme la figura 34.



Figura 34. Ejercicio MCVI músculo Serrato anterior.

MCVI Tríceps braquial.

El ejercicio consistió en la realización de una extensión de codo contra resistencia fija conforme la figura 35. El sujeto se situaba frente el multipower con las piernas semiflexionadas, hombro flexionado a 90° y codo flexionado a 90° y desde ahí efectuaba la máxima contracción isométrica.



Figura 35. MCVI músculo Tríceps braquial.

MCVI Oblicuo externo.

El ejercicio consistió en la realización de una flexión lateral de tronco con ligera rotación contra resistencia fija conforme la figura 36. El sujeto se situaba tendido lateral sobre banco de trabajo, situando las crestas ilíacas en la zona exterior del banco, apoyaba su costado contra la barra y desde ahí efectuaba la máxima contracción isométrica.



Figura 36. MCVI músculo Oblicuo externo.

MCVI Erector espinal dorsal.

El ejercicio consistió en la realización de una extensión de tronco a nivel dorsal contra resistencia fija conforme la figura 37. El sujeto se situaba tendido prono sobre banco de trabajo con las crestas ilíacas en el borde del mismo y la espalda apoyada contra la barra, efectuando extensión de tronco mediante contracción isométrica máxima.



Figura 37. MCVI músculo Erector espinal dorsal.

MCVI Multifidus lumbar.

El ejercicio consistió en la realización de una extensión de tronco a nivel lumbar contra resistencia fija conforme la figura 38.



Figura 38. MCVI músculo Multifidus lumbar.

MCVI Recto femoral.

El ejercicio consistió en la realización de una extensión de rodilla contra resistencia fija conforme la figura 39. El sujeto se situaba sentado en una camilla, con la cadera y rodilla flexionadas a 90° y una correa sujetando

la pierna que efectuaba el test, desde ahí se realizaba extensión de rodilla mediante contracción isométrica máxima.



Figura 39. MCVI músculo Recto femoral.

2.2.1.3.- Medición de cada una de las condiciones dinámicas del estudio.

Una vez medida la MCVI del sujeto, se pasaban a realizar 5 repeticiones del ejercicio flexiones de brazos (Push Up) en cada uno de los equipamientos del estudio. Una vez establecida de manera contrabalanceada la condición con la que se iniciaba la medición, el posterior orden de ejecución se atribuyó de manera aleatoria. La velocidad de realización en todas las condiciones fue de dos segundos para la fase concéntrica y dos para la excéntrica indicada mediante metrónomo digital (www.metronomeonline.com), a 100 pulsaciones por minuto.

Para igualar las características cinemáticas de todas las condiciones medidas, los pies se situaron a una altura del suelo similar (en base estable) a la del apoyo de las manos sobre el equipamiento utilizado en cada momento, de esta forma la posición corporal era la misma; las manos se separaron a la distancia acromial de los sujetos, siendo el dedo índice el que marcaba la posición de referencia. Asimismo, cada mano se apoyaba sobre un equipamiento de forma independiente, igualando de esta forma la independencia a nivel de lateralidad que ofrece el TRX, los pies se separaban a una distancia entre ellos de 25 cm. En la figura 40 se puede apreciar la referencia para la colocación de las manos.



Figura 40. Referencias para la colocación de las manos

La presión de los materiales desestabilizadores hinchables, Stability Disc y FitnessDome (FD) se comprobaba al comienzo de la sesión manteniéndola constante y evitando de esta forma la amenaza que para el

estudio supondría la realización de los ejercicios sobre estos materiales a diferentes presiones.

Como se indicó anteriormente, la velocidad de ejecución fue similar en todos los ejercicios y el ritmo era 2/2 tanto para la fase concéntrica como la excéntrica del movimiento y la posición inicial era con el sujeto en plancha prono y desde ahí comenzaba el ejercicio que en su fase de bajada concluía cuando los codos llegaban a una posición de flexión de 90°, dicha posición se marcaba mediante unos soportes de foam que coincidían con la altura del torax en ese momento.

Entre ejercicios se realizaba un descanso activo protocolizado de 2,5 minutos para que la recuperación fuese efectiva.

2.3.- Reducción de Datos.

Las señales recogidas por el electromiógrafo se trataron posteriormente para convertirlas en digital con el software megawin V3.0, (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) obteniendo la señal RAW digital y preparándola en formato ASC para el análisis posterior en Matlab.

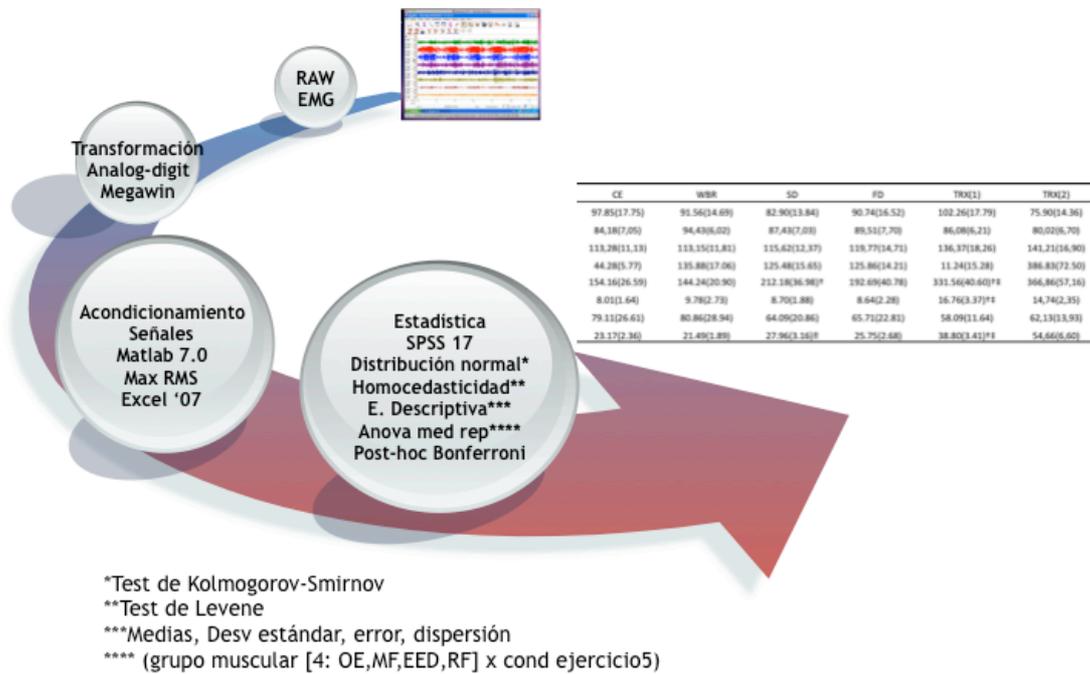


Figura 41. Esquema proceso reducción de datos y estadística.

El software matlab 7.0 (Mathworks Inc, Natick, USA) se utilizó para acondicionar las señales raw procedentes del electromiógrafo, que fueron filtradas con un bandpass de corte de frecuencia a 20-400 Hz con un filtro Butterworth de cuarto orden. La amplitud de la señal de la electromiografía de superficie en el dominio del tiempo fue cuantificada usando la RMS (root mean square) y procesada cada 100 milisegundos.

Para la MCVI de la RMS máxima se seleccionó el valor más alto de la RMS en el segundo central. Para la MCVI de la RMS media se seleccionó el valor medio de las tres repeticiones centrales. De esta forma se pudieron normalizar los datos.

En cuanto a la activación muscular realizada en cada ejercicio, se escogió el valor de la RMS máxima y el de la RMS media, estos valores correspondían al pico máximo de una de las 3 repeticiones centrales en la fase concéntrica del movimiento, así como el valor medio de las 3 repeticiones centrales.

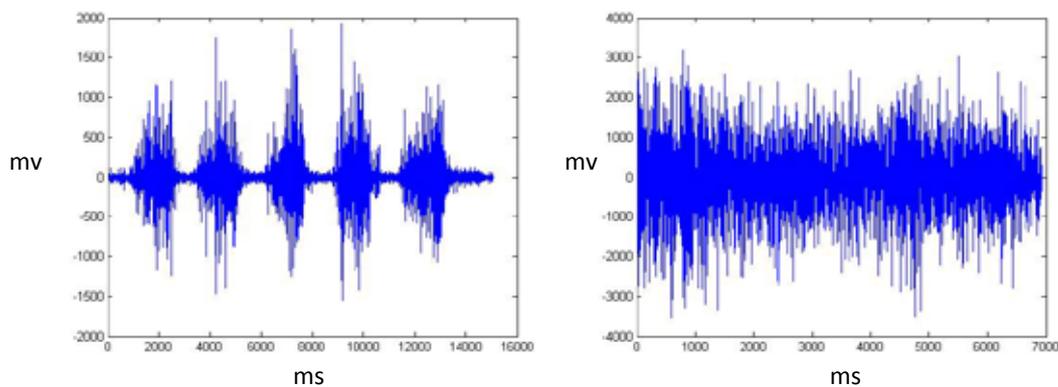


Figura 42 señal RAW dinámica y señal RAW isométrica

En la figura 43 se pueden ver las señales RMS de las contracciones dinámicas e isométricas.

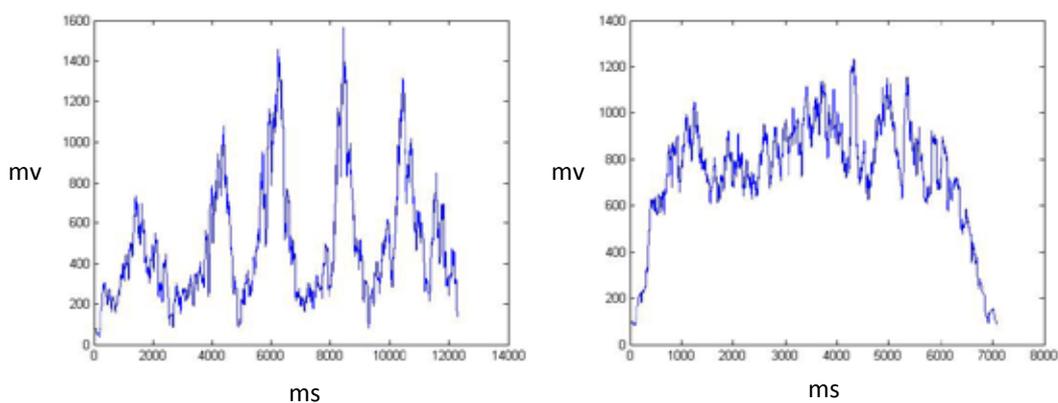


Figura 43. Señal RMS Dinámica y señal RMS isométrica

2.4.- Estadística.

El software SPSS 17 para Windows (SPSS INC, Chicago, Il, USA) se usó para realizar el análisis estadístico. Las variables tenían una distribución normal (Test de Kolmogorov-Smirnov) y homocedasticidad (Test de Levene).

La estadística descriptiva se utilizó para calcular las medias, desviaciones estándar, error y dispersión. Se utilizó un modelo mixto (grupo muscular [8: P, PAD, PLTB, SA, OE, MFL, EED, RF] x condición ejercicio5). Se realizó un análisis múltiple de varianza (MANOVA) de medidas repetidas para determinar los efectos de las condiciones del ejercicio sobre las variables dependientes. Las cinco condiciones del ejercicio incluían (1) Condición estable, (2) Wobbleboard, (3) Stability Disc, (4) Fitness Dome, (5) TRX Suspension Trainer.

A continuación se realizó un posthoc de Bonferroni para establecer las diferencias significativas (fijadas a $p \leq 0,05$) entre los ejercicios.

3.- RESULTADOS y ARGUMENTACIÓN.

3.1.- Resultados globales de la activación muscular máxima.

Se observa en los resultados que la realización del ejercicio sobre el TRX supone una mayor activación en el global de los 8 músculos en comparación con el resto de equipamientos, en los que se producen mayores activaciones musculares en comparación con la condición estable ($p \leq 0.05$).

Tabla 9. Medias % respecto MCVI y ET de la media global de los 8 músculos

Global	Media	Error típico	N
CE	75.51	6.87	30
WBR	86.43 ¹	6.44	30
SD	90.55 ¹	7.64	30
FD	89.84 ¹	7.73	30
TRX	110.15 ¹²³⁴	7.81	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training. ¹En comparación con CE, ²En comparación con WBR, ³En comparación con SD, ⁴En comparación con FD, $p \leq 0.05$.

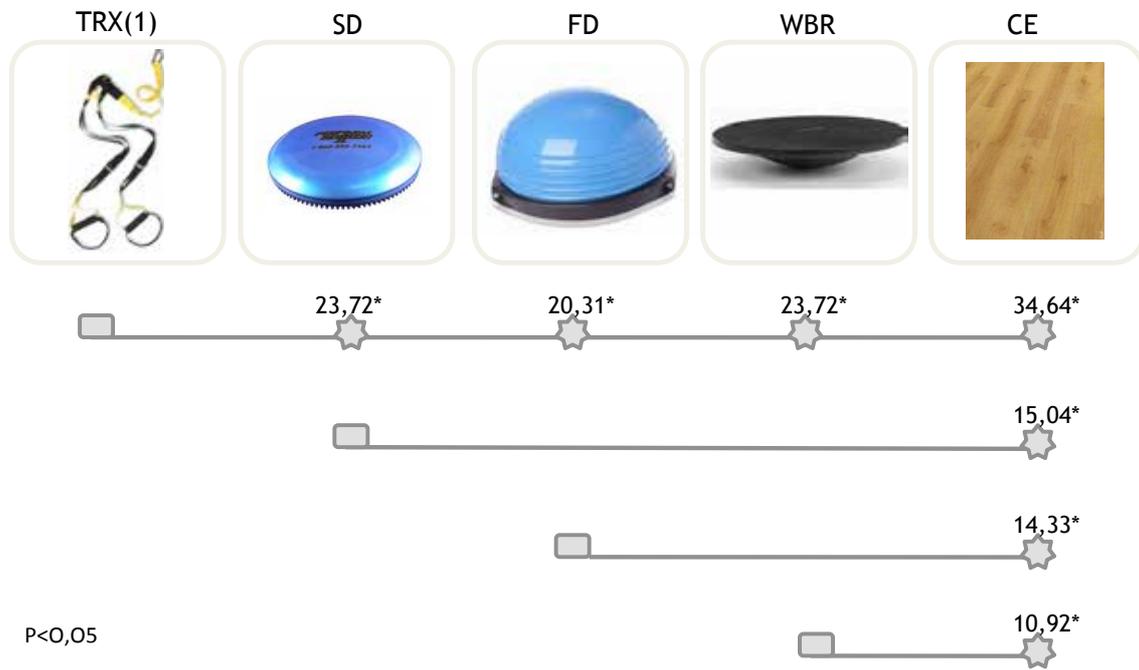


Figura 44. Representación gráfica diferencia de medias entre los distintos equipamientos del estudio, los datos se presentan en diferencia de medias como % de la MCVI. * $p \leq 0.05$

A nivel global, media de todos los grupos musculares, hay diferencias significativas entre las activaciones musculares producidas por el TRX en comparación con el resto de condiciones (WBR, SD, FD, CE), y de la misma forma, entre todas las condiciones de inestabilidad restantes (WBR, SD, FD) y la realización del ejercicio en el suelo (CE).

La siguiente tabla muestra los resultados de comparación de medias por pares (tabla 10).

Tabla 10. Comparaciones RMS máxima entre equipamientos.*

	CE	WBR	SD	FD	TRX
P	97.85(17.75)	91.56(14.69)	82.90(13.84)	90.74(16.52)	102.26(17.79) ³
PAD	84,18(7,05)	94,43(6,02)	87,43(7,03)	89,51(7,70)	86,08(6,21)
PLTB	113,28(11,13)	113,15(11,81)	115,62(12,37)	119,77(14,71)	136,37(18,26)
SA	44.28(5.77)	135.88(17.06) ¹	125.48(15.65) ¹	125.86(14.21) ¹	11.24(15.28) ¹
OE	154.16(26.59)	144.24(20.90)	212.18(36.98) ²	192.69(40.78)	331.56(40.60) ¹²³⁴
MF	8.01(1.64)	9.78(2.73)	8.70(1.88)	8.64(2.28)	16.76(3.37) ¹²³⁴
EED	79.11(26.61)	80.86(28.94)	64.09(20.86)	65.71(22.81)	58.09(11.64)
RF	23.17(2.36)	21.49(1.89)	27.96(3.16)	25.75(2.68)	38.80(3.41) ¹²³⁴

*Los datos son presentados como porcentaje de la media (error típico) respecto de la máxima contracción voluntaria isométrica (n=30).

¹en comparación con CE, ²en comparación con WBR, ³en comparación con SD, ⁴en comparación con FD. (p<0.05)

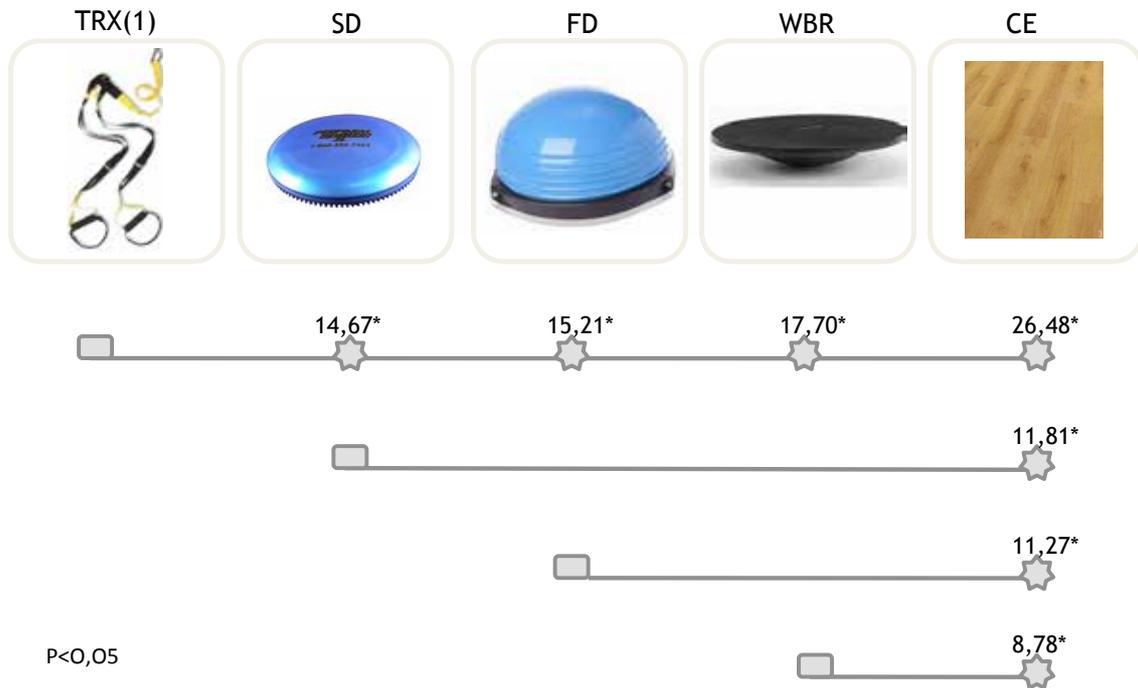
3.2.- Resultados globales de la activación muscular media.

Se observa en los resultados que la realización del ejercicio sobre el TRX supone una mayor activación en el global de los 8 músculos en comparación con el resto de equipamientos, en los que se producen mayores activaciones en comparación con la condición estable ($p \leq 0.05$).

Tabla 11. Medias % respecto MCVI y ET de la media global de los 8 músculos, RMS media.

Global	Media	Error típico	N
CE	57.02	5.17	30
WBR	65.80 ¹	4.86	30
SD	68.83 ¹	5.76	30
FD	68.29 ¹	5.81	30
TRX	83.50 ¹²³⁴	5.87	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training. ¹En comparación con CE, ²En comparación con WBR, ³En comparación con SD, ⁴En comparación con FD. $p \leq 0.05$



Resultados por grupos musculares de la activación muscular media.

Tabla 12. Comparaciones RMS media entre equipamientos.*

	CE	WBR	SD	FD	TRX
P	73.39(13.31)	68.67(11.02)	62.18(10.39)	68.06(12.39)	76.70(13.35) ³
PAD	64.15(5.37)	71.96(4.59)	66.62(5.36)	68.21(5.87)	65.60(4.74)
PLTB	83.83(8.24)	83.74(8.75)	85.56(9.15)	88.63(10.89)	100.92(13.52)
SA	35.43(4.62)	108.71(13.65) ¹	100.39(12.53) ¹	100.69(11.38) ¹	89.00(12.23) ¹
OE	115.62(19.94)	108.18(15.68)	159.14(27.74)	144.52(30.59)	248.67(30.45) ¹²³⁴
MF	6.41(1.31)	7.82(2.19)	6.96(1.50)	6.91(1.82)	13.41(2.70) ¹²³⁴
EED	59.33(19.96)	60.65(21.71)	48.07(15.65)	49.28(17.11)	43.57(8.73)
RF	18.01(1.84)	16.70(1.47)	21.73(2.45)	20.01(2.08)	30.15(2.65) ¹²³⁴

*Los datos son presentados como porcentaje de la media (error típico) respecto de la máxima contracción voluntaria isométrica (n=30).

¹en comparación con CE, ²en comparación con WBR, ³en comparación con SD, ⁴en comparación con FD. (p<0.05)

3.3.- Comparación por pares en la activación muscular máxima máxima.

Las siguientes tablas muestran los resultados obtenidos en la comparación por pares de los grupos musculares en la activación muscular máxima.

Músculo Pectoral, activación muscular máxima.

En el músculo P se observan mayores activaciones musculares en la realización del ejercicio entre el TRX y el SD, a favor del TRX ($p \leq 0.05$).

Tabla 13. Comparación medias EMG por pares del músculo P

Pectoral (I)	Pectoral (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	4.41	7.03	1.000
	WBR	10.71	5.79	1.000
	SD	19.36*	5.62	0.020
	FD	11.52	7.51	1.000

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training, * $p \leq 0,05$

Tabla 14. Medias % respecto MCVI y ET del músculo P

Pectoral	Media	Error típico	N
CE	97.85	17.75	30
WBR	91.56	14.69	30
SD	82.90	13.84	30
FD	90.74	16.52	30
TRX	102.28	17.79	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Porción Anterior del Deltoides, activación muscular máxima.

En el músculo **PAD** no existen mayores activaciones musculares entre la realización del ejercicio en cualquiera de los dispositivos e incluso la CE; ($p \leq 0.05$).

Tabla 15. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PAD

Deltoides	Media	Error típico	N
CE	84.18	7.05	30
WBR	94.43	6.03	30
SD	87.43	7.04	30
FD	89.52	7.70	30
TRX	86.09	6.22	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Porción Lateral Tríceps Braquial, activación muscular máxima.

No hay diferencias significativas de activación muscular entre las diferentes condiciones de inestabilidad, ni entre estas y la condición estable ($p \leq 0.05$).

Tabla 16. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PLTB

Tríceps braquial	Media	Error típico	N
CE	113.29	11.13	30
WBR	113.16	11.82	30
SD	115.62	12.37	30
FD	119.78	14.72	30
TRX	136.38	18.27	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Serrato Anterior, activación muscular máxima.

En el músculo SA se produce mayor activación muscular en la realización del ejercicio en cualquiera de los dispositivos y la CE, en contra de la CE ($p \leq 0.05$).

Tabla 17. Comparación medias EMG por pares del músculo SA

Serrato ant (I)	Serrato ant (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
CE	WBR	-91.59*	12.11	0.000
	SD	-81.20*	11.57	0.000
	FD	-81.57*	9.35	0.000
	TRX (1)	-66.96*	10.49	0.000

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 18. Medias % respecto MCVI y ET del músculo SA

Serrato ant	Media	Error típico	N
CE	44.28	5.77	30
WBR	135.88	17.06	30
SD	125.48	15.65	30
FD	125.86	14.21	30
TRX	111.24	15.28	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Oblicuo Externo, activación muscular máxima.

En el músculo OE hay mayores activaciones musculares entre la realización del ejercicio en SD y WBR, a favor del SD; ($p \leq 0.05$).

Tabla 19. Comparación medias EMG por pares del músculo OE

Oblicuo (I)	Oblicuo (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
SD	CE	-9.91	12.66	1.000
	WBR	67.94*	21.33	0.050
	FD	-48.44	26.22	1.000
	TRX (1)	-187.31*	26.27	0.000

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

También hay diferencias significativas ($p \leq 0.05$) entre la realización del ejercicio en TRX y CE, WBR, SD, FD, todas ellas a favor del TRX (tabla 20).

Tabla 20. Comparación medias EMG por pares del músculo OE

Oblicuo (I)	Oblicuo (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	177.40*	26.99	0.020
	WBR	187.31*	26.27	0.001
	SD	119.37*	19.85	0.001
	FD	138.87*	30.90	0.002

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

En la tabla 21 presentamos el análisis de las medias del músculo Oblicuo Externo (OE) en todos los ejercicios.

Tabla 21. Medias % respecto MCVI y ET del músculo OE

Oblicuo	Media	Error típico	N
CE	154.15	26.59	30
WBR	144.24	20.90	30
SD	212.18	36.98	30
FD	192.68	40.78	30
TRX	331.55	40.60	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Multifidus, activación muscular máxima.

Hay mayor activación muscular cuando se realiza el ejercicio en el TRX en comparación con el resto de materiales y condiciones (tabla 22), entre el resto de equipamientos, no se obtienen diferencias significativas en la comparación por pares ($p \leq 0.05$).

Tabla 22. Comparación medias EMG por pares del músculo MF

Multifidus (I)	Multifidus (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	8.75*	2.62	0.023
	WBR	6.98*	2.11	0.025
	SD	8.06*	2.09	0.006
	FD	8.12*	2.17	0.008

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 23. Medias % respecto MCVI y ET del músculo MF

Multifidus	Media	Error típico	N
CE	8.01	1.64	30
WBR	9.78	2.73	30
SD	8.70	1.88	30
FD	8.64	2.28	30
TRX	1.76	3.37	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Erector Espinal Dorsal, activación muscular máxima.

No hay diferencias en la activación muscular entre la realización del ejercicio en unos u otros equipamientos ($p \leq 0.05$).

En la tabla 24 presentamos el análisis de las medias del músculo Erector Espinal Dorsal en todos los ejercicios.

Tabla 24. Medias % respecto MCVI y ET del músculo EED

EED	Media	Error típico	N
CE	79.11	26.61	30
WBR	80.86	28.94	30
SD	64.09	20.86	30
FD	65.71	22.80	30
TRX	58.09	11.64	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Recto Femoral, activación muscular máxima.

Hay mayores activaciones musculares en el recto femoral a la hora de realizar el ejercicio en TRX y el resto de dispositivos y condiciones a favor del TRX (tabla 25), ($p \leq 0.05$).

Tabla 25. Comparación medias EMG por pares del músculo RF

R. Femoral (I)	R. Femoral (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	15.62*	2.83	0.001
	WBR	17.31*	2.33	0.000
	SD	10.84*	2.31	0.002
	FD	13.05*	2.41	0.003

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 26. Medias % respecto MCVI y ET del músculo RF

R. Femoral	Media	Error típico	N
CE	23.17	2.36	30
WBR	21.49	1.88	30
SD	27.96	3.15	30
FD	25.75	2.67	30
TRX	38.80	3.41	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

3.4.- Comparación por pares de grupos musculares durante la activación muscular media.

Las siguientes tablas muestran los resultados obtenidos en la comparación por pares de los grupos musculares en la activación muscular media.

Músculo PECTORAL, activación muscular media.

Se producen mayores activaciones musculares cuando el ejercicio se realiza en el TRX en comparación con el SD, en el resto no aparecen diferencias significativas.

Tabla 27. Comparación medias EMG por pares del músculo P

Pectoral (I)	Pectoral (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	3.31	5.27	1.00
	WBR	8.03	4.34	1.00
	SD	14.51*	4.22	0.03
	FD	8.64	5.64	1.00

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 28. Medias % respecto MCVI y ET del músculo P

Pectoral	Media	Error típico	N
CE	73.39	13.31	30
WBR	68.67	11.02	30
SD	62.18	10.39	30
FD	68.06	12.39	30
TRX	76.70	13.35	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo porción anterior DELTOIDES, activación muscular media.

No hay diferencias de activaciones musculares significativas entre las diferentes condiciones de inestabilidad, ni entre estas y la condición estable.

Tabla 29. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PAD

Deltoides	Media	Error típico	N
CE	64.15	5.37	30
WBR	71.96	4.59	30
SD	66.62	5.36	30
FD	68.21	5.87	30
TRX	65.60	4.74	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo porción lateral bíceps braquial, act. muscular media.

No hay diferencias de activaciones musculares significativas entre las diferentes condiciones de inestabilidad, ni entre estas y la condición estable.

Tabla 30. Medias % respecto MCVI y ET del músculo PLTB

Tríceps braquial	Media	Error típico	N
CE	83.83	8.24	30
WBR	83.74	8.75	30
SD	85.56	9.15	30
FD	88.63	10.89	30
TRX	100.92	13.52	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Serrato anterior, activación muscular media

Cualquier dispositivo generador de inestabilidad produce mayores activaciones en el serrato anterior durante la realización del ejercicio que la activación producida en el mismo músculo por la condición estable.

Tabla 31. Comparación medias EMG por pares del músculo SA

Serrato ant (I)	Serrato ant (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
CE	WBR	-73.276*	9.69	0.000
	SD	-64.960*	9.26	0.000
	FD	-65.260*	7.48	0.000
	TRX (1)	-53.568*	8.39	0.000

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 32. Medias % respecto MCVI y ET del músculo SA

Serrato ant	Media	Error típico	N
CE	35.43	4.62	30
WBR	108.71	13.65	30
SD	100.39	12.53	30
FD	100.69	11.38	30
TRX	89.00	12.23	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Oblicuo Externo, activación muscular media.

La realización del ejercicio sobre el TRX produce mayores activaciones musculares del oblicuo externo que cualquier otro material y condición.

Tabla 33. Comparación medias EMG por pares del músculo OE

Oblicuo (I)	Oblicuo (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	133.052*	20.25	0.000
	WBR	140.486*	19.71	0.000
	SD	89.531*	14.89	0.000
	FD	104.153*	23.18	0.002

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

En la tabla 34 presentamos el análisis de las medias del músculo Oblicuo Externo (OE) en todos los ejercicios.

Tabla 34. Medias % respecto MCVI y ET del músculo OE

Oblicuo	Media	Error típico	N
CE	115.62	19.94	30
WBR	108.18	15.68	30
SD	159.14	27.74	30
FD	144.52	30.59	30
TRX	248.67	30.45	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Multifidus, activación muscular media

Hay diferencias significativas entre la realización del ejercicio en TRX y el resto, todas ellas a favor del TRX (tabla 35), entre el resto de equipamientos, no se obtienen diferencias significativas en la comparación por pares.

Tabla 35. Comparación medias EMG por pares del músculo MF

Multífidus (I)	Multífidus (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	7.00*	2.10	0.035
	WBR	5.59*	1.69	0.038
	SD	6.45*	1.68	0.009
	FD	6.50*	1.74	0.012

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 36. Medias % respecto MCVI y ET del músculo MF

Multífidus	Media	Error típico	N
CE	6.41	1.31	30
WBR	7.82	2.19	30
SD	6.96	1.50	30
FD	6.91	1.82	30
TRX	13.41	2.70	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Erector Espinal Dorsal, activación muscular media.

No hay diferencias significativas entre la realización del ejercicio en unos u otros equipamientos.

En la tabla 37 presentamos el análisis de las medias del músculo Erector Espinal Dorsal en todos los ejercicios.

Tabla 37. Medias % respecto MCVI y ET del músculo EED

EED	Media	Error típico	N
CE	59.33	19.96	30
WBR	60.65	21.71	30
SD	48.07	15.65	30
FD	49.28	17.11	30
TRX	43.57	8.73	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Músculo Recto Femoral, activación muscular media.

Hay diferencias significativas entre la realización del ejercicio en TRX y el resto, todas ellas a favor del TRX (tabla 38), entre el resto de equipamientos, no se obtienen diferencias significativas en la comparación por pares, excepto la tendencia vista en la tabla anterior.

Tabla 38. Comparación medias EMG por pares del músculo RF

R. Femoral (I)	R. Femoral (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ	P
TRX	CE	12.14*	2.20	0.000
	WBR	13.45*	1.81	0.000
	SD	8.42*	1.80	0.001
	FD	10.14*	1.87	0.000

Los datos se presentan en diferencia de medias, error típico y significancia estadística; CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

Tabla 39. Medias % respecto MCVI y ET del músculo RF

R. Femoral	Media	Error típico	N
CE	18.01	1.84	30
WBR	16.70	1.47	30
SD	21.73	2.45	30
FD	20.01	2.08	30
TRX	30.15	2.65	30

Los datos se presentan en medias % respecto MCVI y DT, Error típico, N: número de sujetos, CE: condición estable, WBR: Wobbleboard rígido, SD: Stability Disc, FD: FitnessDome, TRX: suspension training.

3.5.- Argumentación.

A nivel de análisis global, no hemos encontrado estudios existentes que analicen la activación muscular de todos los músculos en conjunto durante la realización del ejercicio push up y menos aún en las condiciones medidas en el presente estudio. No obstante, los resultados obtenidos parecen concordar con los obtenidos en otros estudios publicados en cuanto a que la mayor inestabilidad produce mayores activaciones musculares, sobretodo en la región del CORE.

Tampoco hemos encontrado en la literatura estudios existentes que analicen la activación muscular sobre los materiales utilizados en el estudio, y en general, no son muchos los estudios que analizan la realización del push up en suspensión. No obstante, Beach¹¹² comparó la activación muscular de diferentes músculos del CORE durante la realización de series de push up sobre un dispositivo de suspensión y el suelo y concluyó que la inestabilidad producida por el entrenamiento en suspensión producía activaciones musculares mayores en el gran dorsal, recto abdominal y en el oblicuo externo, coincidiendo con nuestro estudio en lo acontecido en este último músculo.

3.5.1.- Argumentación de los resultados de la musculatura de las extremidades superiores.

Lehman et al⁹. observaron mayores activaciones musculares en los músculos tríceps braquial, recto abdominal, y oblicuo externo durante la ejecución del push up sobre stability ball comparado con el suelo. Coinciden con nuestro estudio las diferencias significativas en el oblicuo externo, pero no en el tríceps braquial, seguramente porque la porción de tríceps estudiada ha sido la lateral, mientras que en el de Lehman et al⁹. era la porción larga y, además, el material generador de inestabilidad utilizado en su estudio, a diferencia del nuestro, era el swiss ball, por lo que ambas manos se situaban sobre el mismo equipamiento, de forma que cualquier movimiento a nivel unilateral, afectaría a la extremidad del otro lado del cuerpo, necesitando realizar mayor fuerza seguramente para mantener los brazos a la misma altura.

A nivel de pectoral, en nuestro estudio aparecen diferencias significativas entre la realización del push up en TRX y SD a favor del TRX, Lehman et al⁹. no encontraron diferencias significativas entre el swiss ball y la condición estable, esto puede ser debido a la colocación de los pies, que mientras en nuestro ejercicio sobre el TRX, los pies estaban a la misma altura que las manos, en el de Lehman et al⁹. los pies estaban a una altura menor.

Sin embargo, coincide nuestro estudio con el de Dyrek⁶⁵ en la diferencia significativa a nivel de pectoral aparecida en el TRX respecto de SD y en nuestra investigación. Dyrek⁶⁵ concluye que la activación del pectoral es significativamente mayor cuando se realiza el push up en el dispositivo de suspensión que cuando se realiza sobre el fitball.

Coincidiendo con el estudio de Marshall y Murphy⁶⁷, en nuestro estudio no se produce mayor activación muscular en el deltoides anterior durante la realización del ejercicio sobre materiales generadores de inestabilidad que sobre la condición estable.

Andrade¹¹⁷ concluye en su estudio que el push up efectuado en inestabilidad de forma isométrica produce mayores activaciones musculares en el deltoides posterior y el tríceps braquial, entrando en discrepancia con los resultados de nuestro estudio. Esto puede ser debido a tres aspectos, primero, la realización en forma isométrica en su estudio mientras que en el nuestro se ejecutó de forma dinámica, segundo porque aún siendo los mismos músculos analizados, las porciones de estos son distintas, siendo las suyas la porción posterior del deltoides y la porción larga del tríceps braquial y en el nuestro, la porción lateral del tríceps braquial y la anterior del deltoides, y quizás la más importante, el tipo de inestabilidad, ya que en su estudio, cualquier movimiento de un brazo, actúa sobre el otro al ejecutarse con apoyo de los dos brazos sobre el mismo dispositivo y en el nuestro los apoyos de los brazos son independientes, con lo que no se ven alterados por ligeros

movimientos a nivel unilateral; esto puede ser causa de que tanto el deltoides como el tríceps deban realizar un mayor esfuerzo a la hora de fijar el ejercicio.

Tampoco Andrade¹¹⁷ encuentra diferencias de activación en el músculo serrato anterior en las diferentes ejecuciones realizadas en su estudio, push up, press banca, press pared (todas ellas en situación de inestabilidad), mientras que en el nuestro, la activación del serrato anterior es significativa entre cualquier situación de inestabilidad estudiada y la condición estable, diferencias que achacamos a la individualidad del apoyo de los brazos y a la realización de forma dinámica del ejercicio en el que se puede producir una protracción de las escápulas¹³⁰.

Bair C et al.¹³¹ analizaron la realización del push up sobre tres condiciones diferentes, una estable, la segunda estable con pies por encima del nivel de la cadera apoyados en un banco, y la tercera realizado con los brazos sobre un BOSU, encontrando que las mayores activaciones musculares en el pectoral se daban en el ejercicio efectuado con los pies sobre banco y manos en el suelo. En nuestro estudio, las mayores activaciones del pectoral se producían en el TRX sobre el SD, es posible que la posición de los pies respecto de las manos, influya mucho en la mayor o menor activación del pectoral, siendo menor cuanto más elevadas están las manos respecto de los pies, también puede ser debido a la acción de aducción que el pectoral debe

realizar sobre el TRX para mantener la abertura de manos en la posición requerida en el ejercicio.

Una diferencia que ha aparecido en nuestros resultados en comparación con otros estudios publicados hasta ahora¹³⁰, es el hecho de que en nuestro estudio el serrato anterior presenta diferencias significativas de activaciones musculares a favor de cualquier dispositivo generador de inestabilidad en comparación con la condición estable, seguramente es debido a que en los mencionados estudios el apoyo de los brazos se realizaba sobre un único dispositivo, mientras que en el nuestro, para igualar las condiciones al TRX, se realizaba con cada brazo apoyado en un dispositivo de forma individual, no habiendo encontrado ningún estudio en el que se haya empleado el entrenamiento en suspensión y que haya analizado la activación del serrato anterior como así se ha realizado en el nuestro.

Dyrek⁶⁵ analizó el push up en diferentes condiciones de inestabilidad que comprendían la ejecución del ejercicio sobre el TRX, similar a nuestra condición TRX, sobre fitness ball, y sobre el suelo, llegando a la conclusión de que el TRX era el dispositivo que más activación producía en el tríceps braquial, entrando en discordancia con nuestro estudio en el que el tríceps braquial no presentaba diferencias significativas de activación en ninguna de las condiciones de realización del ejercicio, en el estudio de Dyrek⁶⁵ no se establece la situación exacta de los electrodos en el tríceps braquial, por lo que es de suponer, viendo lo sucedido en otros estudios, que en el mismo se

haya medido la porción larga del tríceps, mientras que en el nuestro era la porción lateral; se pone de manifiesto la necesidad de seguir estudiando el entrenamiento en suspensión como método de entrenamiento en inestabilidad, dado que lo publicado hasta la fecha es muy escaso.

3.5.2.- Argumentación de los resultados de la musculatura del CORE.

Son numerosos los artículos publicados acerca de las mayores activaciones EMG que sobre la musculatura estabilizadora del CORE supone la realización de ejercicios sobre materiales generadores de inestabilidad.

En el presente estudio se corrobora lo expuesto por Beach¹¹² que encuentra mayores activaciones musculares a favor del dispositivo de suspensión utilizado en su investigación a nivel de los músculos oblicuo externo, y el erector espinal lumbar; coincidiendo con nuestro estudio en el que las activaciones del oblicuo externo y del multifídus eran igualmente significativas respecto del equipamiento de suspensión y el resto de dispositivos utilizados, TRX sobre CE, SD, WBR y FD. Siguiendo en la línea de los resultados de Beach, en nuestro estudio no aparecen diferencias significativas a la hora de realizar el push up sobre cualquier condición en el erector espinal torácico.

Dyrek⁶⁵ en su estudio concluye que la realización del push up sobre el dispositivo de suspensión presenta diferencias de activación muscular significativas a su favor en el músculo oblicuo externo, al igual que en nuestra investigación, en la que el TRX presentaba mayores activaciones musculares que cualquier otra condición.

La diferencia con otros estudios realizados en la activación de la musculatura lumbopélvica viene dada porque en nuestra investigación, a excepción de lo acontecido con el TRX, no han aparecido diferencias en el oblicuo externo entre la realización del ejercicio en inestabilidad y la condición estable, menos en la comparación entre el WBR y el SD a favor del SD y únicamente en la activación muscular máxima, no así en la activación muscular media.

Hasta la fecha son muy pocos los estudios que hayan demostrado mejoras significativas del rendimiento en sujetos entrenados mediante intervenciones que hayan enfatizado la realización de ejercicios de fuerza sobre medios desestabilizadores^{103,104}. Por el contrario, la mayoría de los estudios han utilizado sujetos desentrenados o activos a nivel recreacional^{13,132,133,134,135,136}, por tanto, con los estudios realizados hasta la fecha no queda totalmente demostrado que exista una asociación definitiva entre la mejora de la estabilización central, mediante el entrenamiento con medios desestabilizadores, y la mejora del rendimiento deportivo. Sin duda, algunos de los problemas pueden estar en la especificidad biomecánica y

validez científica de los tests utilizados para medir la estabilidad central, y por otro en la inespecificidad de los ejercicios utilizados para transferir la supuesta mejora al gesto deportivo, como podría ser el caso del ejercicio que hemos seleccionado en la presenta investigación. Sin embargo podría ser un ejercicio de acondicionamiento neuromuscular genérico de gran utilidad, de hecho suele ser empleado para tal fin^{112,113,114,125,126}. En nuestro estudio se pone de manifiesto que el dispositivo de suspensión sí que presenta activaciones significativamente mayores en la musculatura lumbopélvica, concretamente en el oblicuo externo y en el multífidus en las que dichas activaciones son significativamente diferentes con el resto de condiciones a favor de la realización del ejercicio sobre TRX en comparación con CE, WBR, SD, y FD.

Por otro lado, están bien documentadas las ventajas del entrenamiento sobre materiales desestabilizadores a nivel de iniciación a la práctica de Actividad Física y a nivel de rehabilitación, como también lo están las ventajas de estos materiales en la realización de ejercicios específicos para la musculatura estabilizadora del CORE^{11,12,13,81,97}. Sin embargo, no está suficientemente demostrado que las ventajas en dicha musculatura sean evidentes mientras se realizan otros ejercicios no específicos de la misma, como así es sugerido por determinados autores^{1,72,93,103,104}. Coincidiendo con los resultados de nuestro estudio en el que a excepción del TRX ningún dispositivo logró activar de forma significativamente mayor los músculos

oblicuo externo y multífidos en comparación con la condición estable, pero si que apareció una diferencia significativa en la activación muscular máxima del oblicuo entre el SD y el WBR a favor del SD.

Nuestro estudio ha sido el primero en el que se ha realizado un mismo ejercicio, flexiones de brazos (Push Up), sobre cinco condiciones diferentes de estabilidad, todo ello para comprobar y comparar su nivel de activación muscular. En este sentido, se puede afirmar que los datos obtenidos en nuestro estudio no revelan diferencias significativas entre realizar el ejercicio en condiciones de estabilidad y sobre el WobbleBoard, Stability Disc, y Fitness Dome en ninguno de los músculos estudiados.

Como elemento original de nuestra investigación, también es reseñable que han aparecido diferencias estadísticamente significativas a nivel del OE entre el WobbleBoard y el Stability Disc ($p \leq 0.05$), siendo la activación muscular mayor en el Stability Disc.

Dado que nuestros sujetos están en buen estado de forma y con experiencia a nivel de entrenamiento de la fuerza se puede decir que nuestra muestra coincide con las muestras de otros estudios en los que se ponía de manifiesto que los materiales desestabilizadores no presentaban una ventaja para el rendimiento físico. Aunque por el contrario, y en referencia directa al TRX, en el presente estudio se han encontrado diferencias estadísticamente significativas sobre la totalidad del resto de materiales en los músculos OE,

MF, RF, pudiéndose explicar este hecho en la alta desestabilización producida por este material, que hace que las activaciones musculares sean muy elevadas y el ejercicio suponga un esfuerzo grande aún para personas entrenadas.

Sin embargo, también se debe enfatizar que este nivel de activación, principalmente del RF, podría producir mucha tensión a nivel de raquis lumbar ya que son numerosos los estudios que demuestran la relación existente ante el acortamiento de los músculos flexores de la cadera y el dolor de espalda a nivel lumbar, ya que las posturas de rectificación o inversión lumbar, aumentan la presión intra-discal y el estrés de cizalla anteroposterior^{101,137}.

En ocasiones, la estabilización activa y equilibrio conseguido puede venir dada por la activación de los músculos flexores de la cadera que debe ser evitada o reducida para minimizar la presión intra-discal y el estrés a nivel vertebral⁹⁵.

No hemos podido comparar nuestro estudio, en este sentido, con otros diferentes al no hallar ninguno que haya medido la activación muscular del recto femoral, habiéndose manifestado diferencias significativamente mayores entre la realización del ejercicio en TRX sobre CE, WBR, SD y FD. No han aparecido estas diferencias en el recto femoral entre el resto de condiciones estudiadas, por lo que nuestro estudio coincide con el de Beach¹¹²

en el que relata que la gran activación producida en los músculos anteriores del abdomen en comparación con los posteriores del raquis puede provocar intolerancias de los individuos y apariciones de dolor de espalda baja, hecho que durante la realización del estudio se corroboró in situ debido a las molestias en dicha zona relatadas por, al menos, el 50% de los participantes, mientras que ninguno reportó molestias en la espalda durante la realización del ejercicio en las otras condiciones.

De hecho, se observa en nuestro estudio que en el OE las activaciones musculares producidas por la casi totalidad de los materiales empleados superan el 100% de la MCVI, y aunque esto pudiera hacer pensar que ha existido algún error a la hora de la normalización de los datos, al observar los resultados procedimos a realizar una prueba de MCVI diferente a la realizada en primera instancia siendo los resultados a nivel de % de activación muscular sobre el 100% similares a los de la prueba planteada en el estudio, por lo que nuevamente, achacamos esta situación a la posición de apoyo individual de los brazos, de forma que al estabilizar el tronco es posible que se produjesen ligeras rotaciones del mismo, favorecidas por la individualidad en el apoyo de los brazos que obligaban a los oblicuos a efectuar un sobreesfuerzo en la estabilización del tronco.

En consecuencia, achacamos este hecho a que existe un aumento en la activación muscular para favorecer el fenómeno de la co-activación muscular del tronco, el cual es una estrategia usada por el sistema motor para

estabilizar la columna^{137,138} dándose de forma muy intensa en aquellos ejercicios que son realizados sobre materiales desestabilizadores o generadores de inestabilidad^{8,12,81,126,139}.

3.6.- Posibles aplicaciones prácticas.

Tras el análisis y argumentación de nuestros resultados, se pueden desarrollar varias conclusiones al respecto del estudio aquí desarrollado. Estas conclusiones pueden tener directas aplicaciones a la hora de recomendar la realización de ejercicios sobre materiales generadores de inestabilidad o desestabilizadores.

En **primer lugar**, destacar la coincidencia con otros estudios, reseñados en la argumentación, de que el uso de materiales generadores de inestabilidad no garantiza una mayor activación muscular, ni en los músculos del CORE, ni en los agonistas principales, excepto en el TRX, con lo que mientras que el uso del TRX sí tiene explicación a nivel de provocar mayores niveles de intensidad a la hora de provocar activaciones musculares más elevadas, el uso del resto de materiales debería hacerse con un objetivo de dar variedad al entrenamiento de las personas, evitando el aburrimiento y la relajación y motivando la adscripción o fidelización a la práctica de ejercicio físico, hecho ya destacado para otros materiales para acondicionar el tronco que no aportan mayor activación respecto una condición estable^{140,141}.

En **segundo lugar**, sin embargo, también se debe enfatizar que este nivel de activación provocado por el TRX, principalmente del RF, podría producir mucha tensión a nivel de raquis lumbar ya que son numerosos los estudios que demuestran la relación existente ante el acortamiento de los músculos flexores de la cadera y el dolor de espalda a nivel lumbar, ya que las posturas de rectificación o inversión lumbar, aumentan la presión intra-discal y el estrés de cizalla anteroposterior^{101,137}, con lo que hay que plantear estrategias de entrenamiento que eviten este hecho, incorporando un programa de estiramientos musculares adecuado y estableciendo unas progresiones de uso del equipamiento que minimicen la mayor activación del RF, tales como reducir la inestabilidad y la tensión producida en el RF mediante la posición adelantada de un pie respecto del otro a la hora de ejecutar los ejercicios. En ocasiones, la estabilización activa y equilibrio conseguido puede venir dada por la activación de los músculos flexores de la cadera que debe ser evitada o reducida para minimizar la presión intra-discal y el estrés a nivel vertebral⁹⁵.

En **tercer lugar** y a la vista de las activaciones a nivel global (media de todos los músculos para un mismo dispositivo), podemos sugerir un orden de progresión en el uso de los materiales generadores de inestabilidad, siendo en primer lugar lo más aconsejable para practicantes inexpertos la condición estable, y a partir de ahí, el siguiente orden:

- 1.- Condición Estable.

2.- Wobbleboard.

3.- FitnessDome.

4.- Stability Disc.

5.- TRX .

De igual forma, en **cuarto lugar**, antes de progresar hacia trabajos sobre materiales generadores de inestabilidad, hay que trabajar en el acondicionamiento inicial de la musculatura estabilizadora del CORE, ya que las mayores activaciones a nivel de la musculatura anterior del tronco, pueden provocar dolores de espalda baja debido al stiffness muscular causado. Es por ello que este tipo de materiales no los recomendaremos a personas con dolores de espalda baja crónicos y/o agudos, ya que estos podrían verse incrementados.

Por último, a la hora de establecer una referencia de uso de los materiales desestabilizadores, es importante realizar la investigación mediante un diseño de comparación de grupos, rendimiento deportivo, practicantes recreacionales o inexpertos y rehabilitación, nuestro estudio ha coincidido con los realizados hasta ahora a nivel de rendimiento, excepto en el TRX, con lo que sería muy interesante realizar el ejercicio en las diferentes condiciones desestabilizadoras que ofrece este tipo de equipamiento, posibilidades que son múltiples debido a la ocasión que presenta de realizar el mismo ejercicio a diferentes alturas y grados de inclinación; de esta forma se

podría establecer un orden de menor a mayor dificultad en el uso de este equipamiento, racionalizando su práctica.

La incorporación de cuestionarios de preferencias y dolor podrían servir para elaborar un orden o prioridad de uso en función de las necesidades y objetivos de los practicantes de ejercicio físico.

3.7.- Limitaciones del estudio.

El estudio se ha realizado exclusivamente con varones, por lo que sería necesario la realización del mismo con mujeres para observar las diferencias entre géneros, si es que las hubiera.

Asimismo, la condición física y edad ha sido un factor limitante del estudio ya que se ha realizado con jóvenes expertos en el entrenamiento de la fuerza y habituados a la utilización de materiales generadores de inestabilidad por lo que este estudio debería complementarse con estudios adicionales en los que los sujetos tuviesen diferentes condiciones físicas, tales como personas poco activas y en sujetos con necesidades especiales específicas para poder contrastar los resultados obtenidos; de esta forma se podría abarcar a la totalidad de la muestra representativa que acude a los centros de fitness a practicar actividad física.

4.- CONCLUSIONES FINALES.

Compararemos en este apartado el cumplimiento de las hipótesis realizadas en cuanto a los resultados que se esperaban obtener del estudio con la realidad obtenida y el grado de cumplimiento de las mismas:

1.- Destacar que se cumple la hipótesis relativa a la mayor activación muscular cuando se realiza el ejercicio sobre el TRX en comparación con el resto de materiales generadores de inestabilidad y la condición estable.

2.- No se puede decir lo mismo de la segunda parte de nuestra hipótesis inicial, dado que si a nivel global (la media de todas las activaciones de los ocho músculos medidos en el ejercicio) se puede concluir que cualquier equipamiento generador de inestabilidad produce activaciones mayores en comparación con la condición estable, músculo a músculo sólo sucede durante la realización del ejercicio sobre el TRX, no siendo significativas las diferencias de activaciones entre el resto de equipamientos generadores de inestabilidad y la condición estable.

Por tanto, se puede concluir que el TRX sí que presenta unos niveles de desestabilización suficientes para que los practicantes con experiencia en el trabajo de fuerza y deportistas de rendimiento obtengan beneficios sobre la activación de los músculos del CORE, (OE y MF) y estabilizadores de cadera (RF), mientras que el resto de materiales utilizados (WB, SD, FD) no presentaban mayores niveles de activación EMG en comparación con realizar el ejercicio sobre una condición estable (CE).

Así pues, mientras que el uso del TRX si tiene explicación a nivel de provocar mayores niveles de intensidad a la hora de provocar activaciones musculares más elevadas, el uso del resto de materiales debería hacerse con un objetivo de dar variedad al entrenamiento de las personas, evitando el aburrimiento y la relajación y motivando la adscripción o fidelización a la práctica de ejercicio físico, hecho ya destacado para otros materiales para acondicionar el tronco que no aportan mayor activación respecto una condición estable^{140,141}.

Para concluir recomendamos la utilización de materiales desestabilizadores en combinación, y nunca de forma exclusiva, con el entrenamiento en condiciones estables. Ya que parece ser que cuando no es posible aumentar la resistencia externa en el ejercicio, sí que existe una relación directa entre el incremento de la desestabilización y el grado de activación de los músculos estabilizadores, de esta forma tanto los profesionales como los investigadores tendrán herramientas prácticas para generar progresiones lógicas con las que incrementar el estímulo, incluso aún disponiendo de la opción de implementar resistencias externas el empleo de estos dispositivos de desestabilización podrían aportar a ciertas poblaciones una aplicación mucho más segura puesto que eludiendo dichas resistencias se podría evitar un estrés excesivo sobre el raquis lumbar^{77,142,143}.

5.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

Referencias Bibliográficas.

- 1.- Heredia JR, Peña G, Isidro F, Mata F, Moral S, Martin F, Da Silva M. Bases para la utilización de la inestabilidad en los programas de acondicionamiento físico saludable. rev digital www.efdeportes.com. 2011. Año 16, nº 162 (acceso 2 noviembre 2011).
- 2.- Hernando G, Cañadas M, Barrejón A. Materiales inestables en entrenamiento personal, en: Nuevas tendencias en entrenamiento personal, Hernando G, Editorial Paidotribo. 2009; p. 224-257.
- 3.- Akuthota V, Nadler S. CORE strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004; 85(S1), S86-S92.
- 4.- Marshall P, Murphy BA. Changes in muscle activity and perceived exertion during exercises performed on a swiss ball. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 2006; 31(4): 376-383.
- 5.- Marshall P, Murphy BA. Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. *J. Strength Cond. Res.* 2006; 20(4): 745-750.
- 6.- Anderson KG, Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can. J. Appl. Physiol.* 2005; 30:33-45.

- 7.- Itoi E, Kuechle D, Newman S, Morrey B, An K. Stabilizing function of the biceps in stable and unstable shoulders. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1993; 75(4): 546-550.
- 8.- Behm DG, Anderson K, Curnew RS. Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* 2002; 16(3):416-422.
- 9.- Lehman GJ, MacMillan B. Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. *Dyn Med.* 2006.
- 10.- Lehman GJ, Gordon T, Langley J, Pemrose P, Tregaskis S. Replacing a swiss ball for an exercise bench causes variable changes in trunk muscle activity during upper limb strength exercises. *Dynamic Medicine.* 2005^a;4:6
- 11.- Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball. *Chiropractic&Osteopathy.* 2005^b; 13:14.
- 12.- Heredia JR, Moral S, Peña G. Entrenamiento funcional. En Nuevas orientaciones para A.F. saludable en centros de fitness. Sañudo B, García J. Ed Wanceulen. 2011.
- 13.- Colado JC, Chulvi I, Heredia JR. Criterios para el diseño de los programas de acondicionamiento muscular desde una perspectiva

- funcional. Rodríguez PL. coordinador. Ejercicio físico en salas de acondicionamiento muscular: bases científico-médicas para una práctica segura y saludable. Ed. Panamericana. 2008.
- 14.- Kapandji IA. Cuadernos de fisiología articular tomo 1. Ed Masson. 1982
 - 15.- Fucci S, Benigni M, Fornasari V. Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular. Mosby / Doyma libros. 1995.
 - 16.- Wilson, JD, Dougherty, CP, Ireland, ML, and Davis, IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. JAm Acad Ortho Surg. 2005, 13: 316-325.
 - 17.- Michael Fredericson, Tammara Moore. Core stabilisation training for middleand long-distance runners. New Studies in Athletics, IAAF 2005. 20:1; 25-37,
 - 18.- Cholewicki J, Simons PA, & Radebold. A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. Journal of Biomechanics, 2000. 33, 1377-1385.
 - 19.- Hodges PW, & Richardson C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of the transversus abdominis. Spine, 1996, 21, 2640-2650.
 - 20.- McGill MS, Grenier S, Kavcic N., & Cholewicki J. (2003). Coordination

patterns of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 353-359.))

- 21.- Biering-Sorensen F. 1983. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9, 106-117.
- 22.- Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in Athletic function. *Sport Med*. 2006; 36(3): 189-198.
- 23.- Leetun D, Ireland M, Willson J, Ballantyne B, Davis M. Core stability measures as a risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004; 36(6), 926-934.
- 24.- Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *ClinBiomech*. 1996; 11:1-15.
- 25.- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disorders*. 1992; 5:390-397.
- 26.- Colado JC. Entrenamiento lumbopélvico. Apuntes asignatura actividad física y salud. 2011. Universitat de València.
- 27.- Sartí MA, Molina J, Pamblanco MA, Lisón JF, Sánchez D. Patrón de activación del músculo erector spinae en dos ejercicios de fortalecimiento lumbar. *Motricidad European Journal of Human Movement*. 2005. 14, 53-63.

-
- 28.- McGill SM. Low back disorders: evidence based prevention and rehabilitation (2nd ed). Champaign IL: Human kinetic publishers. 2007.
- 29.- Bogduk N. A reappraisal of the anatomy of human lumbar erector spinae. *Journal of anatomy*. 1980. 131(3), 525-540
- 30.- Kapandji IA. Cuadernos de fisiología articular tomo 3. Ed Masson. 1982.
- 31.- Kapandji IA. Cuadernos de fisiología articular tomo 2. Ed Masson. 1982.
- 32.- Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1989. 230 (supl 1), 1-54.
- 33.- Norris C. Functional load abdominal training: part 1. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 1999. 3 (3), 150-158.
- 34.- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 1992a 5(4), 383- 389.
- 35.- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 1992b.5(4), 390-396.

- 36.- Maduri A, Pearson BL, Wilson SE. Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 2008.18(5), 807-814.
- 37.- Panjabi M. Clinical spinal stability and low back pain. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 2003. 13(4), 371-379.
- 38.- Scannell JP, McGill S.M. Lumbar posture-should it, and can it, be modified? A study of passive tissue stiffness and lumbar position during activities of daily living. *Physical Therapy*, 2003. 83(10), 907-917.
- 39.- Kolber MJ, Beekhuizen K. Lumbar stabilization: An evidence-based approach for the athlete with low back pain. *Strength & Conditioning Journal*, 2007.29 (2), 26-37.
- 40.- McGill SM. *Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation* (2nd ed). Champaign, I L: Human Kinetics, Publishers. 2007.
- 41.- O' Sullivan PB. Lumbar segmental "instability": clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 2000. 5(1), 2-12.
- 42.- Sihvonen T, Partanen J. Segmental hypermobility in lumbar spine and entrapment of dorsal rami. *Electromyography & Clinical*

- Neurophysiology*, 1990. 30(3), 175-180.
- 43.- Hicks GE, Fritz JM, Delitto A, McGill SM. Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2005. 86(9), 1753-1762
- 44.- Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine*. 1996. 21 (22), 2640-2650.
- 45.- Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*. 1996. 11(1), 1-15.
- 46.- O' Sullivan PB. Lumbar segmental "instability": clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 2000. 5(1), 2-12.
- 47.- McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography & Kinesiology*. 2003. 13(4), 353-9.
- 48.- Gardner-Morse MG, Stokes IAF. The effects of abdominal muscle co-activation on lumbar spine stability. *Spine*, 1998. 23(1), 86-92.
- 49.- Granata KP, Orishimo KF. Response of the trunk muscle co-

- activation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, 2001. 34(9),111-23.
- 50.- Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function on trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 1997. 22 (19), 2207- 2212.
- 51.- Behm DG, Anderson KG. The role of instability with resistance training. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 2006. 20(3), 716-722.
- 52.- Fritz JM, Erhard RE, Hagen BF. Segmental instability of the lumbar spine. *Physical Therapy*,1998. 78 (8), 889-896.
- 53.- Cholewicki J, VanVliet IV JJ. Relative contributions of trunk muscles to the stabilityof the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical Biomechanics*. 2002. 17(2), 99-105.
- 54.- O’Sullivan PB, Phytty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine*.1997. 22(24), 2959- 2967.
- 55.- McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics*. 2000. 15(10), 777-780.

-
- 56.- Gardner-Morse MG, Stokes IAF. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*. 1998. 23(1), 86-92.
- 57.- Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a swiss ball. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2005. 86(2), 242-249.
- 58.- Liebenson C. *Manual de rehabilitación de la columna vertebral*. 2003. Barcelona: Paidotribo.
- 59.- Hamlyn N, Behm DG, and Young WB. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *J. Strength Cond. Res*. 2007. 21(4): 1108-1112.
- 60.- Nuzzo JL, McCaulley GO, Cormie P, Cavill MJ, McBride JM. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J. Strength Cond. Res*. 2008. 22: 1108-1112
- 61.- Willardson JM, Fontana FE, Bressel E. Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises. *Int J Sports Physiology Perform*, 2009. 4(1): 97-109.
- 62.- Lehman GJ, Gordon T, Langley J, Pemrose P, Tregaskis S. Replacing a swiss ball for an exercise bench causes variable changes in trunk muscle activity during upper limb strength exercises. *Dynamic Medicine* 2005^a. 4:6

- 63.- Lehman GJ, MacMillan B, et al. Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. *Dyn Med*, 2006.
- 64.- Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball. *Chiropractic & Osteopathy* 2005b. 13:14.
- 65.- Dyrek A. Agonist and stabilizer muscle activity during a push up on unstable surfaces. 2011. UNLV theses/Disertations/Professionals Papers/Capstones. Paper 1083.
- 66.- Marshall P, Murphy BA. Changes in muscle activity and perceived exertion during exercises performed on a swiss ball. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 2006a. 31(4): 376-383.
- 67.- Marshall P, Murphy BA. Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. *J. Strength Cond. Res.* 2006b. 20(4): 745-750.
- 68.- Anderson K, Behm D.G. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can. J. Appl. Physiol.* 2005. 30(1): 33-45.
- 69.- Itoi E, Kuechle D, Newman S, Morrey B, An K. Stabilizing function of the biceps in stable and unstable shoulders. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1993. 75(4): 546-550.
- 70.- Behm DG, Anderson K, Curnew RS. Muscle force and activation under

- stable and unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* 2002. 16(3):416-422.
- 71.- Anderson KG, Behm DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J. Strength Cond. Res.* 2004. 18(3): 637-640.
- 72.- Drinkwater EJ, Pritchett EJ, Behm, D.G. Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2007. 2(4): 400-413.
- 73.- Kornecki S, Zschorlich V. The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. *J. Biomech.* 1994. 27(2): 215-225.
- 74.- McBride JM, Cormie P, Deane R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* 2006. 20(4): 915-918.
- 75.- Willardson JM. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *J. Strength Cond. Res.* 2007. 21(3): 979-985.
- 76.- Koshida S, Urabe Y, Miyashita K, Iwai K, Kagimori A. 2008. Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* 2008. 22(5): 1584-1588.
- 77.- Behm DG, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *J Sport Phys The.*

2012 Apr;7(2):226-241.

- 78.-** Vera FJ, Grenier SG, McGill SM. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 2000. 80(6): 564-569.
- 79.-** Fransson PA, Gomez S, Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *Eur J Appl Physiol*, 2007. 101(1): p. 81-9.
- 80.-** Youdas JW, Hollman JH. Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a single-limb squat on both a stable and labile surface. *J Strength Cond Res*, 2007. 21(1): p. 105-11.
- 81.-** Behm DG, Anderson KG. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res*. 2006. 20(3): p. 716-22.
- 82.-** Granata KP, Marras WS. Cost-Benefit of Muscle Cocontraction in Protecting Against Spinal Instability, *Spine*, 2000 25(11), 1398-1404.
- 83.-** Vera-Garcia FJ, Elvira JL, Brown SH, McGill, SM. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2007. 17(5): 556-567
- 84.-** Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and

- sports injury risk. *Sports Med*, 2007. 37(6): p. 547-56.
- 85.-** Di Stefano LJ, Clark MA, Padua DA. Evidence supporting balance training in healthy individuals: a systemic review. *J Strength Cond Res*. 2009. 23(9): p. 2718-31.
- 86.-** Hubscher M, Zech A. Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: A systematic Review. *Med Sci Sports Exerc*, Published ahead of print. 2010. 42(3): p. 413-421.
- 87.-** Hoffman M, Payne VG. The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *JOSPT*. 1995. 21(2): 90-93.
- 88.-** Caraffa A, Cerulli G, Progetti M, Aisa G, Rizzo A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 1996. 4(1): 19-21.
- 89.-** Verhagen E, Van der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, Van Mechelen W. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *Am. J. Sports Med.* 2004. 32(6): 1385-1393.
- 90.-** Kidgell DJ, Horvath DM. Effect of six weeks of dura disc and mini-trampoline balance training on postural sway in athletes with functional ankle instability. *J Str Cond Res*, 2007. 21(2): p. 466-479.

- 91.- Kolber MJ, Beekhuizen K. Lumbar stabilization: An evidenced-based approach for the athlete with low back pain. *Strength Condit. J.* 2007. 29(2): 26-37.
- 92.- Marshall P, Murphy BA. Muscle activation changes after exercise rehabilitation for chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008. 89(7): p. 1305-13.
- 93.- Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley P. The use of instability to train the core musculature review. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* Vol. 35, 2010.
- 94.- Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey AC, MacKinnon SN. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J. Strength Cond. Res.* 2005; 19(1):193-201.
- 95.- Hildenbrand K, Noble L. Abdominal muscle activity while performing trunk-flexion exercises using the AbRolles, Abslide, FitBall and conventionally performed trunk curls. *J. Ath. Training.* 2005; 39(1):37-47.
- 96.- Hubscher M, Zech A. Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: A systematic Review. *MedSciSportsExerc*, Published ahead of print. 2010; 42(3): p. 413-421.
- 97.- McKeon PO, Hertel, J., Systematic review of postural control and

- lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *J Athl Train*, 2008; 43(3): p. 293-304.
- 98.- Kolber MJ, Beekhuizen K. Lumbar stabilization: An evidenced-based approach for the athlete with low back pain. *Strength Condit. J.* 2007; 29(2): 26-37.
- 99.- Jeffreys, I. Developing a progressive core stability program. *Strength and Conditioning Journal*, 2002; 24(5), 65-66.
- 100.- Leetun, D., Ireland, M., Willson, J., Ballantyne, B., & Davis, M. Core stability measures as a risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2004. 36(6), 926-934.
- 101.- McGill, S. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exercise and Sports Science Reviews*, 2001. 29(1), 26-31.
- 102.- Kean CO, Behm DG, Young WB. Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *J. Sports Sci.Med.* 2006; 5: 138-148.
- 103.- Scibek J, Guskiewicz W, Prentice W, Mays S, Davis, J. (2001). The effect of core stabilization training on functional performance in swimming. Master Thesis, University of North Carolina, Chapel Hill.

- 104.- Stanton R, Reaburn P, Humphries B. The effect of short-term swiss ball training on core stability and running economy. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2004. 18(3), 522-528.
- 105.- Butcher SJ, Craven BR, Chilibeck PD, Spink KS, Grona SL, Sprigings EJ. The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2007.37(5): 223-231.
- 106.- Cosio-Lima LM, Reynolds KL, WinterC, Paolone V, Jones MT. Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *J. Strength Cond. Res.* 2003. 17(4): 721-725.
- 107.- Thompson CJ, Cobb KM, Blackwell J. Functional training improves club head speed and functional fitness in older golfers. *J. Strength Cond. Res.* 2007, 21(1): 131-137.
- 108.- Yaggie JA, Campbell BM. Effects of balance training on selected skills. *J. Strength Cond. Res.* 2006; 20(2): 422-428.
- 109.- Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-m performance in runners? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2009;23(1), 133-140.
- 110.- Tse M, McManus A, Masters R. Development and validation of a core

- endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005. 19(3), 547-552.
- 111.- Bettendorf B. TRX suspension training: Scientific Foundations and Practical Applications (on line). 2010 (fecha de acceso 16 agosto 2011) Disponible en: www.trxspain.com
- 112.- Beach T, Howarth S, Callaghan J. Muscular contribution to low-back loading stiffness during standard and suspended push-ups. *Human Movement Science*. 2008; 27 (3), 457-472.
- 113.- Schoffstall E, Titcomb A, Kilbourne F. Electromyographic Response of the Abdominal Musculature to Varying Abdominal Exercises, *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010 (December 2010 - Volume 24 - Issue 12 - pp3422-3426)
- 114.- ACSM's Health-Related Physical Fitness Assessment Manual (2nd ed). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott. 2008.
- 115.- Cogley RM, Archambault TA, Fibeger JF, Koverman MM, Youdas JW, Hollman JH. Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. *J Strength Cond Res* 2005;19: 628-633.
- 116.- Hardwick DH, Beebe JA, McDonnell MK, Lang CE. A comparison of

- serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.*2006; 36: 903-910.
- 117.- Andrade R, Martins J, Tucci HT, Araújo RC, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira AS. Electromyographic amplitude ratio of serratus anterior and upper trapezius muscles during modified push-ups and bench press exercises. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 477-484,.
- 118.- Moseley JB, Jobe FW, Pink M, Perry J, Tibone J. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. *Am J Sports Med* 1992; 20: 128-134.
- 119.- Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation.* St. Louis: Mosby. 2002.
- 120.- Uhl TL, Carver TJ, Mattacola CG, Mair SD, Nitz AJ. Shoulder muscle activation during upper extremity weight-bearing exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33: 109-117.
- 121.- Freeman S, Karpowicz A, Gray J, McGill S. Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38: 570-577.
- 122.- Jenkins DB. *Hollinshead's Functional Anatomy of the Limbs and Back.*(9th ed.). St. Louis, MO: Saunders Elsevier, 2009.

-
- 123.- Knapik JJ, Sharp MA, Canham-Chervak M, Hauret K, Patton JF, Jones BH. Risk factors for training-related injuries among men and women in basic combat training. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33:946-954.
- 124.- Lear JL, Gross MT. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. *Phys. Ther.* 1998; 28: 146-157.
- 125.- Gouvali MK, Boudolos K. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. *J Strength Cond Res.* 2005; 19:146-151.
- 126.- Youdas JW, Budach BD, Ellerbusch JV, Stucky CM, Wait KR, Hollman JH. Comparison of muscle activation Patterns during the conventional push up and perfect pushup® exercises. *J Strength Cond Res* 2010; 24 (12): 3352-3362.
- 127.- Hibbs AE, Thompson KG, French D, Spears IR. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises?. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2011. (21): 102-111.
- 128.- Cram JR, Kasman G. *Introduction to Surface Electromyography*, Aspen 1998.
- 129.- Konrad P. *The ABC of EMG, A practical introduction to kinesiological*

electromyography, Noraxon INC. USA. 2005.

- 130.- Ludewig PM, Osowski EE, Meschke SA, Rundquist PJ, Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *AM J Sports Med* 2004; 32:484-93.
- 131.- Bair C, Buckley B, Pralle R, Schroeter M, Smith B, Jorgensen M; Shoulder Muscle EMG Activity in Women During Push up on Varying Surfaces; Annual GRASP Symposium Wichita State University 2009
- 132.- Cowley PM, Swensen T, Sforzo GA..Efficacy of instability resistance training. *Int. J. Sports Med.* 2007; 28(10): 829-835.
- 133.- Kean CO, Behm DG, Young WB. Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *J. Sports Sci.Med.* 2006; 5: 138-148.
- 134.- Thompson CJ, Cobb KM, Blackwell J. Functional training improves club head speed and functional fitness in older golfers. *J. Strength Cond. Res.* 2007; 21(1): 131-137.
- 135.- Yaggie JA, Campbell BM. Effects of balance training on selected skills. *J. Strength Cond. Res.* 2006; 20(2): 422-428.
- 136.- Butcher SJ, Craven BR, Chilibeck PD, Spink KS, Grona SL, Sprigings EJ. The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2007; 37(5): 223-231.

-
- 137.- Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes L.E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*. 1999 24(8), 755-762.
- 138.- Gardner-Morse MG, Stokes IAF. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 1998; 23, 86-92.
- 139.- Fransson PA, Gomez S. Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *Eur J ApplPhysiol*, 2007. 101(1): p. 81-90.
- 140.- Demont RG. Comparison of two abdominal training devices with abdominal crunch using strength and EMG measures. *J Sports Med Phys Fitness*. 1999; 39: 253-258.
- 141.- Sands WA, McNeal JR. A kinematic comparison of four abdominal training devices and a traditional abdominal crunch. *J. Strength Cond. Res*. 2002;16(1):135-141.
- 142.- Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. Canadian Society for Exercise Physiology. Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2010 Feb; 35(1):109-12.
- 143.- Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The use of

instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab.*
2010 Feb; 35(1):91-108. Review.

ANEXOS.

ANEXO 2

Cuestionario Par-Q (Physical Activity Readiness Questionnaire).

SI	NO	CUESTIONARIO
		1.- ¿Le ha dicho su médico alguna vez que padece una enfermedad cardíaca y que sólo debe hacer aquella actividad física que le aconseje un médico?
		2.- ¿Tiene dolor en el pecho cuando hace actividad física?
		3.- ¿En el último mes, ha tenido dolor en el pecho cuando no hacía actividad física?
		4.- ¿Pierde el equilibrio debido a mareos o se ha desmayado alguna vez?
		5.- ¿Tiene problemas en huesos o articulaciones (por ejemplo, espalda, rodilla o cadera) que puedan empeorar si aumenta la actividad física?
		6.- ¿Le receta su médico algún medicamento para la tensión arterial o un problema cardíaco?
		7.- ¿Conoce alguna razón por la cual no debería realizar actividad física?

He leído, comprendido y completado este cuestionario. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción.

Nombre: _____ Fecha _____

Firmado.

Nota: Este cuestionario es válido para un máximo de 12 meses a partir de la fecha de su firma y se invalida si su condición cambia de manera que ud debería responder SI a cualquiera de las siete preguntas.

ANEXO 3.

Calentamiento protocolizado a realizar en ambas sesiones del estudio.

- 1.- Ejercicio de “cat-camel”, 10 ciclos.
- 2.- Puente prono 2x30 segundos.
- 3.- Trote delante-detrás (2 minutos).
- 4.- Rodillas arriba (30 segundos).
- 5.- Talones a glúteo (30 segundos).
- 6.- 15 repeticiones del ejercicio de push up:
 5. en posición vertical y manos apoyadas a pared.
 - 5 con rodillas apoyadas en suelo.
 - 5 completas, cuerpo horizontal en suelo.
- 7.- Estiramiento suave de la cintura escapular (1 minuto).