

UNIVERSIDAD DE CÓRDOBA - ESPAÑA  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
**DEPARTAMENTO DE ESPECIALIDADES**  
**MEDICO-QUIRÚRGICAS**

---



DESARROLLO Y VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO DE EVALUACIÓN Y  
ENTRENAMIENTO DEL BALANCE. COMPARACIÓN DEL BALANCE  
BÍPEDO EN DEPORTISTAS Y NO DEPORTISTAS. COMPARACIÓN DEL  
BALANCE SEDENTE EN SUJETOS NORMALES Y CON SINDROME DE  
DOLOR LUMBAR

CLAUDIO ANTONIO OYARZO MAURICIO

AÑO 2011

*TÍTULO: Desarrollo y validación del instrumento de evaluación y entrenamiento del balance. Comparación del balance bípedo en deportistas y no deportistas. Comparación del balance sedente en sujetos normales y con síndrome de dolor lumbar*

*AUTOR: Claudio Antonio Oyarzo Mauricio*

---

© Edita: Servicio de Publicaciones de la Universidad de Córdoba. 2012  
Campus de Rabanales  
Ctra. Nacional IV, Km. 396 A  
14071Córdoba

*www.uco.es/publicaciones*  
*publicaciones@uco.es*

---

**UNIVERSIDAD DE CÓRDOBA – ESPAÑA**  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
**DEPARTAMENTO DE ESPECIALIDADES**  
**MEDICO-QUIRÚRGICAS**

---

DESARROLLO Y VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO DE EVALUACIÓN Y  
ENTRENAMIENTO DEL BALANCE. COMPARACIÓN DEL BALANCE  
BÍPEDO EN DEPORTISTAS Y NO DEPORTISTAS. COMPARACIÓN DEL  
BALANCE SEDENTE EN SUJETOS NORMALES Y CON SINDROME DE  
DOLOR LUMBAR

Tesis para la colación del Grado de Doctor  
en Ciencias del Ejercicio implicadas en el Progreso  
Deportivo del Ser Humano por la Universidad de  
Córdoba, España, que presenta el Licenciado

**CLAUDIO ANTONIO OYARZO MAURICIO**

Dirigida por:

PROF. DR. FRANCISCO JOSÉ BERRAL DE LA ROSA

PROF. DR. PEDRO CARPINTERO BENÍTEZ

AÑO 2011

## **DEDICATORIA...**

A mi esposa, quién ha sido incansable compañera, a mis hijos quiénes han sido generosos en su entrega, a mi madre por su amor incondicional y a Dios por sus enormes bendiciones

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi profesor guía el Doctor Francisco José Berral de la Rosa por su constante apoyo, preocupación y estímulo para desarrollar y culminar este proceso.

A mis alumnos de la Carrera de Kinesiología de la Universidad Finis Terrae.

A todas las personas que participaron desinteresadamente en esta investigación.



FRANCISCO JOSE BERRAL DE LA ROSA Y PEDRO CARPINTERO BENITEZ,  
DOCTORES EN MEDICINA Y CIRUGÍA

INFORMAN:

Que la Tesis Doctoral titulada “**Desarrollo y Validación del Instrumento de Evaluación y Entrenamiento del Balance. Comparación del Balance Bípedo en Deportistas y No Deportistas. Comparación del Balance Sedente en Sujetos normales y con Síndrome de Dolor Lumbar**” ha sido realizada bajo nuestra dirección en el Departamento de Especialidades Médico-Quirúrgicas de la Universidad de Córdoba (España), por el Doctorando **D. CLAUDIO ANTONIO OYARZO MAURICIO**. Que a nuestro juicio, dicho trabajo de investigación, reúne meritos suficientes para optar al grado de Doctor en Ciencias del Ejercicio implicadas en el progreso deportivo del ser humano por la Universidad de Córdoba, España.

Sevilla, once de octubre de dos mil once

P. Carpintero

## ABREVIATURAS UTILIZADAS

CP	: Control Postural.
SDL	: Síndrome de Dolor Lumbar
SDLC	: Síndrome de Dolor Lumbar Crónico.
ML	: Mediolateral
AP	: Anteroposterior.
OA	: Ojos Abiertos.
OC	: Ojos Cerrados.
MLOA	: Mediolateral ojos abiertos.
MLOC	: Mediolateral ojos cerrados.
APOA	: Anteroposterior Ojos Abiertos.
APOC	: Anteroposterior ojos cerrados.
BSS	: Biodex Stability System.
CTSIB	: Clinical Test of Sensory Integration of Balance.
KAT 2000	: Kinesthetic Ability Trainer 2000.
PST	: Postural Stress Test.
SEBT	: Star Excursion Balance Test.
TAF	: Test de alcance funcional.
IMC	: Índice de masa corporal.

## ÍNDICE GENERAL

<b>CAPÍTULO 1:</b>	Introducción.....	10
1.1	Definición de Balance o Control Postural.....	11
1.2	Elementos integrantes del Balance.....	14
1.3	Ajustes Posturales.....	18
1.4	Estrategias Posturales.....	19
1.5	Activación muscular sobre plataforma inestable.....	22
1.6	Balance y edad.....	23
1.7	Balance y género.....	25
1.8	Balance en Deportistas.....	25
1.9	Entrenabilidad del Balance en deportistas.....	26
1.10	Evaluación del Balance.....	27
1.11	Evaluación del Balance en Deportistas.....	32
1.12	Columna Lumbar.....	33
1.13	Síndrome de Dolor Lumbar (SDL).....	40
1.14	Dolor Lumbar y Control Sensoriomotor.....	44
1.15	Balance y SDL .....	46
<b>CAPÍTULO 2:</b>	Justificación del tema y objetivos.....	50
<b>CAPÍTULO 3:</b>	Material y métodos.....	55
3.1	Muestra.....	56



3.2 Material utilizado.....	59
3.3 Recolección de datos.....	62
3.4 Variables medidas.....	65
3.5 Tratamiento estadístico.....	66
<b>ÍNDICES DE CALIDAD.....</b>	<b>69</b>
Patente: Modelo de utilidad.....	70
Boletín Oficial de la Propiedad Industrial.....	72
Presentaciones en Congresos Científicos.....	75
<b>CAPÍTULO 4: Resultados.....</b>	<b>76</b>
4.1 Reproducibilidad, diferencia OA y OC, por género e IMC.....	77
4.2 Comparación del balance dinámico bípedo entre deportistas y no deportistas.....	80
4.3 Comparación del balance dinámico sedente entre sujetos sanos y con SDLC.....	82
<b>CAPÍTULO 5: Discusión.....</b>	<b>86</b>
<b>CAPÍTULO 6: Conclusiones.....</b>	<b>97</b>
<b>CAPÍTULO 7: Perspectivas futuras de Investigación.....</b>	<b>99</b>
<b>CAPÍTULO 8: Referencias bibliográficas.....</b>	<b>102</b>
<b>CAPÍTULO 9: Anexos.....</b>	<b>116</b>
<b>INDICE DE FIGURAS</b>	
Figura 1 .....	12
Figura 2 .....	12
Figura 3 .....	24
Figura 4 .....	60

Figura 5 .....	61
Figura 6 .....	63
Figura 7 .....	64

### **INDICE DE GRÁFICOS**

Gráfico 1.....	78
Gráfico 2.....	81
Gráfico 3.....	83
Gráfico 4.....	85

### **INDICE DE TABLAS**

Tabla 1 .....	57
Tabla 2 .....	58
Tabla 3 .....	77
Tabla 4 .....	77
Tabla 5 .....	79
Tabla 6.....	80
Tabla7.....	81
Tabla 8.....	83
Tabla 9.....	84

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 Definición Balance o Control Postural.

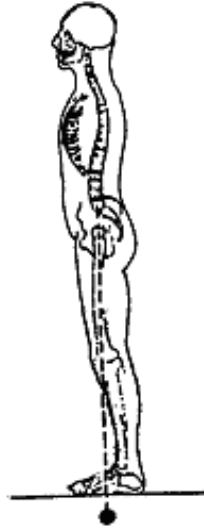
Los seres humanos desde que adoptaron una posición bípeda, han sido capaces de soportar distintas fuerzas desestabilizadoras que actúan sobre ellos <sup>(1)</sup>. La postura del cuerpo humano es inestable porque presenta un centro de masa elevado y una base de sustentación reducida, lo que condiciona a un constante balanceo y a una lucha permanente para mantener el centro de masa dentro de los límites de estabilidad <sup>(2-4)</sup>.

El Control Postural Dinámico, también conocido como Balance, es una compleja respuesta motora que involucra la integración de variada información sensorial, planificación y ejecución de patrones de movimiento destinada a mantener una postura normal <sup>(2-8)</sup>. Winter lo define como un término genérico que describe la dinámica de la postura corporal para evitar la caída y que relaciona las fuerzas inerciales que actúan sobre el cuerpo y las características inerciales de los segmentos corporales <sup>(2,4)</sup>.

Se diferencian dos tipos de balance, el estático que corresponde a la habilidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación en posición estática, ya sea bípedo, sedente u otra y el dinámico que implica la habilidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación durante el desplazamiento o realización de actividades en el espacio. El balance dinámico involucra la mantención de una postura correcta, tanto cuando el COG y la base de soporte se están moviendo como cuando el COG se mueve fuera de la base de soporte <sup>(2,9-11)</sup>.

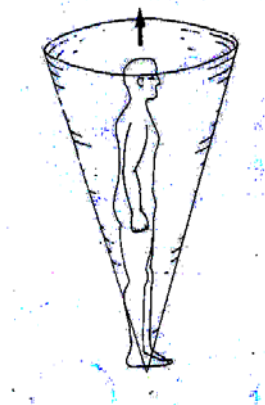
La posición bípeda es inherentemente inestable ya que no corresponde a un equilibrio perfecto, debido a que el sujeto en posición erguida está en constante desequilibrio anterior (Fig. 1), por la ubicación anterior de la línea de gravedad <sup>(12)</sup> y por la teoría del modelo del péndulo invertido (Fig. 2), factor común en las investigaciones del balance y postura y que explica como al concentrarse la masa del sujeto en sus dos tercios superiores, la posición bípeda se hace más inestable <sup>(2,4)</sup>.

**Figura 1** Posición anterior de línea de gravedad.



Tomado de Gagey P, Weber B. Posturología Regulación alteraciones de la bipedestación. 1º ed. Masson; 2000.

**Figura 2** Péndulo Invertido



Tomado de Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture. 1995; 3:193-214.

En posición bípeda, se logran los ajustes posturales, mediante una amplia gama de respuestas motoras a través de las articulaciones de tobillo, rodilla, cadera y región lumbar que actúan independientemente o en conjunto. Sin embargo, el balance en posición sedente, se realiza aisladamente del control de las articulaciones de las extremidades inferiores <sup>(6)</sup>. Por lo tanto, se elimina cualquier ajuste y/o posibles impedimentos que puedan presentar las extremidades inferiores <sup>(13)</sup>.

El sistema de control del balance tiene que enfrentarse a dos retos, por una parte, mantener una posición constante para contrarrestar la gravedad y por otra generar respuestas que anticipen los movimientos voluntarios en la dirección deseada ya que al realizar movimientos voluntarios durante la postura mantenida, la distribución de las fuerzas y de la inercia, amenazan la pérdida del balance <sup>(2,6)</sup>. Es por esto que todo movimiento humano exige la presencia de 2 sistemas paralelos: uno para lograr el movimiento requerido y el otro para iniciar fuerzas correctivas tendientes a mantener el equilibrio, sin embargo, los músculos posturales son activados en primera instancia para alterar menos la postura ya que el CP es prioritario al control de un gesto motor, es decir, el programa de control de la postura es activado antes que el programa motor voluntario <sup>(8,14-16)</sup>.

Para un buen manejo del balance, el sistema nervioso central (SNC) procesa información, almacena experiencias y elabora respuestas a través de la actividad muscular, movimiento articular, reacciones posturales y sinergias. Además el SNC sufre cambios morfológicos y funcionales que llevan a una maduración específica, propia de cada individuo. Estos cambios son modelados por la experiencia, otorgándole gran importancia al aprendizaje, reeducación y rehabilitación <sup>(15,17)</sup>. Gracias a la experiencia se pueden observar cambios morfológicos y funcionales que se adaptan según sean las exigencias impuestas por la actividad propia de la persona <sup>(18)</sup>.

Cualquier defecto en alguno de los eslabones que comprende el balance lo afectará. Se ha observado compromiso del balance en muchas patologías traumatológicas, neurológicas y en el proceso normal de envejecimiento <sup>(2, 3,19-25)</sup>.

## 1.2 Elementos Integrantes del Balance

### a. Aferencias

Es aquella información recolectada del medio externo e interno que utilizará el SNC para los permanentes ajustes requeridos en el CP.

#### Sistema Vestibular

El aparato vestibular es el encargado de detectar las sensaciones de equilibrio. Está ubicado en el hueso temporal y está conformado por tres conductos semicirculares, el utrículo y sáculo. Los canales semicirculares se estimulan por aceleración angular. El utrículo y el sáculo, se estimulan por aceleración lineal y por cambios de la orientación de la cabeza en relación con la gravedad. La mácula del utrículo está ubicada en el plano horizontal, desempeñando la tarea de captar la posición de la cabeza con respecto a la fuerza de gravedad cuando la persona se encuentra en posición bípeda. La mácula del sáculo en cambio, tiene una posición en el plano vertical, por lo que capta el equilibrio de la persona cuando está en posición supina <sup>(26)</sup>.

Esta información se modula a nivel de los núcleos vestibulares, se utiliza para mantener el tono postural, orientar el cuerpo y sus segmentos antigravitatoriamente, informar de la posición de la cabeza y reaccionar rápidamente frente a aceleraciones lineales y angulares. Otra función importante del sistema vestibular, es la de mantener los ojos fijos ante un objeto mientras la cabeza está en movimiento, esto recibe el nombre de reflejo vestibuloocular <sup>(26,27)</sup>.

#### Sistema Visual

El sistema visual está compuesto por tres grandes elementos: los ojos, por donde entran los estímulos visuales; el nervio óptico, que permite la transmisión de señales y las estructuras cerebrales, donde se produce la integración de estas señales <sup>(28)</sup>.

Este sistema informa de la posición, orientación y sensación de movimiento del cuerpo. Su acción va a depender no solo de la tarea, sino también del contexto donde se realice <sup>(29)</sup> ya que la visión también entrega información sobre la estructura tridimensional del entorno. Esto es importante porque la cantidad de componentes que presente el entorno influye en el equilibrio ya que a mayor cantidad de objetos, más compleja es su mantención <sup>(30)</sup>.

La estabilización de la mirada necesita de la participación de los mecanismos de control vestibular para poder enfocar un objeto al realizar cambios bruscos y repentinos de la posición de la cabeza y para lograr una imagen clara mediante la posición fija de los ojos sobre el objeto. El sistema vestibular realiza ajustes, para que los ojos giren en la misma dirección y en la dirección contraria del movimiento de la cabeza. Esto se da gracias a los núcleos vestibulares y al fascículo longitudinal medial que conducen la información hacia los núcleos oculomotores (III, IV y VI pares craneales) <sup>(26, 27, 67)</sup>.

Las alteraciones en el sistema visual como ocurre en el estrabismo y otras patologías pueden producir alteraciones en el balance induciendo a caídas en los sujetos <sup>(30)</sup>.

### Sistema somatosensorial

Está conformado por diversos receptores, denominados mecanorreceptores (cutáneos, articulares y musculares), nociceptores y termorreceptores. Los mecanorreceptores son los encargados de percibir las sensaciones generales de nuestro cuerpo., enviando información a la corteza cerebral y dando origen al sentido de cinestesia o propiocepción consciente<sup>(6,27)</sup> Entregan información del movimiento de los segmentos corporales con respecto a la superficie de apoyo <sup>(31)</sup>, permiten detectar el movimiento y posición de las articulaciones <sup>(32)</sup>, percibir la velocidad y fuerza del movimiento <sup>(33)</sup>, además de regular el tono muscular. Los receptores articulares de las primeras vértebras cervicales destacan por su importancia en la propiocepción de la nuca y regulación del equilibrio <sup>(26)</sup>. Estos estímulos propioceptivos interactúan entre sí para otorgar una alineación adecuada del cuerpo, detectar alguna alteración en el CP y



en definitiva son vitales para mantener una postura estable <sup>(34)</sup>. Los principales propioceptores son:

- **Corpúsculos de Ruffini:** Se encuentran principalmente en las capas superficiales de la cápsula articular. Presentan un umbral bajo al estrés mecánico y son de adaptación lenta a la deformación, por lo tanto, envían información sobre la posición estática de las articulaciones, la presión intraarticular, la amplitud y la velocidad de las rotaciones articulares <sup>(31,32)</sup>.
- **Corpúsculos de Paccini:** Están ubicados en las capas profundas de la cápsula articular. Poseen un umbral bajo al estrés mecánico, pero tienen la capacidad de adaptarse rápidamente, sobre todo a la aceleración y desaceleración. Son considerados como mecanorreceptores dinámicos <sup>(31,32)</sup>.
- **Órganos tendinosos de Golgi:** Están ubicados en la unión miotendinosa <sup>(32)</sup>. Son sensibles a la deformación mecánica, actúan como un sensor de emergencia informando a la médula sobre la presencia de fuerzas extremas que puedan dañar el complejo musculotendineo <sup>(33)</sup>. Además detectan la dirección del movimiento y la posición articular. Su estimulación genera relajación de la musculatura involucrada <sup>(31)</sup>.
- **Husos Neuromusculares:** Se encuentran dentro del músculo y tienen la capacidad de detectar cambios en la longitud y rapidez de la contracción de las fibras musculares <sup>(31)</sup>.
- **Receptores Cutáneos:** Receptores sensibles a la temperatura, dolor, presión y a daños potenciales <sup>(33)</sup>. La señal de estos receptores es relevante para la percepción del movimiento de articulaciones grandes y pequeñas y es decisiva para la coordinación de la fuerza prensil. Receptores cutáneos muy relevantes para lograr un buen balance, son los presoplantares, que entregan información de la carga de peso sobre los pies <sup>(26)</sup>.

Los receptores periféricos envían información aferente hacia los tres niveles de control motor: la médula espinal, el tronco cerebral y la corteza cerebral. Cada uno de

estos centros y las áreas asociadas, como el cerebelo y los ganglios basales, utilizan la información de distinto modo<sup>(31)</sup>. La integración y procesamiento de estos tres sistemas sensoriales no es muy conocida, ya que los modelos de estudio resultan demasiado complejos<sup>(30)</sup>.

## **b. Centros de integración**

Los centros de integración son aquellos que integran la información otorgada por las aferencias.

### Médula Espinal

Utiliza receptores propioceptivos de husos musculares y órganos tendinosos de Golgi, produciendo una amplia actividad integradora y de interregulación para que músculos individuales puedan participar del control del tono muscular. Se integra y procesa la información propioceptiva inconsciente para producir activación muscular a través de reflejos monosinápticos y de conexiones neurales polisinápticas. Se genera una respuesta de rápida acción y estereotipada<sup>(6, 29, 31)</sup>.

### Tronco cerebral

Coordina señales visuales, vestibulares, cutáneas, articulares y musculares para integrar la actividad en las diversas partes del cuerpo, adaptar el tono muscular y conseguir el equilibrio. El cerebelo y los ganglios basales permiten controlar, ajustar y anticipar acciones musculo-esqueléticas. El Cerebelo es el encargado de la coordinación de la actividad motora. Compara el movimiento deseado v/s el realizado<sup>(29, 35)</sup> y los ganglios basales son los encargados de la planificación del movimiento voluntario<sup>(36)</sup>. Su respuesta es automática, pero no tan estereotipada como a nivel espinal<sup>(31)</sup>.

### Corteza Cerebral

Es el nivel más alto de control motor. Procesa la información propioceptiva para proveer conciencia de la posición y del movimiento articular Encargado de la

programación cognitiva, se basa en la repetición y almacenamiento de comandos adquiridos que lideran ajustes voluntarios <sup>(6)</sup>.

Estos niveles se combinan para producir una respuesta muscular apropiada y generar el control de la postura <sup>(6)</sup>

### **c. Referencias**

#### Sistema músculo esquelético

El sistema músculo esquelético tiene un rol fundamental en los movimientos voluntarios y en el mantenimiento de la postura. Es controlado por el sistema nervioso y permite que se produzcan movimientos coordinados y más complejos como la locomoción <sup>(37, 38)</sup>. Las fibras del músculo estriado están divididas en fibras tipo I y II. Estas últimas se subdividen en IIa y IIb. <sup>(39)</sup> Cada tipo de fibra cumple una función diferente y es así como las fibras tipo I (rojas o lentas) son las encargadas de realizar movimientos finos y mantener la postura <sup>(37, 40)</sup>.

### **1.3 Ajustes Posturales**

Para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación se requiere de un importante trabajo en los músculos antigravitatorios (glúteo mayor, cuádriceps y tríceps sural) y de una adecuada regulación neuronal, que se explica a través de los denominados “ajustes posturales”. Estos ajustes activan determinadas sinergias, que son un conjunto de contracciones musculares coordinadas funcionalmente para mantener el balance <sup>(6, 15)</sup>. Se ha observado que la activación de patrones musculares se puede dividir en dos fases o tipos de ajustes:

#### **a. Ajustes anticipatorios (feedforward)**

Se desencadenan antes del movimiento voluntario (adaptación anticipada). Ocurren en una fase preparatoria, en la cual los músculos posturales anticipatorios se activan como preparación al movimiento primario para compensar los eventos desestabilizantes <sup>(5,6)</sup> que corresponden a cualquier evento que cause una pérdida del

balance ya sea por una fuerza externa o por un movimiento rápido iniciado por la persona <sup>(9)</sup> ya que cuando realizamos movimientos voluntarios, la distribución de las fuerzas y de la inercia amenazan el balance. Los ajustes anticipatorios implican cambios en la actividad de los músculos posturales asociados a una perturbación predecible y que actúan para proveer la máxima seguridad del componente postural ante una tarea, a través de la generación de fuerzas y momentos que se oponen a los efectos mecánicos de la perturbación esperada <sup>(5,6)</sup>. Son producidas gracias a experiencias previas, lo que implica que existen estrategias preprogramadas modificadas por la experiencia. Su efectividad mejora con la práctica <sup>(2, 4, 6, 41)</sup>

#### **b. Ajustes de reacción (feedback)**

Se desencadenan en respuesta a una desestabilización imprevista (compensatorias). Su función principal es restablecer la postura adecuada tras una perturbación externa. Son el resultado de la interacción del cuerpo con su entorno, que se adapta a las condiciones externas gracias a la información vestibular, visual y propioceptiva. Los músculos posturales se activan nuevamente después del movimiento primario como feedback para estabilizar el cuerpo en los siguientes movimientos. La secuencia de activación muscular para el movimiento, es específica para la tarea <sup>(6,41)</sup>.

Cuando una perturbación se repite y es predecible, la corrección se puede mejorar a través de un sistema de anticipación <sup>(6,41)</sup>.

### **1.4 Estrategias Posturales**

Para poder restablecer la postura, y mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación, los ajustes posturales necesitan de las estrategias posturales. Estrategia se define como una cadena cinemática de ajustes posturales para conseguir un objetivo fijado. El cuerpo desarrolla diferentes estrategias para la adaptación ante perturbaciones externas <sup>(6,8)</sup>.

**a. Estrategia de Tobillo de Nashner**

Ocurre cuando existe oscilación de todos los segmentos corporales alrededor de un eje horizontal que pasa por los tobillos. El individuo adopta en general, esta táctica, cuando sus pies están apoyados en un plano duro, se puede utilizar el brazo de palanca del conjunto del pie situando su eje de rotación a nivel de las articulaciones tibiotarsianas y sus puntos de aplicación de las fuerzas posteriores a nivel de la tuberosidad calcánea, por delante de la zona subcapital. El individuo se comporta como un péndulo invertido, oscilando alrededor del eje de las articulaciones tibiotarsianas y en menor grado, alrededor del eje de las articulaciones subastragalinas. Como ya se mencionó, la vertical cae siempre por delante del eje de los tobillos, el peso del cuerpo crea un par mecánico alrededor de este eje, que tiende a hacer caer al individuo hacia delante. Los músculos posteriores de las piernas ejercen un par mecánico igual y de sentido contrario que impide esta caída. Estos músculos son los primeros en responder ante una perturbación del equilibrio (6,8,12).

**b. Estrategia de Cadera de Nashner**

Ocurre cuando se mueve en bloque la parte superior del cuerpo articulado alrededor de la cadera. El individuo adopta esta estrategia, si los pies se apoyan con su arco plantar sobre una superficie transversal pequeña o estrecha, que impida utilizar la estrategia de tobillo. Se moviliza la pelvis para mantener la vertical de gravedad dentro de los límites de este estrecho polígono de sustentación. En este caso los músculos glúteos son los primeros en activarse (6, 8,12).

**c. Estrategia del Paso**

Estrategia utilizada cuando la perturbación es aún mayor y tan intensa que puede hacer que el sujeto pierda la estabilidad. Cuando esto ocurre, el sujeto, aumenta su base de sustentación dando un paso, para que así el centro de gravedad siga estando dentro de la base y con esto se impida la caída (36).

Otras tácticas utilizadas son: bajar el centro de gravedad, aumentar el polígono de sustentación separando los pies y desplazar la repartición de la masa corporal separando los brazos<sup>(12)</sup>.

#### **d. Estrategias en Control Anteroposterior**

En bipedestación ante pequeñas perturbaciones actúa la estrategia de tobillo para controlar el péndulo invertido. En este caso se restaura el equilibrio desde distal a proximal. Si la perturbación es mayor y los flexores dorsales y plantares de tobillo se vieran sobrepasados, pasaría a actuar la estrategia de cadera que llevará a esta articulación a una flexión o a una extensión para desplazar el centro de masa hacia adelante o hacia atrás según sea el sentido de la perturbación. En este caso la secuencia de activación es de proximal a distal<sup>(2, 3, 6)</sup>. Sin embargo también existe la posibilidad de realizar estas estrategias de manera combinada o también anular la estrategia de tobillo si estamos de pie sobre una superficie pequeña como sería el caso de una viga, donde al recibir la perturbación, el cuerpo recurriría de manera inmediata a usar la estrategia de cadera<sup>(3,30)</sup>. Cuando la perturbación es desde atrás hacia adelante, los primeros músculos en activarse son los gastrocnemios, luego los isquiotibiales y finalmente los paravertebrales. Los gastrocnemios producen una flexión plantar que devuelve al cuerpo a la posición normal, mientras que los isquiotibiales y los paravertebrales mantienen, tanto a la cadera como a la rodilla, en posición extendida, de lo contrario el tronco caería en masa sobre las extremidades inferiores. Cuando la perturbación es de adelante hacia atrás se activarán en primer lugar los tibiales anteriores, luego los cuádriceps y finalmente los abdominales. La estrategia de tobillo requiere tener un rango de movimiento adecuado y una buena flexibilidad de la musculatura que interviene en esta articulación. Cuando la perturbación es mayor y más rápida, la encargada es la estrategia de cadera. Primero se activarán los abdominales y finalmente los cuádriceps. Cuando la perturbación es hacia atrás actuarán primero los paravertebrales y después los isquiotibiales<sup>(2,3)</sup>. Cuando el centro de gravedad se desplaza fuera del límite de estabilidad, las estrategias de tobillo y cadera son incapaces de mantener el equilibrio ante una perturbación, por lo tanto se utiliza la estrategia del paso para recuperar el equilibrio. Esto va a establecer nuevos

límites de estabilidad <sup>(3,8)</sup>. La selección de las estrategias a utilizar va a estar influenciada por la experiencia previa así como por el feedback <sup>(3)</sup>. Con el envejecimiento la secuencia normal pasa a ser próximo-distal ya que se utiliza en primera instancia la táctica de cadera. Una situación inestable requiere de mayor activación muscular y de diferentes estrategias neurales <sup>(3,8,12,15)</sup>.

#### **e. Estrategias en Control Mediolateral**

En sentido ML la cadera cumple un rol fundamental. Las sinergias musculares se generan de proximal a distal, al igual que las desviaciones AP. Las desviaciones ML generan un movimiento lateral de la pelvis que requiere una aducción de una pierna generado por el grupo muscular aductor y abducción de la otra mediante el glúteo medio y tensor de la fascia lata <sup>(6)</sup>.

### **1.5 Actividad Muscular sobre plataforma Inestable**

Las estrategias de tobillos, cadera y el paso, son descritas cuando el sujeto se encuentra en una superficie estable, pero cuando ésta cambia, y es inestable, existen variaciones en la activación muscular. Los estudios sobre plataformas, permiten entender la adaptación de la postura frente a distintas condiciones <sup>(2,6)</sup>.

Al inclinar la plataforma hacia arriba (dorsiflexión de tobillo) se elongan los gastrocnemios y se produce una respuesta combinada de latencia corta. Esta inclinación de la plataforma produce un desplazamiento del COM hacia atrás, con la consiguiente activación de la musculatura anterior de pierna (tibial anterior, recto femoral) para evitar la pérdida del equilibrio. Cuando la plataforma realiza una inclinación hacia abajo (flexión plantar de tobillo), se produce un estiramiento del músculo tibial anterior y un desplazamiento anterior del centro de masa con la consiguiente activación de la musculatura posterior de pierna <sup>(2,6)</sup>.

Por otro lado, cuando ocurre una desestabilización en sentido mediolateral, se activa la musculatura de cadera, por lo que en una extremidad se activa la musculatura

abductora de cadera (glúteo medio y tensor de la fascia lata), mientras que en la otra se activa el grupo muscular aductor <sup>(6)</sup>.

## **1.6 Balance y Edad**

El análisis de los movimientos y la postura humana ha sido explorada desde los primeros años de vida para estudiar los efectos biomecánicos sobre las habilidades motoras y el desarrollo motor normal. Las respuestas del Sistema Nervioso Central, su desarrollo y cambios en relación al balance ocurren desde los primeros años de vida, llegando a su madurez, para luego ir declinando paulatinamente con la edad.

Las edades en las cuales el balance es más vulnerable son en personas muy jóvenes y en adultos mayores <sup>(41)</sup>.

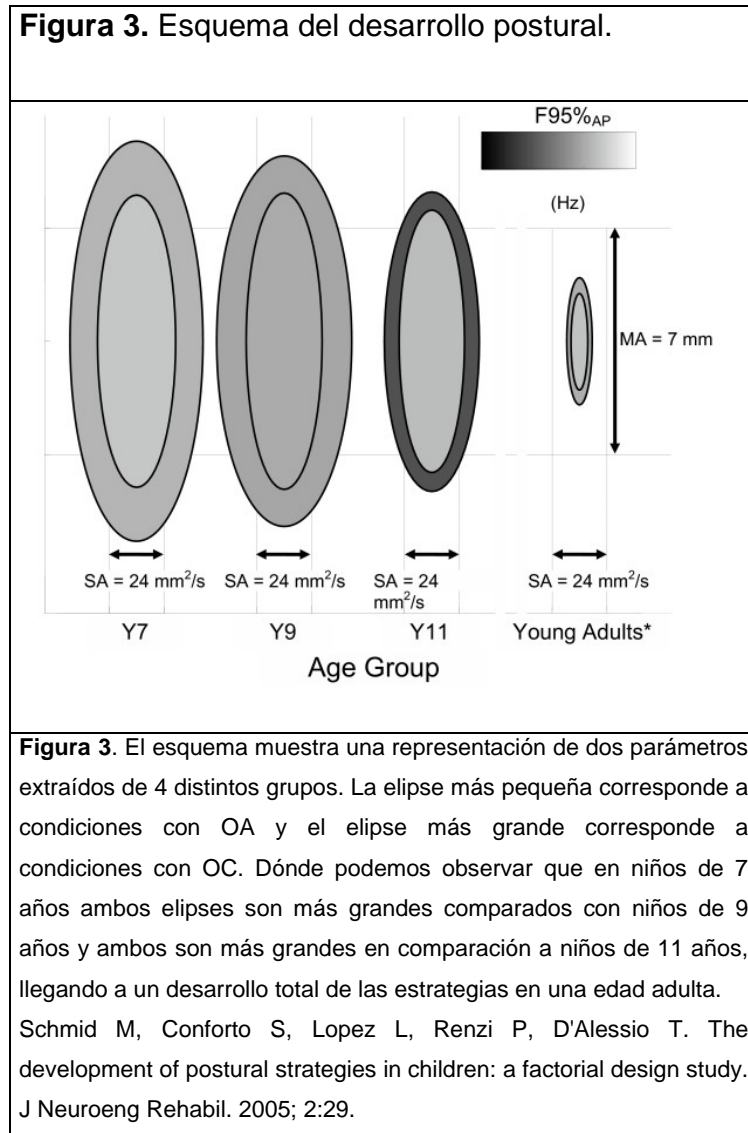
### **a. Niños**

El desarrollo de las características del balance asociadas a su aparición y refinamiento se ha investigado durante las últimas tres décadas <sup>(41)</sup>. En las reacciones automáticas de los adultos sanos, el estímulo propioceptivo de los tobillos normalmente precede a la información visual, en cambio, los niños que están aprendiendo a pararse dependen más de la visión que los adultos-jóvenes <sup>(9,41)</sup>.

Se ha observado que las distintas regiones de la corteza cerebral se mielinizan en etapas diferentes. Las áreas primarias sensoriales y motrices inician su proceso de mielinización antes que las áreas de asociación frontal y parietal; estas últimas solamente alcanzan un desarrollo completo hacia los 15 años. Se supone que este proceso de mielinización es paralelo al desarrollo cognoscitivo en el niño <sup>(42)</sup>. Las estrategias para mantener el control del balance no siguen una simple relación lineal con la edad, ocurriendo una transición importante entre los 6 y 8 años, que puede estar ligado a un claro aumento de los límites de estabilidad en posición bípeda en cuatro direcciones (adelante, atrás, derecha e izquierda) comparado a los niveles de un adulto, lo que se podría relacionar a una fina maduración de la coordinación muscular. Otra clara transición ocurre entre los 9 y 11 años, donde acontece una notoria



maduración en relación a la eficiencia de las estrategias, generando así menores ajustes para mantener el balance. Es por esto que probablemente la maduración en el control del balance no está totalmente completa hasta los 11 años (Figura 3) <sup>(41)</sup>.



### c. Adulto mayor

El mantenimiento del balance se vuelve más difícil en el adulto mayor, debido a cambios que conllevan a alteraciones propias de esta edad responsable en gran medida de las caídas en el adulto mayor. Esto se debe a la muerte de neuronas dopaminérgicas de los ganglios basales y la pérdida dendrítica en las células de Betz

de la corteza motora, que controlan la inervación de músculos proximales antigravitatorios, produciendo una disminución del control muscular. Lo descrito anteriormente, sumado a la aparición de rigidez músculo esquelética, alteraciones posturales propias de la edad (deformaciones en los pies, aumento de la cifosis dorsal), alteraciones visuales, auditivas y vestibulares, alteración de barorreceptores produciendo una reducción del flujo cerebral, alteración de los reflejos posturales, disminución de las sensaciones periféricas y la polifarmacia, llevan al sujeto a una potencial pérdida del balance, favoreciendo el riesgo de caída<sup>(42)</sup>. Como consecuencia, el adulto mayor adapta su postura frente a estos problemas de estabilidad postural, manteniendo una base de sustentación amplia, pasos cortos, descenso del centro de gravedad adoptando una postura en flexión, produciendo una menor excursión de la cadera y tobillo<sup>(43)</sup>.

## **1.7 Balance y Género**

Existen pocos estudios donde se compare el balance dinámico según género<sup>(24,44,45)</sup>. En sujetos sanos se ha comparado el balance estático y dinámico entre mujeres y hombres con test de estación unipodal con ojos abiertos y ojos cerrados, y también con una prueba de salto sobre plataforma que registra el centro de presión. Los resultados no son concluyentes ya que en algunas pruebas se observa mejor balance en mujeres, y en otras en hombres. En definitiva no se ha logrado establecer diferencias por género en el balance en sujetos sanos<sup>(44,45)</sup>. En cambio, en situación patológica, si se han observado diferencias por género, ya que mujeres con SDL severo presentan un balance más alterado que los hombres<sup>(24)</sup>.

## **1.8 Balance en Deportistas**

Para un deportista, la base de un buen gesto deportivo, está en la postura inicial. Si la postura inicial es buena, permitirá al deportista ejecutar movimientos fluidos y correctamente realizados. Es por esto que se debe tener en cuenta la postura del deportista, cómo organiza su cuerpo y cómo reacciona ante las fuerzas que actúan

sobre él, principalmente, la fuerza de gravedad. La importancia de realizar correctamente un gesto deportivo, está en la disminución del gasto energético, evitar caídas y principalmente prevenir lesiones <sup>(46)</sup>.

Todos los atletas de alto rendimiento necesitan un excelente balance, pero se observa que los diferentes deportes lo exigen de manera distinta; un futbolista debe mantener el balance mientras corre rápidamente para cambiar de dirección, saltar y caer, golpear la pelota y dar un pase, o tiene que mantener el balance mientras quita el balón a un jugador del equipo contrario. Este tipo de balance es distinto al de una bailarina, la cual debe mantener el balance sobre una extremidad, en cambios de velocidad y manteniendo posiciones específicas <sup>(47)</sup>.

Se ha sugerido que los deportistas por tener una constante participación en una especialidad determinada, exponiéndose permanentemente a pérdidas de la estabilidad, deben tener un constante entrenamiento del balance para obtener mayor habilidad en comparación con la población normal, para lograr un mejor rendimiento deportivo y para proteger al sistema músculo esquelético de posibles lesiones <sup>(10)</sup>. Se ha logrado demostrar la eficiencia de entrenamientos específicos en la mejoría del balance y en la disminución de lesiones <sup>(11,48-56)</sup>.

### **1.9 Entrenabilidad del balance en deportistas.**

Se ha demostrado que futbolistas jóvenes son capaces de mejorar su balance dinámico sometiéndose a una pauta de entrenamiento específico <sup>(48)</sup> y que además mejora las evaluaciones funcionales que se traducen en mejoría del rendimiento deportivo <sup>(11)</sup>. Se ha observado en adolescentes sanos, que las habilidades del balance estático y dinámico son entrenables con ejercicios que se pueden realizar en el propio hogar y que el riesgo de lesiones de tobillos y rodillas disminuye significativamente al realizar deporte <sup>(11)</sup>. Otros estudios señalan que el entrenamiento del balance disminuye lesiones, tanto en deportistas lesionados como en deportistas sanos <sup>(49-56)</sup>.

Los programas de entrenamiento incluyen ejercicios simples y luego más complejos, realizando progresiones que pueden comprender desde balance monopodal

con OA a monopodal con OC sobre superficie estable, para luego progresar a superficies inestables y realizando otras actividades como lanzar un balón. Aquellos programas de entrenamiento que enfatizan en estabilización dinámica, con diferentes tipos de perturbaciones, cambios de dirección previstos e imprevistos, manteniendo el balance al aterrizar en el suelo después de un salto y en tareas de alcance dinámico, provocan mayores beneficios que los programas tradicionales <sup>(50-56)</sup>, sin embargo, si se realiza un entrenamiento enfocado sólo en el balance, sin realizar un entrenamiento integral para la actividad deportiva, su efecto es menos significativo <sup>(52)</sup> por lo que el entrenamiento integral con desarrollo de las habilidades de balance es lo que hoy se reconoce como la mejor herramienta para disminuir el riesgo de lesión <sup>(54-56)</sup>. Finalmente es muy importante destacar que la fatiga puede influir negativamente en la propiocepción de los deportistas y esta debe ser considerada en la planificación de la prevención de lesiones <sup>(57)</sup>.

### **1.10 Evaluación del Balance**

Existen diferentes métodos de medición del balance, tanto para el balance estático como dinámico. Entre ellos están los métodos clínicos, funcionales y pruebas con tecnología computarizada que en los últimos 30 años han permitido evaluar más objetiva y precisamente esta cualidad <sup>(8)</sup>.

#### **a. Valoración funcional del balance estático**

- **Test de Romberg (Anexo 1)**

El paciente debe estar en bipedestación, con los pies paralelos y juntos y debe mantenerse en ésta posición durante 20-30 segundos con los ojos cerrados y sin sujetarse. Se valora la desviación, rápida o lenta hacia los lados. Si el paciente pierde la estabilidad se considera como Romberg positivo <sup>(28)</sup>.

- **Test Sharpened Romberg (Anexo 2)**

Esta prueba es una variación del test de Romberg original. Esta prueba también evalúa el balance estático, sin embargo, lo evalúa con una base de sustentación más pequeña. La persona se ubica de pie y descalzo, colocando los pies en línea, con el dominante al frente, dejando en contacto la punta del pie con el talón del otro pie. Además se le pide a la persona que cruce sus brazos en el pecho. La prueba se hace una vez con ojos abiertos y luego con ojos cerrados <sup>(9)</sup>.

- **Test de estación unipodal (Anexo 3)**

La persona mantiene la postura sobre una pierna, mientras la otra se mantiene en flexión. El tiempo mínimo es de 5 segundos y de no lograrse se considera una persona con riesgo de sufrir caídas <sup>(58)</sup>.

**b. Valoración tecnológica del balance estático**

- **Clinical Test of Sensory Integration of Balance (CTSIB) (Anexo 4)**

Esta prueba fue creada para evaluar si las aferencias visuales, somatosensoriales y vestibulares, funcionan adecuadamente para mantener un buen control postural. Esta prueba valora el balance en diferentes condiciones sensoriales, siendo: tres visuales (ojos abiertos, ojos cerrados y alteración de la visión) y con dos superficies (piso y esponja). Además esta prueba se correlaciona con el Sensory Organization Test (SOT), que es más tecnológico y sensible en la detección de anormalidades <sup>(9)</sup>.

- **Postural Stress Test (PST) (Anexo 5)**

Esta prueba consta de un instrumento que genera alteraciones a una persona que está de pie. Fue diseñada para evaluar la capacidad de mantener el balance ante estímulos que la alteren. Mide la capacidad de la persona de soportar una serie de fuerzas desestabilizadoras a nivel de la cintura que desplacen el COM de la persona fuera del límite de estabilidad

del cuerpo. La cuantificación va de 0 a 9, donde 9 corresponde a buenas reacciones posturales y 0 representa una falta completa de reacciones, prediciendo así, personas con riesgo de padecer caídas. Esta prueba es bastante exacta y tiene buena confiabilidad <sup>(9,59)</sup>.

- **Posturografía u Oscilografía (Anexo 6)**

La posturografía mide físicamente la posición y dispersión del centro de presión que corresponde al promedio de todas las presiones sobre la superficie del área de contacto con el suelo. Permite el registro de las oscilaciones normales de la postura ortostática <sup>(12)</sup>.

- **AMTI (Anexo 7)**

Es una plataforma computarizada que también mide el balance estático y consiste en una superficie rígida que mide las desviaciones del COP y sus direcciones mediante el cálculo de la desviación del centro de las fuerzas verticales del sujeto durante un tiempo determinado. Una desventaja de esta plataforma es que mide limitados aspectos del balance <sup>(5,9)</sup>.

- **Balance Master (Anexo 8)**

Consiste en dos plataformas puestas una al lado de la otra con un transductor a lo largo de cada plataforma en sentido anteroposterior. El software de éste equipo le entrega al sujeto una retroalimentación visual acerca de la ubicación de su CG en una pantalla. Las plataformas van a medir las cargas de peso de cada pierna a medida que se desplaza el CG. Cuando en el monitor, los pesos de ambas piernas son iguales, significa que el sujeto está en el centro de la plataforma <sup>(63)</sup>.

**c. Valoración funcional del balance dinámico**

- **Star Excursion Balance Test (SEBT) (Anexo 9)**

Esta prueba registra balance dinámico monopodal, donde el pie de apoyo es el centro de una figura con ocho direcciones en forma de asterisco. Las

ocho direcciones son anterior, anteromedial, medial, posteromedial, posterior, posterolateral, lateral y anterolateral y se disponen a 45° desde el centro formando un asterisco. La otra pierna debe alcanzar la mayor distancia posible tocando suavemente el suelo en cada una de las direcciones señaladas <sup>(48)</sup>.

- **Test get up and go**

Valoración funcional del balance dinámico. Se ubica a la persona sentada en una silla, de la cual deberá levantarse y caminar 3 metros, dar la vuelta alrededor de un cono y volver a sentarse. Tiempos mayores a 20 segundos indican un mayor riesgo de caídas en ancianos <sup>(58)</sup>.

- **Escala funcional de Tinetti de equilibrio y marcha**

Esta prueba consta de 16 ítems, permitiendo valorar tanto el balance estático como el balance dinámico. La sección de balance estático está compuesta por 9 ítems y la sección de balance dinámico, que se mide en marcha, tiene 7 ítems. Sus resultados se separan en normal, adaptado y anormal <sup>(58)</sup>.

- **Escala funcional de Berg**

Esta escala evalúa tanto la fuerza, flexibilidad y balance, mediante 14 pruebas de movilidad con una puntuación para cada ítem que va de 0 a 4 puntos, pudiendo completar las 14 pruebas con un máximo de 56 puntos <sup>(9)</sup>.

- **BESTest**

Herramienta clínica utilizada en adultos mayores, que busca encontrar el origen del problema en el balance, para así orientar un mejor tratamiento. Ésta prueba consta de 36 artículos agrupados en 6 sistemas:

- 1) Apremios biomecánicos
- 2) Límites/verticalidad de la estabilidad
- 3) Ajustes posturales de anticipación

4) Respuestas posturales

5) Orientación sensorial

6) Estabilidad en paso

Cada uno de los 36 artículos tiene una puntuación que va de 0 a 3 puntos, siendo 0 el peor funcionamiento <sup>(60)</sup>.

- **Test de Alcance Funcional (TAF) (Anexo 10)**

La persona se ubica en bipedestación al lado de un muro con un brazo flexionado y se mide la distancia que alcanza con su mano hacia delante, sin mover sus pies. Cuando la distancia alcanzada es inferior a los 10 centímetros, se considera una persona con riesgo de caída <sup>(58)</sup>.

**d. Valoración tecnológica del balance dinámico**

La mayoría de los sistemas computarizados de evaluación del balance, fundamentalmente miden 4 aspectos <sup>(9)</sup>.

1. Balanceo Postural: Capacidad del individuo de mantener el COP lo menos disperso posible.
2. Simetría: Distribución del peso entre los pies.
3. Estabilidad Dinámica: Capacidad de mantener las fuerzas verticales en distintas posiciones y al realizar diversas tareas, manteniéndose estable.
4. Respuestas motoras automáticas ante perturbaciones externas.

- **Biodex Stability System (BSS) (Anexo 11)**

Este sistema evalúa el balance dinámico sobre una plataforma circular inestable, que se mide en sentido anteroposterior y mediolateral simultáneamente, es decir, es una plataforma multidireccional. Esta plataforma presenta 8 niveles de resistencia entregado por resistencias ubicadas bajo la plataforma, por lo tanto de esta forma mide los niveles de inclinación en los sentidos anteroposterior y mediolateral de forma



simultánea. Además este sistema tiene una pantalla que sirve de feedback visual <sup>(61,62)</sup>.

- **Kinesthetic Ability Trainer 2000 (KAT 2000) (Anexo 12)**

Sistema que evalúa el balance dinámico usando una plataforma con aire y un biofeedback. El grado de inestabilidad se controla mediante la cantidad de aire que se le entrega a la plataforma, estimulando así los propioceptores, mecanorreceptores y control muscular de las extremidades inferiores <sup>(9)</sup>.

- **Equitest (Anexo 13)**

También llamado posturógrafo dinámico, logra el diagnóstico del correcto funcionamiento de los múltiples componentes que contribuyen a mantener la postura humana y el balance. Valora la postura humana de acuerdo al modelo de los sistemas del control postural <sup>(9,64)</sup>.

### **1.11 Evaluación del balance en deportistas**

Muchas de las evaluaciones descritas son útiles para evaluar el balance en personas con algún tipo de discapacidad física y/o neurológica, incluso algunos test son útiles para discriminar el balance en sujetos sanos no deportistas, pero la mayoría de los instrumentos de evaluación no son capaces de discriminar acuciosamente dentro de la población sana deportista, lo que hace difícil medir diferencias entre dos grupos de atletas de alto rendimiento con buen balance <sup>(21,47)</sup>.

Actualmente se están usando las plataformas inestables llamadas “tilt boards” con el fin de desafiar aún más el balance. Las posiciones más comunes para medir el balance son posiciones bípedas tanto unipodal, como bipodal con OA y OC <sup>(47)</sup>.

Las plataformas de fuerza son otro tipo de instrumento que se usa con frecuencia para cuantificar en la actualidad el balance entre diferentes grupos de atletas sanos y entrenados, utilizando como parámetro el centro de presión <sup>(53)</sup>.

## **1.12 Columna Lumbar**

### **a. Anatomía**

La columna vertebral es una estructura que está conformada por treinta y tres vértebras articuladas entre sí y que se disponen en cinco regiones, siete cervicales, doce torácicas, cinco lumbares, cinco sacras y cuatro coccígeas. Representa un eje con características que proveen estabilidad y flexibilidad permitiendo el movimiento. Tiene entre otras funciones reforzar y dar estabilidad al tronco. Es por esto que cumple un rol importante en el mantenimiento de la postura, soporte del peso corporal, locomoción y protección de la médula espinal y de las raíces nerviosas <sup>(67)</sup>. Las vértebras delimitan dos pilares funcionales a lo largo de la columna. Un pilar anterior y un pilar posterior. El pilar anterior está constituido por los cuerpos vertebrales y los discos intervertebrales. El pilar posterior está constituido por la superposición de las articulaciones facetarias que están formadas por la apófisis articular inferior de una vértebra y la apófisis articular superior de la vértebra inmediatamente inferior <sup>(68)</sup>.

#### Vértebra Lumbar

Se caracteriza por su cuerpo vertebral macizo y con poderosas láminas. Son más gruesos y anchos que los de la región torácica y cervical. Su mayor tamaño les permite soportar una mayor cantidad de peso y una mejor transmisión de carga <sup>(67)</sup>. Tienen forma de riñón y los orificios vertebrales varían de ovalados a triangulares. La más grande de todas las vértebras lumbares es la quinta. La orientación de las facetas lumbares corresponde a 45° con respecto al plano frontal y a 90° con respecto al plano transversal, permitiendo movimientos de flexo-extensión e inclinación lateral y escaso rango de movimiento para la rotación <sup>(69)</sup>.

### Disco Intervertebral

Su función es favorecer la movilidad de cada segmento, además de soportar el peso del cuerpo y la acción de los músculos que lo rodean cuando entran en acción llegando a soportar el 80% de las cargas axiales en bipedestación. Para esto debe ser flexible, pero a la vez resistente <sup>(67,70)</sup>.

El disco intervertebral está conformado por el núcleo pulposo, anillo fibroso y la placa terminal vertebral. El núcleo pulposo se dispone directamente en el centro de todos los discos, exceptuando los de la zona lumbar, donde se posterioriza ligeramente. Es una masa gelatinosa de material mucoide muy hidrófilo. El 70% al 90% del núcleo es agua, el 65% corresponden a proteoglicanos y del 15% al 20% es colágeno tipo II, que brinda elasticidad. El contenido de éste es mayor en los discos cervicales y menor en los lumbares. El anillo fibroso está conformado en su mayoría por agua y colágeno tipo I (capaz de soportar tensiones) y proteoglicanos, cuya función consiste en mantener unidos los diferentes componentes del anillo. La placa terminal vertebral es una capa de cartílago que recubre la superficie del cuerpo vertebral, formando una cobertura superior e inferior del disco, actuando en la transición de las cargas de peso.

Dada la ausencia de vasos arteriales significativos en los discos intervertebrales, la vascularización se basa en tejido cartilaginoso que se nutre por difusión a partir de los vasos que lo rodean <sup>(67)</sup>. Los nutrientes deben difundir a través del anillo fibroso o de la placa terminal vertebral hasta alcanzar el núcleo pulposo.

Los discos intervertebrales están cubiertos por extensos plexos nerviosos en sus caras anterior, lateral y posterior. Estos se originan en troncos simpáticos, ramas comunicantes, nervios vertebrales y ramas ventrales emitiendo fibras nerviosas que penetran la parte exterior del anillo fibroso <sup>(67)</sup>. Se originan en el nervio sinovertebral y en el tronco nervioso simpático paravertebral. Esta inervación es tanto sensitiva como autónoma, actuando sobre la nocicepción, como la propiocepción y regulación vasculo-nerviosa respectivamente. Se han detectado fibras y terminaciones nerviosas hasta el tercio externo o la mitad del anillo fibroso lumbar <sup>(71)</sup> y se ha demostrado que existen

mecanorreceptores en dos o tres capas externas del disco y en los ligamentos longitudinales <sup>(72)</sup>.

Los órganos tendinosos de Golgi parecen ser los receptores propioceptivos más frecuentes, aunque también se han observado corpúsculos de Paccini y terminaciones nerviosas de Ruffini <sup>(67)</sup>. Se cree que los mecanorreceptores del disco pueden tener una gran influencia en la actividad muscular. Se ha demostrado que la estimulación eléctrica de los nervios del disco, desencadena una activación de los músculos Multifidos lumbares y Longísimo, lo que avala la posible influencia del disco vertebral sobre la musculatura de tronco <sup>(73)</sup>.

### Facetas Articulares Lumbares

La carilla articular de una vértebra superior junto con la inferior, generan una articulación sinovial, componente del segmento funcional móvil de la columna vertebral. Las facetas articulares lumbares están orientadas en la vertical, limitando la rotación y el desplazamiento anterior y sirven de guía para dirigir y limitar el movimiento. Controlan la dirección y la amplitud del movimiento dentro de márgenes de seguridad y protegen la vértebra frente a la torsión y cizalle. La regulación de fuerzas compresivas, de cizalle y de tensión aplicada a la columna está a cargo de una triada, compuesta por el disco y el par de facetas articulares de cada vértebra, por lo tanto, son los responsables de la cantidad y de la calidad de movimiento de la columna lumbar y por lo mismo son una fuente significativa de dolor lumbar local y referido.

Las facetas están inervadas a través de ramas mediales que nacen del ramo dorsal de cada raíz. Una de las ramas desciende alrededor de la apófisis superior y otra hacia la inferior, por lo tanto, cada articulación tiene una inervación dual, la cual se comparte con la cápsula articular, lo que explica algunos síndromes dolorosos <sup>(67)</sup>. La carga sobre las facetas es aproximadamente del 20% de la carga total en bipedestación y puede llegar a soportar hasta un 70% de la carga en situación de degeneración discal avanzada con pérdida importante de altura en el disco <sup>(70)</sup>.

## Musculatura Intrínseca de Columna

- **Paravertebrales monoarticulares**

Multífidos, intertransversos, interespinales y rotadores lumbares. Se encargan de la estabilización interna. Entre ellos destaca el multífido. Los multífidos mantienen la lordosis y aseguran el control segmentario vertebral, proporcionando información propioceptiva <sup>(67)</sup>. Hallazgos de Panjabi y Wilke <sup>(69,74)</sup> entre otros, sugieren que ante cualquier daño o disfunción de los multífidos, se afecta directamente la estabilidad lumbar.

- **Paravertebrales poliarticulares**

Erectores espinales largos. Equilibran las cargas externas y minimizan las fuerzas sobre la columna <sup>(75)</sup>.

- **Abdominales y Diafragma**

Facilitan la presión dentro de la cavidad abdominal otorgando estabilidad global. El diafragma se activa junto con el transverso e independientemente del ciclo ventilatorio <sup>(75)</sup>.

- **Transverso del abdomen**

Facilita la presión dentro de la fascia toracolumbar. La importancia del transverso ha sido demostrada por Hodges, el cual ha confirmado la actividad anticipatoria de éste músculo en todo movimiento de extremidades, actuando independientemente de los otros abdominales, otorgando estabilidad espinal y contribuyendo especialmente al CP <sup>(76-78)</sup>. Un retraso en su activación puede ser un factor contribuyente a la incapacidad para estabilizar la columna <sup>(67)</sup>.

## **b. Biomecánica de Columna Lumbar**

Para que una estructura mecánica soporte con seguridad una carga, el material del que se compone ha de ser capaz de soportar esa carga y la estructura debe ser estable en sí misma. Para esto se debe entender estabilidad como la capacidad de mantener y controlar los movimientos fisiológicos de la columna. De esta manera se realiza un movimiento de columna controlado y coordinado, con una respuesta muscular adecuada. Si hay alguna alteración de la estabilidad, frente a una perturbación no se podrá mantener el equilibrio, no se podrá retornar al estado de equilibrio o estado estable y su balanceo excederá una distancia establecida, es decir, su posición será inestable. En la columna lumbar, la musculatura, los ligamentos y otros tejidos juegan el papel de estabilizadores al acumular energía en respuesta a las perturbaciones. Si la columna es lo suficientemente estable, soportará las perturbaciones externas sin necesidad de un control anticipatorio.

La contracción de la musculatura lumbar aumenta la estabilidad de la columna a cambio de una mayor fuerza de compresión sobre la misma. Pequeños cambios en la fuerza y longitud de los músculos estabilizadores bastan para evitar el desequilibrio. Por ende, existe un amplio margen de seguridad en las actividades que requieren un gran esfuerzo muscular. Las actividades que más comprometen la estabilidad de columna se producen cuando los ligamentos se encuentran relajados y con menor activación muscular. La estabilidad de la columna lumbar también depende de la arquitectura muscular. Los músculos con mayor brazo de palanca son más efectivos en la estabilización de columna que los músculos de menor tamaño <sup>(67)</sup>.

La presión intraabdominal (PIA) juega un rol importante en la estabilidad lumbar y corresponde a la presión que se genera en la cavidad abdominal y que ejerce una fuerza hacia la región caudal sobre el suelo pélvico y hacia la región craneal sobre el diafragma. Esta fuerza somete a una carga en tensión a la columna, reduciendo las cargas compresivas sobre la misma. Un patrón de contracción global de la musculatura de tronco para lograr un aumento de la PIA, reforzaría la estabilidad de la columna, sin embargo, esto se realiza a expensas de un aumento de las fuerzas de compresión sobre la columna <sup>(79-82)</sup>. La Fascia toracolumbar también juega un rol en la estabilidad

de la columna lumbar. Ambas reducen el arco de movilidad del tronco e incrementan su rigidez, por lo tanto, tanto la fascia toracolumbar como la PIA, pueden aumentar de manera aislada o aditiva la estabilidad de la columna <sup>(83)</sup>.

Panjabi <sup>(69)</sup> propuso un modelo de lesión de la columna vertebral basado en la estabilidad. Identificó tres subsistemas: el sistema pasivo que consiste en las estructuras ligamentosas, vértebras, articulaciones facetarias y los discos intervertebrales; el subsistema activo constituido por los músculos y tendones que actúan sobre la columna vertebral; y el sistema neural que se compone de los nervios periféricos y del SNC que coordina y dirige los requerimientos de estabilidad de los otros dos subsistemas.

Existen dos sistemas musculares que actúan en el mantenimiento de la estabilidad de columna. Primero, el sistema muscular global que está compuesto por los músculos que generan fuerzas rotatorias sobre la columna vertebral. Estos músculos son el Recto abdominal, el Oblicuo externo y la porción torácica del músculo Iliocostal lumbar, que proporcionan estabilidad general de columna pero no ejercen ninguna influencia segmentaria sobre ésta. Segundo, el sistema muscular local compuesto por músculos que se insertan directamente en las vértebras lumbares. Este sistema es responsable de proporcionar estabilidad segmentaria y controla de manera directa los segmentos lumbares. Estos músculos son el Multifido, el Psoas mayor, el Cuadrado lumbar, la porción lumbar del Iliocostal Lumbar y Longísimo, el Transverso del abdomen y las fibras posteriores del Oblicuo interno <sup>(69,84)</sup>. Para asegurar la estabilidad dinámica de columna, deben producirse patrones coordinados de reclutamiento muscular entre los sistemas musculares globales y locales del tronco <sup>(85)</sup>.

La función estabilizadora de la musculatura de tronco es especialmente importante alrededor de la zona neutra, ya que tiene que actuar eficientemente para mantener las articulaciones vertebrales dentro de sus límites fisiológicos e impedir la inestabilidad <sup>(69,84)</sup>. La laxitud ligamentosa y articular derivada de cargas repetidas o por accidentes de la columna vertebral, que se pueden acompañar de debilidad muscular y degeneración discal espontánea o quirúrgica, pueden provocar movilidad excesiva del segmento vertebral, resultante de la pérdida del control sensorio-motor en la zona

neutra segmentaria. Este aumento de movilidad en la zona neutra puede provocar mayor daño vertebral y obliga a la musculatura de tronco a realizar un mayor esfuerzo para estabilizar la columna lumbar <sup>(69,84,91,92)</sup>. Frente a una disfunción del sistema muscular global, el sistema muscular local produce una sustitución compensatoria para adoptar una serie de estrategias para conseguir la estabilización, generando un aumento de la PIA <sup>(86)</sup>. Se demostró que la inestabilidad de columna podría producirse si el nivel de co-contracción muscular es bajo o el patrón de activación es erróneo <sup>(85)</sup>. Los cambios en el patrón de reclutamiento muscular también podrían ser una consecuencia de la inhibición o hiperactividad de algunos músculos producida por el dolor <sup>(75)</sup>. Existe un número infinito de posibles patrones de activación muscular que podrían satisfacer las condiciones de equilibrio, pero puede que no se consiga necesariamente un adecuado nivel de estabilidad en condiciones de disfunción. La hipertonicidad del psoas iliaco produce hiperlordosis lumbar aumentando la presión intradiscal y siendo esto una posible causa de dolor lumbar. La tensión permanente de los isquiotibiales, puede aumentar la probabilidad de aparición de hernias del disco y rectificación lumbar <sup>(87)</sup>.

Los mecanismos que involucra la función muscular estabilizadora son:

- **Reflejo ligamento-muscular**

Actúa al estimularse los mecanorreceptores presentes en ligamentos espinales, discos y cápsula articular. Una vez que recogen los cambios propioceptivos, kinestésicos, y nociceptivos, gatillan la activación de la musculatura estabilizadora articular requerida <sup>(88)</sup>.

- **El tono muscular**

Resultante del control gama-motoneurona y que es más eficiente en la musculatura profunda <sup>(75)</sup>.

- **La co-contracción**

Activación simultánea de agonistas y antagonistas, que permiten el control del equilibrio espinal y su estabilidad mecánica, lo que obliga un buen



reclutamiento y timing muscular. La coactivación es más requerida como componente estabilizador espinal, que de equilibrio postural y es creciente en la medida que se aumentan las fuerzas sobre el tronco <sup>(89)</sup>. En pacientes con SDL, el control de la estabilidad espinal otorgada por la co-contracción, es menor <sup>(90)</sup>.

- **Las contracciones musculares preprogramadas**

Contracción estabilizadora de tronco antes de mover los miembros <sup>(75)</sup>.

- **El control de la postura básica y el control de la postura ante situaciones perturbadoras <sup>(75)</sup>.**

### **1.13 Síndrome de Dolor Lumbar (SDL)**

La incidencia anual del SDL fluctúa entre el 5% y 20% y la prevalencia a lo largo de la vida es del 90% <sup>(93)</sup>. El SDL es la causa más frecuente de discapacidad en la población menor de 45 años y la segunda causa más frecuente de ausentismo laboral en los mayores de 55 años <sup>(94)</sup>.

El SDL es generalmente un síntoma transitorio, ya que alrededor del 80% de los pacientes retoman a su función habitual en aproximadamente dos semanas, por lo cual se considera que el SDLA tiene un curso evolutivo autolimitado, sin embargo, su riesgo de reincidencia a lo largo de la vida se calcula entre un 60% y 85% <sup>(95-97)</sup>. Entre el 30% y el 40% de los pacientes que sufren SDL no se recuperan de forma adecuada dentro de un tiempo de tres meses, desarrollando SDLC <sup>(98)</sup>, que es definido como aquel que persiste por más de tres meses <sup>(99)</sup>.

Para valorar el dolor lumbar se necesita un modelo biomecánico complementario que ayude a establecer un diagnóstico y un plan terapéutico definitivo. Este modelo puede tener como principio básico el complejo triarticular descrito por Kirkaldy-Willis <sup>(100)</sup>. El complejo triarticular abarca el disco intervertebral y sus articulaciones facetarias correspondientes. Se pueden distinguir tres fases fisiopatológicas diferentes,

resultantes de la lesión aguda o del traumatismo repetitivo y del envejecimiento normal de la columna lumbar. La fase 1 o de disfunción, es la más precoz. Corresponde a un trastorno leve que puede alterar la función de las articulaciones interapofisiarias y del disco intervertebral. La fase 2, de inestabilidad, se caracteriza por la degeneración progresiva debido a traumatismos repetitivos que producen laxitud de las cápsulas articulares y del anillo fibroso. La fase 3, de reestabilización, es la última etapa del proceso. La fibrosis de las articulaciones y de la cápsula, la pérdida de material discal y la formación de osteofitos devuelven estabilidad al segmento al reducir su movilidad.

La patología lumbar puede aparecer por distintos factores. Entre estos se encuentran:

- **Factor compresivo y edema**

La patología mecánica degenerativa de la columna puede afectar al nervio raquídeo o a sus raíces a varios niveles: cuerpo vertebral, disco intervertebral, canal radicular y agujero de conjunción. La afección nerviosa puede ser tanto compresiva como irritativa o inflamatoria, de tensión y estiramiento, que pueden afectar tanto a la fibra nerviosa como a su vascularización. El proceso inflamatorio conduce a la formación de edema, que aumenta a su vez la tensión entre las fibras nerviosas interfiriendo en su función. Si la raíz comprometida está cruzando el canal radicular, esto podría producir un síndrome compartimental, interfiriendo en la microcirculación aumentando el compromiso vascular. Si la inflamación no se trata, el proceso inflamatorio aumenta y se cronifica. El edema y la isquemia causan fibrosis perineural e intraneural. La lesión vascular, la fibrosis y la inflamación crónica juegan un papel importante y explicarían la existencia de dolor lumbar incluso cuando no hay un factor mecánico evidente. La presencia de edema puede dificultar la nutrición de la raíz durante un largo período e iniciar la formación de una cicatriz fibrótica intraneural. La compresión crónica conduce a desmielinización y fibrosis. A los tres meses, se observa una pérdida de fibras mielinizadas con disminución de la velocidad de conducción, se inicia la degeneración waleriana y fibrosis con formación de cortocircuitos en el

interior de la raíz entre fibras gruesas propioceptivas y fibras nociceptivas. A los seis, incluso doce meses, la degeneración waleriana y fibrosis son completas <sup>(101)</sup>.

- **Factor vascular**

Una lesión microvascular aumenta la permeabilidad capilar y se desarrolla edema. A falta de un buen drenaje linfático, el edema drena muy lentamente favoreciendo la fibrosis. Dichas alteraciones de la actividad fibrinolítica serían un marcador del daño vascular. Se sabe que en los fumadores existe mayor incidencia de dolor lumbar. El fumar se asocia a un defecto de la fibrinolisis. La alteración de la microcirculación radicular, incluso en ausencia de compresión extrínseca o inflamación puede causar lesión neural y dolor <sup>(101)</sup>.

- **Factor inmunitario**

La lesión inflamatoria puede ser una respuesta de autoinmunidad frente al material discal. El núcleo pulposo no tiene contacto con la circulación sistémica. Debido a que las proteínas del núcleo están aisladas, al ponerse en contacto con la circulación sistémica actúan como autoantígeno y desencadenan una reacción autoinmune. Este mecanismo podría producir sintomatología, sin la necesidad que exista una hernia. La respuesta de autoinmunidad es una de las causas de inflamación de la raíz y origen de dolor, aún en ausencia de una verdadera protrusión discal <sup>(101)</sup>.

- **Factor inflamatorio**

El disco lumbar es un tejido con actividad biológica. Se ha demostrado su capacidad inflamatoria independiente de mecanismos inmunológicos. Además se ha encontrado en pacientes operados de discopatías, altos niveles de fosfolipasa A, enzima que tiene un importante papel en el proceso inflamatorio, al regular la cascada del ácido araquidónico. Esta enzima puede iniciar o contribuir a generar dolor por acción sobre los nociceptores, ya sea por acción directa o contribuyendo a producir mediadores inflamatorios <sup>(101)</sup>.

- **Factor neural**

La compresión del ganglio de la raíz dorsal es un factor en el origen del dolor radicular. La compresión aguda del ganglio produce descargas repetidas, mientras que la compresión de un axón normal no la produce. El ganglio de la raíz dorsal es fácilmente atrapado entre el disco herniado y las facetas. Pequeños y repetidos movimientos de las articulaciones lo traumatizan de manera intermitente. Las neuronas sensitivas de primer orden reunidas en el ganglio de la raíz dorsal, pueden verse afectadas no sólo por fenómenos directos de compresión y vibración, sino también por el daño químico que suponen los fenómenos inflamatorios que ocurren a nivel de la raíz<sup>(101)</sup>.

- **Factor Muscular**

Los nociceptores musculares se localizan con mayor densidad en tendones, fascias y aponeurosis. Las lesiones musculares pueden inducir la liberación de sustancias sensibilizantes endógenas y productoras de dolor, tales como las quininas y prostaglandinas. Estas sustancias producen vasodilatación y pueden provocar edema local a altas concentraciones. El incremento de la presión intersticial puede comprimir venas, lo que genera congestión venosa e isquemia. La isquemia a su vez, constituye un poderoso factor promotor de la liberación de sustancias nociceptivas, como la bradicinina o la prostaglandina E2, que poseen un efecto sensibilizador sobre los nociceptores. Se cree que la isquemia es la responsable en el desarrollo y mantenimiento de puntos gatillo, mediante la inactivación de la bomba de calcio en el músculo, generando una contractura local que puede deteriorar la circulación local y producir edema<sup>(75)</sup>.

- **Factor Articular**

Los nociceptores de las articulaciones se localizan en la cápsula articular, ligamentos, hueso, periostio, bursas articulares y alrededor de los vasos sanguíneos, pero no en el cartílago articular. El estímulo del dolor en estadios

crónicos suele ser mecánico, ya que la anormal anatomía articular provoca un estrés sobre la cápsula, ligamentos y los tejidos periarticulares. Puede producirse cierta inflamación, que da lugar a la liberación de mediadores químicos<sup>(75)</sup>.

#### **1.14. Dolor Lumbar y Control Sensoriomotor**

Uno de los aspectos que pueden alterar la compleja y fina función muscular estabilizadora, es la presencia de dolor y sus consecuencias de hiperactivación e inhibición muscular. Las aferencias musculares quimiosensitivas despolarizadas por inflamación, isquemia o dolor pueden provocar mayor dolor, perturbando la propiocepción y el control motor a través de la alteración del sistema motor gama que es capaz de modificar la tensión muscular y perpetuar las aferencias dolorosas<sup>(102)</sup>. Se ha demostrado una disminución propioceptiva de los músculos espinales en pacientes con dolor lumbar y esto se debe posiblemente a la disminución de “inputs” de los husos musculares y a su deficiente integración central<sup>(103,104)</sup>.

Existen diferentes niveles de actividad electromiográfica (EMG) en un mismo músculo, ya que se ha observado hiperexcitabilidad EMG en el punto de activación de una banda tensa que tenía un modelo característico de dolor referido reproducible. Estos puntos de activación están asociados a inhibición de otros músculos asociados funcionalmente<sup>(75)</sup>. Por otra parte se ha determinado que las zonas de dolor muscular no demuestran mayor actividad contráctil electromiográfica y que el dolor, más inhibe que facilita la actividad voluntaria y refleja muscular local, para proteger la integridad del mismo músculo por lo que el aumento de tensión vía motoneurona gama, se ubicará en la musculatura vecina<sup>(75)</sup>. Fundamenta en parte esta aseveración, la evidencia ecográfica de la rápida atrofia muscular del multífido ipsilateral al dolor dentro de las primeras 24 horas y que incluso se mantiene después de haber pasado el cuadro doloroso<sup>(105,106)</sup>. Cabe agregar la evidencia contundente de alteración morfológica e histoquímica de multífidos y erectores espinales en pacientes con SDL, aunque no está claro si es por el daño axonal de los ramos dorsales del nervio espinal,

por desuso, isquemia o inhibición, sin embargo, existe fuerte evidencia de la relación entre una pobre recuperación funcional y recurrencia de dolor, con cambios estructurales de los multífidos <sup>(75)</sup>.

En pacientes con SDLC se encontró atrofia generalizada, aunque se observó un incremento relativo en el área de sección transversal sobre el lado sintomático. Otras investigaciones han demostrado la presencia de atrofia selectiva de las fibras tipo II y aumento de activación de las fibras tipo I en el erector espinal de pacientes con dolor e hipertrofia de fibras tipo I en el lado sintomático y atrofia bilateral de fibras tipo II <sup>(75)</sup>.

Complementariamente se ha encontrado evidencia de disminución de fuerza y resistencia extensora en estudios isométricos e isocinéticos y fatiga prematura, pesquisada con EMG, en la musculatura de los pacientes <sup>(75,107,108)</sup>.

El dolor crónico involucra otros elementos ya que la permanencia del dolor puede estar más allá de los agentes causantes <sup>(75)</sup>. Se postula que están involucrados cambios en el SNC y sistema nervioso periférico (SNP). Dentro de los cambios del SNP están la sensibilización de neuronas periféricas, la activación de nociceptores, la inervación colateral, el aumento del daño axonal, y la invasión de la raíz del ganglio dorsal por fibras post ganglionares simpáticas. Entre los cambios centrales están la hiperexcitabilidad de neuronas centrales, la reorganización de conexiones sinápticas en la médula espinal, la desinhibición de la actividad tónica inhibitoria descendente y la reorganización del mapa cortical somatotópico <sup>(75)</sup>. El dolor crónico genera nuevos modelos de movimiento, denominados modelos de dolor-motor, que intentan reducir el estímulo nocivo. Estos movimientos alterados, imponen esfuerzos excesivos sobre el sistema locomotor, haciéndolos antieconómicos y nocivos tanto para las articulaciones por excesiva tensión, como para los músculos que se fatigan prematuramente por descoordinación <sup>(109)</sup>. Se ha evidenciado que la reacción psicomotora es más lenta en pacientes crónicos <sup>(110)</sup>, como también los tiempos de reacción muscular abdominal y espinal <sup>(77,111)</sup>. Al dolor crónico se deben agregar además, alteraciones globales como depresión, alteración del sueño, fatiga central, y disminución de la capacidad física. Se teoriza que una disfunción del sistema límbico es fuente central de tensión neuromuscular y explica la asociación entre la sensibilidad generalizada del tejido

blando con alteración del sueño, depresión, ansiedad y temor. Esta condición afecta negativamente al sistema musculoesquelético, favoreciendo el desacondicionamiento físico y psicológico <sup>(75)</sup>.

### **1.15 Balance y SDL**

La alteración en el control muscular de tronco que ocurre en pacientes con SDL <sup>(75,76,78,89,90,103,104,111,112)</sup>, puede comprometer el control de los movimientos de cadera y tronco durante los ajustes posturales <sup>(75,76,78,112)</sup>. Por su parte, el tener mejor estabilidad postural, implica utilizar menos tiempo de reacción muscular ante un movimiento cualquiera y se ha observado que los sujetos con dolor lumbar tienen un retardo en la acción de la musculatura estabilizadora vertebral. La respuesta del transverso del abdomen está retardada, indicando un déficit en el control motor, lo que provoca una pérdida de estabilidad y por lo tanto, un aumento de la posibilidad de daño. Se ha constatado que ante un aumento en la complejidad de una tarea motora, la respuesta normal en la cual el tiempo de reacción del transverso se mantiene, mientras los otros abdominales y músculos primarios se retardan, se modifica, ya que el tiempo de reacción del transverso también se hace más lento. Estos hallazgos sugieren, que si bien, no se descarta una inhibición del comando motor descendente, lo más probable es que el cambio en el tiempo de reclutamiento del transverso se debe a cambios complejos en la organización de la postura y que compromete en definitiva, la estabilidad postural <sup>(76-78)</sup>.

Existe abundante literatura a partir de los años 90 sobre alteración en el balance y el empeoramiento de la estabilidad bípeda en sujetos con dolor lumbar. Guillamon, demostró que sujetos con SDL, en la medida que se recuperaron de su dolor, mejoraron su CP <sup>(12)</sup>. Byl y Sinnot, observaron que los pacientes con SDL tuvieron mayor balanceo que los sujetos sanos en diferentes situaciones de pie, especialmente en un pie y con ojos cerrados. Además observaron que el centro de presión en los enfermos se encontraba desplazado hacia atrás <sup>(22)</sup>. Este último fenómeno fue confirmado por Newcomer y se debería a que aquellos sujetos con dolor lumbar, tienen

mayor cantidad de mecanorreceptores y mayor sensibilidad en sus articulaciones facetarias, las que son predominantemente activadas en extensión, por lo que ubicarse en esta posición les permite tener un mejor control en su ya complicada postura <sup>(112)</sup>.

Las investigaciones mencionadas no se plantearon como propósito conocer si existen diferencias por género. Luoto decidió separar hombres de mujeres encontrando que la relación entre el balance y SDL sólo fue significativa en mujeres, donde las mujeres con severo dolor lumbar tuvieron peor control que aquellas con dolor moderado o que se encontraban sanas <sup>(24)</sup>. Posteriormente midió la estabilidad postural en uno y dos pies agregando perturbación externa, encontrando una fuerte correlación entre SDL severo y equilibrio monopodal, independiente del género. En apoyo bipodal encontró lo mismo que en su estudio anterior (sólo correlación en mujeres), dando como posibles causas la diferencia en fuerza muscular y estructura pélvica que se da entre ambos sexos <sup>(110)</sup>. Por su parte Mientjes, también estudió el balance en variadas situaciones de pie, encontrando también diferencias entre pacientes con SDL y sanos. El parámetro de desviación mediolateral mostró ser el más confiable y sensible, especialmente en situación de ojos cerrados y con leve inclinación hacia adelante <sup>(113)</sup>. Mok, observó que los pacientes con SDL, tienen dificultad para iniciar y controlar la estrategia de cadera, lo que indica un déficit del balance que probablemente se debe a una alteración en el control muscular y propioceptivo <sup>(25)</sup>.

La alteración del balance en el SDL, también sería sumatoria en el tiempo. Luoto sometió a un proceso de rehabilitación a sus pacientes y observó que aquellos que no mejoraron empeoraron su balance, lo que parece demostrar, que al prolongarse la enfermedad ocurre un mayor deterioro. La justificación planteada por el autor fue la disminución de fuerza, resistencia y movilidad en el tiempo, que favorece a su vez, la disminución en la coordinación y reclutamiento eficiente de la musculatura estabilizadora <sup>(110)</sup>.

Dado que es factible pensar que un mal balance puede predecir el SDL, Takala <sup>(114)</sup>, decidió estudiar trabajadores sanos y trabajadores con episodios previos de dolor lumbar durante dos años. La hipótesis planteada fue que a menor capacidad funcional existiría mayor riesgo de lesión. Registró amplitud y velocidad de movimiento en uno y



dos pies con ojos abiertos y cerrados. También evaluó el tiempo de recuperación del equilibrio luego de un movimiento de perturbación. En los sujetos sanos, aquellos que tuvieron poca movilidad y mal balance, presentaron problemas de dolor en el período de seguimiento, mientras que los sujetos con historia de dolor lumbar que mostraron bajo torque extensor, signos clínicos positivos y mal balance, tuvieron recidiva. De estos resultados se pudo concluir que el balance, puede predecir la aparición de dolor lumbar y un buen entrenamiento puede prevenir una recaída. El autor de este estudio sugirió como teoría, que el mayor movimiento pendular invertido en sujetos con pobre balance, provoca mayor desviación de la zona neutra articular, generando inestabilidad y mayores cargas sobre la columna lumbar. El mal control implica estar más alejado de la zona neutra, provocando microtraumas en los tejidos. Estos sujetos pueden estar más expuestos a accidentes laborales y su descoordinación puede además, ser motivo de desmotivación y/o dificultad para entrenar su sistema musculoesquelético <sup>(114)</sup>. Las alteraciones en el balance, el retraso en la respuesta de los reflejos de los músculos del tronco y las alteraciones propioceptivas de columna lumbar, pueden suponer factores predisponentes para el desarrollo de dolor lumbar, al interferir con las respuestas adecuadas a las cargas dinámicas e imposibilitar la obtención de una estabilidad adecuada <sup>(13)</sup>.

En esta misma línea de investigación, Leinonen, estudió pacientes con estenosis espinal y buscó relación entre alteración de percepción de movimiento, balance y potenciales evocados. Su investigación demostró que el balance parece depender más de la función motora que sensorial de las extremidades inferiores, ya que sujetos con potenciales sensitivos evocados no detectados, tuvieron buen balance, en cambio aquellos sujetos con conducción motora alterada tuvieron mal balance <sup>(23)</sup>. Posteriormente evaluó pacientes con HNP lumbar, antes y después de la cirugía y observó el comportamiento de la respuesta muscular a carga repentina, la habilidad de percibir la rotación lumbar y el CP. Se estudiaron un día antes de la cirugía y tres meses después. El CP se midió en apoyo bipodal y monopodal encontrando que los sujetos sanos tuvieron mejor percepción lumbar y mejor CP en ambos apoyos, siendo aún mayor la diferencia con ojos cerrados. Después de tres meses de la cirugía, mejoró la percepción y la respuesta a la carga pero no el CP, demostrando que la falla del

control motor es al menos parcialmente reversible ya que la propiocepción mejora con la disminución del dolor, pero aparentemente la compleja tarea de integración sensorial y motora que gobiernan el CP requiere más tiempo de recuperación. Debemos también considerar que la denervación que ocurre en multífidos y extremidades inferiores, frecuente de hallar en estos casos clínicos, puede demorar más de tres meses en recuperar <sup>(115)</sup>.

Si bien todos los estudios mencionados han aportado enormemente al conocimiento del balance en sujetos con SDL y a las características propias del SDL a través del comportamiento del CP en estos sujetos, las investigaciones se realizaron en bipedestación. Por esto Cholewicki <sup>(116)</sup> propuso la utilización del balance sedente como herramienta para evaluar las alteraciones del CP en el SDL sin involucrar los ajustes motores de las extremidades inferiores. Desde ahí, se han realizado algunas investigaciones que han demostrado la utilidad de su aplicación <sup>(13,117-120)</sup>. Radebold, <sup>(13)</sup> logró confirmar que los pacientes con SDL tienen peor rendimiento que los sujetos sanos. Esta diferencia se acentuó ante exigencias mayores. La respuesta motora fue más lenta para recuperar el equilibrio al aplicar una carga sorpresiva y la respuesta del balance demoró aún más, ante la ausencia del estímulo visual. Los sujetos con SDL tienen disminuido el balance por disminución de su capacidad propioceptiva en los tejidos de la columna y esto se acentúa cuando se encuentra con ojos cerrados y con exigencias mayores, ya que la velocidad de reacción es más lenta <sup>(13,120)</sup>. Si el balance está alterado, la estabilidad dinámica de la columna puede estar comprometida, quedando expuesta a una lesión o a agravar un problema preexistente <sup>(13,119)</sup>.

## 2. JUSTIFICACIÓN DEL TEMA Y OBJETIVOS

El balance definido por Winter <sup>(2)</sup> como la dinámica de la postura corporal para evitar la caída considerando las fuerzas inerciales que actúan sobre el cuerpo y las características inerciales de los segmentos corporales, es una cualidad física fundamental en la vida del ser humano y trascendente en el rendimiento deportivo. Se reconoce tanto el balance estático como dinámico en la intención del ser humano en permanecer estable ya sea quieto o desplazándose respectivamente. Ambos pueden verse alterados en diversas patologías <sup>(2-4,19-22)</sup> Por otra parte se ha logrado establecer la importancia del balance tanto en el rendimiento deportivo como en la prevención de lesiones <sup>(10,11,48-56)</sup> y si bien su importancia es actualmente reconocida en muchas áreas, todavía su desarrollo no logra en el deporte el mismo nivel de aplicación de otras cualidades como la fuerza o resistencia entre otras. El conocimiento sobre su evaluación y entrenamiento todavía está en pleno desarrollo y la dificultad en su valoración ha obligado el desarrollo de tecnología, aún de alto costo.

En la evaluación del balance, tanto estático como dinámico, se utilizan pruebas clínicas, funcionales y tecnológicas <sup>(9)</sup>. Las pruebas son numerosas debido a que el balance involucra muchos aspectos morfofuncionales. Las diversas evaluaciones miden con mayor o menor énfasis, diferentes elementos involucrados en el balance, tales como, capacidad de desplazamiento, carga de peso, velocidad de respuesta, oscilación postural, capacidad de mantener estabilidad ante perturbaciones, etc.

La mayoría de las pruebas clínicas y funcionales como el Romberg, Scharpened Romberg, Postural Stress Test, Clinical Test of Sensory Integration of Balance, Get up and Go, Tinetti o Berg son de muy baja exigencia para sujetos activos o deportistas, logrando su mayor utilidad en sujetos con patología o ancianos <sup>(9)</sup>. La excepción en cuánto a la exigencia es el Start Excursión Balance <sup>(20)</sup> pero es una evaluación más dependiente de la fuerza de extremidad inferior que de la habilidad de reaccionar frente a un desafío al balance. Las evaluaciones tecnológicas (AccuSway Plus Force Platform, NeuroCom Equitest Series, Biodex Stabiliy System, el Kinesthetic Ability Trainer 2000 y el Balance Master) son de muy alto costo debido a la complejidad tecnológica necesaria para su implementación.

Mencionado lo anterior, es comprensible entender que no exista una manera única de medir el balance, que no se pueda establecer un solo método de medida, y menos intentar otorgar un valor universal para definir si un sujeto, tiene o no, un adecuado balance. Es por esto que se debe utilizar la manera más apropiada para evaluar el o los aspectos del balance que parezcan más útiles de acuerdo a la población estudiada.

Nos parecen atractivas las evaluaciones tecnológicas por su objetividad, independencia del evaluador y riqueza en la información, aunque reconocemos el alto costo y dificultad operativa que muchas ofrecen. Es por esto que nació la idea de desarrollar un equipo de medición del balance que tenga las cualidades de un equipo tecnológico que no tenga un costo tan elevado como los que se conocen en el mercado ni las dificultades operativas que dificulten su traslado. Otras características deseables son que presente una dificultad apropiada para diferentes poblaciones, especialmente la activa y deportista, que se pueda utilizar en diferentes posturas, ya sea bípedo o sedente, que pueda ser utilizado en la evaluación de diferentes condiciones patológicas especialmente del área traumatológica y asemejarse a instrumentos que utilizamos habitualmente en la rehabilitación y entrenamiento físico.

Es necesario destacar la inquietud del autor por estudiar el balance sedente y su aplicación en el Síndrome de Dolor Lumbar Crónico (SDLC) debido a su especialidad profesional, a la prevalencia del tema y a la utilidad demostrada de este tipo de evaluación en el conocimiento de esta patología (Cholewicki y cols, 2000, Radebold y cols 2001)

## **HIPÓTESIS**

El equipo de evaluación y entrenamiento del balance dinámico TOBtrainer es eficiente en detectar diferencias entre poblaciones en situación bípeda y sedente

## **HIPÓTESIS ALTERNA**

El equipo de evaluación y entrenamiento del balance dinámico TOBTrainer no es eficiente en detectar diferencias entre poblaciones en situación bípeda y sedente

## **OBJETIVO GENERAL**

Desarrollar un instrumento tecnológico denominado TOBTrainer que sea eficiente en la evaluación y entrenamiento del balance dinámico. Validarlo a través de su reproducibilidad, capacidad de detectar diferencias entre situación de ojos abiertos y cerrados, entre poblaciones sedentarias y deportistas y entre población sanas y con SDLC.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- 1 Determinar la confiabilidad intraobservador del instrumento de evaluación del balance dinámico "TOBtrainer".
- 2 Medir el balance dinámico bípedo anteroposterior y mediolateral en sujetos sanos no deportistas, para obtener valores de referencia en las modalidades ojos abiertos y ojos cerrados.
- 3 Observar si el TOBtrainer detecta diferencias significativas entre la situación del sujeto con ojos abiertos y ojos cerrados.
- 4 Medir el balance dinámico bípedo en población de deportistas, esquiadores y futbolistas, para obtener valores de referencia en situación ML y AP con OA y OC
- 5 Comparar en balance dinámico bípedo, sujetos sanos no deportistas y deportistas esquiadores y futbolistas.

- 6 Evaluar el balance sedente en sujetos sanos y obtener valores de referencia en situación ML y AP con OA y OC.
- 7 Evaluar el balance sedente en sujetos con Síndrome de dolor lumbar (SDL) para obtener valores de referencia en situación ML y AP con OA y OC.
- 8 Comparar el balance dinámico sedente entre sujetos sanos y con SDLC.
- 9 Observar si existen diferencias en el balance sedente entre sujetos con SDL de acuerdo al compromiso estructural.

### 3. MATERIAL Y MÉTODOS



### 3.1 Muestra

Para el estudio de reproducibilidad y capacidad de detectar diferencias entre dos situaciones de condición del balance, se utilizó una muestra no aleatoria por conveniencia. Se evaluó a un grupo de 46 sujetos voluntarios que debían cumplir con los criterios de inclusión y exclusión designados en el estudio y luego se reevaluaron 3 semanas después bajo las mismas condiciones. La muestra quedó finalmente constituida por 30 sujetos sanos no deportistas que cumplieron con las 2 mediciones, 21 mujeres y 9 hombres, con un rango de edad entre 18 y 26 años ( $21.9 \pm 3.2$  años).

#### Criterios de inclusión

- Sujetos sanos
- No realizar actividad física 3 o más veces por semana.
- Sujetos jóvenes con edades entre 18-30 años.
- Sujetos que no hubieran sido deportistas de alto rendimiento durante su desarrollo.

#### Criterios de exclusión

- Sujetos con lesión de extremidades inferiores o columna en los últimos 6 meses.
- Enfermedad del sistema nervioso central, vestibular o visual.
- Historia de TEC.
- Compromiso del estado general.
- Consumo de algún fármaco que altere el balance
- Consumo de alcohol o drogas veinticuatro horas previas a la evaluación.
- Realización de actividad física el mismo día de la evaluación.

Para el estudio de comparación del balance dinámico entre sujetos sanos no deportistas y deportistas se utilizó una muestra por conveniencia, no probabilística, de sujetos tipo (deportistas de alto rendimiento) elegida por apareamiento con respecto al número de sujetos y rango de edad del grupo sanos no deportista. El universo estuvo

conformado por un total de 194 deportistas chilenos entre 18 y 30 años; de estos, 51 futbolistas pertenecientes al Club Deportivo Colo Colo, 49 futbolistas al Club Deportivo Universidad Católica, 11 esquiadores alpinos de la Selección Nacional de Esquí de Chile, 53 esquiadores alpinos del Club Valle Nevado y 30 sujetos sanos no deportistas que participaron del estudio de reproducibilidad del instrumento TOBtrainer<sup>MR</sup>. La muestra quedó conformada por 30 esquiadores y 30 futbolistas varones que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión y que estuvieron dispuestos a hacerlo, más los 30 sujetos sanos no deportistas del estudio de confiabilidad. Cabe señalar que todos los sujetos deportistas que cumplieron con los criterios de inclusión aceptaron ser parte del estudio. Las características de edad y tamaño de los 3 grupos se muestran en la Tabla 1.

<b>Tabla 1. Tamaño y promedio de edad de los grupos que forman parte del estudio.</b>		
	<b>Edad (X±DE)</b>	<b>N</b>
<b>No Deportistas</b>	21,9 ± 2,23	30
<b>Futbolistas</b>	18,6 ± 2,01	30
<b>Esquiadores</b>	22,3 ± 4,43	30

#### Criterios de Inclusión para los deportistas

- Edad entre 18 y 30 años.
- Debe entrenar al menos 4 veces por semana.
- Debe practicar solamente fútbol o esquí alpino.

#### Criterios de Exclusión para los deportistas

- Lesión muscular de extremidad inferior en los últimos 3 meses.
- Lesión ligamentosa de extremidad inferior en los últimos 6 meses.
- SDL en los últimos 6 meses.
- Alteraciones en el SNC, sistema vestibular o sistema visual.

- Historia de TEC.
- Compromiso del estado general.
- Uso de medicamentos que alteren el balance.
- Consumo de alcohol o drogas veinticuatro horas previas a la evaluación.
- Realización de actividad física el mismo día de la evaluación.

Para el estudio de comparación del balance sedente entre sujetos sanos y sujetos con SDLC, el tipo de muestreo fue no aleatorio, por conveniencia. La muestra quedó conformada por 88 sujetos de ambos sexos, 44 sujetos sanos voluntarios y 44 sujetos con SDLC que ingresaron como pacientes a la unidad de columna del Centro Médico MEDS en Santiago de Chile. Ambas muestras con un rango de edad entre los 18 y 45 años (Tabla 2) y que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión. Los sujetos con SDLC además se clasificaron en tres categorías según las estructuras comprometidas, discógeno, facetario y triarticular basándose en el estudio imagenológico de RNM y diagnóstico médico.

**Tabla 2. Media de edad, talla, peso e IMC en Sujetos Sanos y con SDLC**

	<b>N</b>	<b>EDAD</b>	<b>TALLA</b>	<b>PESO</b>	<b>IMC</b>
<b>SANOS</b>	44	29	171	66	22,57
<b>SDLC</b>	44	36	172	71	23,99

Criterios de inclusión para el grupo de sujetos sanos

- Sujetos de ambos sexos con edades entre 18-45 años.
- No haber tenido episodios de SDL en últimos 5 años y no haber tenido nunca uno que dure más de 1 semana.
- No realizar deporte 3 o más veces a la semana.
- Sujetos con IMC menor a treinta.

### Criterios de inclusión para el grupo de sujetos con SDLC

- Sujetos de ambos sexos con edades entre 18-45 años.
- Presentar SDL de más de 3 meses de evolución.
- Sujetos con IMC menor a treinta.
- Sujetos sólo con dolor leve o moderado lumbar al momento de la evaluación (EVA no mayor a 5 y con movilidad global de tronco sin limitación por dolor).

### Criterios de exclusión para sujetos sanos y sujetos con SDLC

- Alteraciones en el SNC, sistema vestibular o sistema visual.
- Historia de TEC.
- Compromiso del estado general.
- Uso de medicamentos que alteren el balance
- Embarazo, en cualquier etapa de gestación
- Sujetos que presenten alteración de la sensibilidad cutánea principalmente en las extremidades inferiores que puedan alterar los resultados de la medición.
- Sujetos que consuman alcohol o drogas veinticuatro horas previas a la evaluación.
- Sujetos que hayan realizado actividad física el mismo día de la evaluación.

Los evaluadores realizaron a los sujetos, antes de la medición, una entrevista mediante una ficha de evaluación asignada y todos los sujetos firmaron un consentimiento informado para participar del estudio, de acuerdo con la Revisión de 2008 de la Declaración de Helsinki (Anexos 14 - 18).

## **3.2 Material Utilizado**

### 1. Instrumento de evaluación del balance TOBTrainer

Equipo tecnológico de evaluación y entrenamiento del balance, denominado TOBtrainer<sup>MR</sup>, que ha sido desarrollado en Chile y patentado por la Universidad Pablo

de Olavide de Sevilla, España (Anexo 19). Está constituido por una plataforma de fibra de vidrio de 40 cm · 40 cm con un eje de movimiento que permite el movimiento mediolateral (ML) o anteroposterior (AP) de acuerdo con la posición del sujeto sobre la tabla. Tiene tres diferentes radios de curvatura (25 cm, 15 cm y 10 cm) para aumentar el grado de dificultad y permite una inclinación máxima de 12° por cada lado. El TOBtrainer<sup>MR</sup> (Anexo 20) posee un acelerómetro (ADXL105) con la posibilidad de ser conectado a dos diferentes microcontroladores, PIC16F877A o PIC16F876A. El primero toma 20 muestras por segundo, y tiene dos modalidades, de evaluación y de entrenamiento, y muestra los resultados directamente en la pantalla del dispositivo, puesto que se usa sin conexión a un computador (Figura 4). El segundo solo se usa para la modalidad de evaluación, toma 40 muestras por segundo y ha de estar conectado a un computador.



**Figura 4. TOBTrainer<sup>MR</sup> usado sin computador.**

El software del TOBtrainer<sup>MR</sup> (TOBT software) está basado en el programa Visual Basic y permite ejecutar diversas funciones entre las que destacan la realización del test a través de la pantalla del computador, establecer el tiempo de duración del test



### 3.3 Recolección de los datos

Para el estudio de validación del TOBTrainer a través de la reproducibilidad y capacidad de detectar diferencias entre dos situaciones de condición del balance, se realizaron dos evaluaciones con un intervalo de 3 semanas entre ambas mediciones. Todas las mediciones fueron llevadas a cabo por un mismo evaluador, en una habitación cerrada con buena iluminación y sin distracciones visuales ni auditivas. A los sujetos se les explicó la prueba antes de la evaluación, ya que necesita de su comprensión y cooperación. Se comunicó a los sujetos que debían permanecer en posición de bipedestación con las manos a los lados del cuerpo y que trataran de mantener la plataforma lo más estable posible. Para ello, tenían un feedback visual que consistía en una señal luminosa que permanecía en el centro de la pantalla cuando la plataforma se encontraba en un plano horizontal. Además se les solicitó que mantuvieran la ubicación de los pies (descalzos) en la misma posición durante toda la prueba y que realizaran la evaluación con su mejor disposición. No hubo ejercicios calisténicos antes de la evaluación.

La evaluación consistió en:

1. Explicación a los sujetos sobre características de la evaluación.
2. Medición de prueba de 10 segundos antes de cada modalidad (Figura 6).
3. Realización de las 3 mediciones de 20 segundos <sup>(63)</sup> para cada una en las siguientes posiciones de la tabla y situación del sujeto:
  - Mediolateral con los ojos abiertos (ML OA)
  - Mediolateral con los ojos cerrados (ML OC)
  - Anteroposterior con los ojos abiertos (AP OA)
  - Anteroposterior con los ojos cerrados (AP OC)
4. Además se les solicitó que descendieran de la tabla durante 20 segundos entre cada medición.
5. Pasadas tres semanas se sometió a los sujetos a la misma evaluación.

Para el análisis estadístico se consideraron estas mediciones como Primera (1ª) y Segunda (2ª) medida.

Para el estudio de comparación entre los sujetos sanos no deportistas, esquiadores y futbolistas, la evaluación de los deportistas se realizó bajo el mismo protocolo de evaluación.



**Figura 6. Sujeto realizando evaluación bípeda**

Para el estudio del balance sedente las mediciones se realizaron en la misma situación ambiental de las evaluaciones del balance bípodo, por el mismo evaluador, con el siguiente protocolo:

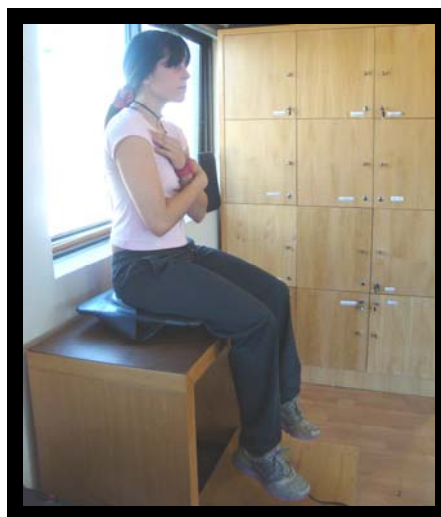
Se utilizó una mesa de un metro de altura, ochenta centímetros de ancho y sesenta centímetros de largo sobre la cual se colocó la plataforma del TOBTrainer. Se solicitó al sujeto sentarse sobre la plataforma lo más relajado posible con caderas y rodillas flexionadas en noventa grados, los pies colgando sin apoyo, espalda erguida, brazos cruzados delante del pecho y manos descansando sobre los hombros contrarios y que en esa postura trataran de mantener la plataforma lo más estable posible (Figura 7). Para ello, tenían un feedback visual que consistía en una señal luminosa que permanecía en el centro de la pantalla cuando la plataforma se encontraba en un plano



horizontal. Además se les solicitó que realizaran la prueba con su máxima cooperación. No hubo ejercicios calisténicos antes de la evaluación.

La evaluación del balance se realizó de la siguiente manera:

1. Se explicó a los sujetos las características de la prueba.
2. Se instaló al sujeto sobre la tabla, de acuerdo a su comodidad y facilidad para localizar el punto de equilibrio, en la posición ML.
3. Se realizó una medición de ensayo de 10 segundos con OA y OC en la posición ML.
4. Se realizó una medición de 20 segundos para las situaciones ML OA y ML OC.
5. Se le solicitó al sujeto que descienda de la tabla y se realizó un descanso en bipedestación de 20 segundos, antes de la siguiente medición.
6. Se instaló al sujeto sobre la tabla, de acuerdo a su comodidad y facilidad para localizar el punto de equilibrio en la posición AP.
7. Se realizó una medición de ensayo de 10 segundos con OA y OC en la posición AP.
8. Se realizó una medición de 20 segundos para las modalidades APOA y APOC.



**Figura 7. Sujeto realizando evaluación sedente**

Para el análisis de los datos de los 3 apartados que comprende esta tesis, se consideró la amplitud de las medias de desviación angular medida en grados. Se seleccionó la mejor de las 3 mediciones, que corresponde a la menor de las 3 amplitudes, en el caso de la evaluación del balance bípedo y la única medición realizada en el caso de la evaluación del balance sedente. Los datos fueron transferidos a una planilla de cálculo Excel para luego ser incorporados a los programas estadísticos utilizados.

### 3.4 Variables Medidas

- **Desviación angular MLOA:** Variable dependiente que corresponde a la capacidad del sujeto de mantenerse lo más estable posible en modalidad mediolateral ojos abiertos, sobre una plataforma con un eje de movimiento, sobre una base de un radio de curvatura de 15 centímetros y que permite una desviación angular de  $12^{\circ}$  a cada lado.
- **Desviación angular MLOC:** Variable dependiente que corresponde a la capacidad del sujeto de mantenerse lo más estable posible en modalidad mediolateral ojos cerrados, sobre una plataforma con un eje de movimiento, sobre una base de un radio de curvatura de 15 centímetros y que permite una desviación angular de  $12^{\circ}$  a cada lado.
- **Desviación angular APOA:** Variable dependiente que corresponde a la capacidad del sujeto de mantenerse lo más estable posible en modalidad anteroposterior ojos abiertos, sobre una plataforma con un eje de movimiento, sobre una base de un radio de curvatura de 15 centímetros y que permite una desviación angular de  $12^{\circ}$  a cada lado.
- **Desviación angular APOC:** Variable dependiente que corresponde a la capacidad del sujeto de mantenerse lo más estable posible en modalidad anteroposterior ojos cerrados, sobre una plataforma con un eje de movimiento,

sobre una base de un radio de curvatura de 15 centímetros y que permite una desviación angular de 12° a cada lado.

- **Práctica deportiva:** Variable independiente que corresponde a la condición del sujeto de practicar un deporte en el marco de un reglamento de juego, por lo menos 4 veces a la semana, que sigue un plan de entrenamiento específico de ese deporte y con el objetivo de alcanzar un rendimiento deportivo.
- **SDLC:** Variable independiente que corresponde a la condición de un sujeto de poseer un síndrome doloroso de columna lumbar con al menos 3 meses de duración
- **Discógeno:** Variable independiente que corresponde a la condición de un sujeto de poseer un síndrome doloroso de columna lumbar de origen en el disco intervertebral y que ha sido diagnosticado clínica e imagenológicamente por RNM.
- **Facetario:** Variable independiente que corresponde a la condición de un sujeto de poseer un síndrome doloroso de columna lumbar de origen en las articulaciones facetarias y que ha sido diagnosticado clínica e imagenológicamente por RNM.
- **Triarticular:** Variable independiente que corresponde a la condición de un sujeto de poseer un síndrome doloroso de columna lumbar de origen en las articulaciones facetarias y disco intervertebral y que ha sido diagnosticado clínica e imagenológicamente por RNM.

### 3.5 Tratamiento Estadístico

Para el estudio de validación del TOBTrainer a través de la reproducibilidad y capacidad de detectar diferencias entre dos situaciones de condición del balance, el análisis estadístico fue realizado con el programa SPSS para Windows, versión 13.0. Se calcularon las medias y desviaciones típicas de todas las variables medidas. Se

utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnoff para verificar la normalidad de las variables y como está condición fue siempre verificada, se usó la prueba t-Student para determinar diferencias significativas entre los valores medios obtenidos con los ojos cerrados y con los ojos abiertos. Para evaluar la repetibilidad test-retest se utilizó el coeficiente de correlación intraclase. Para observar diferencias por género, al ser grupos de diferente número y no demostrar distribución normal, se utilizó la comparación para prueba no pareada y no paramétrica de Mann Whitney y para analizar la influencia del IMC se utilizó la prueba de correlación de Spearman. El grado de significación fue en todos los casos 0,05.

Para el estudio de comparación del balance dinámico entre sujetos sanos no deportistas y deportistas se utilizó el programa Graphpad Prism 5.0 con el cual se establecieron los valores estadígrafos y se realizaron las pruebas estadísticas. Para seleccionar las pruebas, se evaluó previamente la normalidad de las variables con las pruebas Kolmogorov-Smirnov, D'Agostino y Pearson y Shapiro-Wilk. Se consideró como distribución normal cuando si y sólo si, en las 3 pruebas y para cada variable se comprobó normalidad. Para comparar los 3 grupos del estudio usamos ANOVA para muestras independientes paramétricas y la prueba Kruskal-Wallis para muestras no paramétricas, de acuerdo con la normalidad de las variables, con los post test de Bonferroni, para distribución normal y Dunns, para distribución no normal. De acuerdo a esto, en la modalidad MLOC se utilizó ANOVA y Bonferroni y en las modalidades MLOA, APOA y APOC se utilizó Kruskal-Wallis y Dunns. El alfa utilizado también fue de 0,05.

Para el estudio de comparación del balance sedente entre sujetos sanos y sujetos con SDLC, el programa utilizado fue el Graphpad Prism 5.0 con el cual se establecieron los valores estadígrafos y se realizaron las pruebas estadísticas. Para seleccionar las pruebas, se evaluó previamente la normalidad de las variables con las pruebas Kolmogorov-Smirnov, D'Agostino y Pearson y Shapiro-Wilk. Se consideró como distribución normal cuando si y sólo si, en las 3 pruebas y para cada variable se comprobó normalidad. Dado que no se pudo demostrar normalidad en la distribución de las variables se utilizaron pruebas no paramétricas: Mann-Whitney para comparar el

balance sedente entre sujetos sanos y sujetos con SDLC y la prueba de análisis de varianza de Kruskal-Wallis con su post test de Dunns para comparar entre sujetos con SDLC de acuerdo a origen discógeno, facetario o triarticular. El alfa utilizado en todos los casos fue de 0,05.

## INDICES DE CALIDAD



### Justificante de presentación electrónica de solicitud de modelo de utilidad

Este documento es un justificante de que se ha recibido una solicitud española de modelo de utilidad por vía electrónica, utilizando la conexión segura de la O.E.P.M. Asimismo, se le ha asignado de forma automática un número de solicitud y una fecha de recepción, conforme al artículo 14.3 del Reglamento para la ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes. La fecha de presentación de la solicitud de acuerdo con el art. 22 de la Ley de Patentes, le será comunicada posteriormente.

Número de solicitud: U201130537

Fecha de recepción: 17 mayo 2011, 13:49 (CEST)

Oficina receptora: OEPM Madrid

Su referencia: PT 0013/2011

Solicitante: UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE

Número de solicitantes: 1

País: ES

Título: EQUIPO DE EVALUACIÓN Y ENTRENAMIENTO DE DEPORTISTAS

Documentos enviados:

Descripcion-1.pdf (9 p.)

Reivindicaciones-1.pdf (1 p.)

Dibujos-1.pdf (2 p.)

OLF-ARCHIVE.zip

package-data.xml

es-request.xml

application-body.xml

es-fee-sheet.xml

feesheet.pdf

request.pdf

Enviados por: CN=ENTIDAD ABRIL ABOGADOS SL - CIF B82976309 – NOMBRE TEMIÑO CENICEROS IGNACIO – NIF 09331391S, OU=703015345, OU=FNMT Clase 2 CA,O=FNMT,C=ES

Fecha y hora de recepción: 17 mayo 2011, 13:49 (CEST)

Codificación del envío:

91:E9:46:CD:81:10:4D:E6:75:C9:7A:DF:00:30:47:67:B4:E7:93:DD



(1) MODALIDAD: **MODELO DE UTILIDAD**  
(2) TIPO DE SOLICITUD: PRIMERA PRESENTACIÓN  
(4) LUGAR DE PRESENTACIÓN: OEPM, Presentación Electrónica  
(6-1) SOLICITANTE 1:  
DENOMINACIÓN SOCIAL: UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE  
NACIONALIDAD: España  
CÓDIGO PAÍS: ES  
DNI/CIF/PASAPORTE: Q 9150016E  
DOMICILIO: Ctra. de Utrera, Km 1  
LOCALIDAD: SEVILLA  
PROVINCIA: 41 Sevilla  
CÓDIGO POSTAL: 41013  
PAÍS RESIDENCIA: España  
CÓDIGO PAÍS: ES  
TELÉFONO: 917020331  
FAX: 913083705  
MODO DE OBTENCIÓN DEL DERECHO: INVENCIÓN LABORAL:  
(7-1) INVENTOR 1:  
APELLIDOS: Berral de la Rosa  
NOMBRE: Francisco José  
NACIONALIDAD: España  
CÓDIGO PAÍS: ES  
DNI/PASAPORTE: 30441958D  
(7-2) INVENTOR 2:  
APELLIDOS: Oyarzo Mauricio  
NOMBRE: Claudio  
NACIONALIDAD: Chile  
CÓDIGO PAÍS: CL  
DNI/PASAPORTE: 98329188  
(8) TÍTULO DE LA INVENCIÓN: EQUIPO DE EVALUACIÓN Y ENTRENAMIENTO DE DEPORTISTAS  
(9) PETICIÓN DE INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA: NO  
(10) SOLICITA LA INCLUSIÓN EN EL PROCEDIMIENTO ACELERADO DE CONCESIÓN: NO  
(11) EFECTUADO DEPÓSITO DE MATERÍA BIOLÓGICA: NO  
(16) AGENTE/REPRESENTANTE:  
APELLIDOS: TEMIÑO CENICEROS  
NOMBRE: IGNACIO  
CÓDIGO DE AGENTE: 0959/8  
NACIONALIDAD: España

CÓDIGO PAÍS: ES  
DOMICILIO: C/ AMADOR DE LOS RIOS, 1-1º  
LOCALIDAD: MADRID  
PROVINCIA: 28 Madrid  
CÓDIGO POSTAL: 28010  
PAÍS RESIDENCIA: España  
CÓDIGO PAÍS: ES  
TELÉFONO: 917020331  
FAX: 913083705  
CORREO ELECTRÓNICO: [notificaciones@abrilabogados.com](mailto:notificaciones@abrilabogados.com)  
(17) RELACIÓN DE DOCUMENTOS QUE SE ACOMPAÑAN:  
DESCRIPCIÓN: N.º de páginas: 9  
REIVINDICACIONES: N.º de reivindicaciones: 5  
DIBUJOS: N.º de dibujos: 5  
RESUMEN  
ARCHIVO DE PRECONVERSION  
(20) FIRMA:  
FIRMA DEL SOLICITANTE O REPRESENTANTE: ENTIDAD ABRIL ABOGADOS SL –  
CIF B82976309 – NOMBRE TEMIÑO CENICEROS IGNACIO - NIF 09331391S  
FECHA DE FIRMA: 17 Mayo 2011



**MINISTERIO DE INDUSTRIA,  
TURISMO Y COMERCIO  
OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES  
Y MARCAS**

**BOLETÍN OFICIAL  
DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL  
TOMO II: INVENCIONES  
AÑO CXXV Núm. 3467  
29 DE JUNIO DE 2011**

**ISSN: 1889-1292  
NIPO: 703-11-002-9**

<b>2. MODELOS DE UTILIDAD.....</b>	<b>14428</b>
TRAMITACIÓN.....	14429
HASTA LA PUBLICACIÓN DE LA SOLICITUD (ART. 148.4 LP) .....	14429
DEFECTOS EN EL EXAMEN FORMAL, TÉCNICO Y DE MODALIDAD (ART 42.3 RP).....	14429
CONTINUACIÓN DE PROCEDIMIENTO Y PUBLICACIÓN DE LA SOLICITUD (ART. 148.4 LP)...	14430
DESDE LA PUBLICACIÓN DE LA SOLICITUD (ART. 148.4 LP).....	14461
RESOLUCIÓN MOTIVADA NEGATIVA (ART. 46.3 RP).....	14461

# 2. MODELOS DE UTILIDAD

29 DE JUNIO DE 2011

BOLETÍN OFICIAL DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL pgs. 14453 y 14454

CVE-BOPI-T2-20110629-00014453

11 **ES 1074917 U**

21 **U 201130537 (3)**

22 17-05-2011

51 **A63B 22/16** (2006.01)

54 **EQUIPO DE EVALUACIÓN Y ENTRENAMIENTO DE DEPORTISTAS**

71 UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE

74 IGNACIO TEMIÑO CENICEROS

57 1. Equipo de entrenamiento y evaluación de deportistas, que siendo del tipo de los destinados a permitir el entrenamiento y la evaluación del balance desarrollado por especialistas en actividades físicas y rehabilitación, se caracteriza porque está constituido a partir de una plataforma (1), que se dispone sobre una base (2), con una superficie irregular, en la que se definen, en función de la posición relativa entre base (2) y plataforma (1), radios de curvatura diferentes (3), que definen radios de balanceo para la plataforma (1), con la particularidad de que en el seno de la misma se dispone un acelerómetro, asociado a un sensor de inclinación, así como a un microprocesador, dotado de firmware de programación para control de dicho acelerómetro y consecuente basculación de la plataforma (1) en función de diferentes modos de funcionamiento, habiéndose previsto que dicho conjunto, de reducidas dimensiones y peso, se complementa con un puerto para conexión de un display (5), dotado de medios de señalización de los modos de funcionamiento así como de la posición real en función de la señal obtenida por el sensor de inclinación.

2. Equipo de entrenamiento y evaluación de deportistas, según reivindicación 1ª, caracterizado porque el display (5) está asociado a un trípode (6) plegable.

3. Equipo de entrenamiento y evaluación de deportistas, según reivindicación 1ª, caracterizado porque incorpora un puerto USB de conexión a un ordenador.

4. Equipo de entrenamiento y evaluación de deportistas, según reivindicación 1ª, caracterizado porque sobre la base (2) se definen tres radios de balanceo, de 10, 15 y 25 cm.

5. Equipo de entrenamiento y evaluación de deportistas, según reivindicación 1ª, caracterizado porque sobre display (5) se establecen dos alineaciones de diodos, una

primera alineación (7) de referencia y bajo ésta, una segunda alineación (8), en la que se representa el nivel de balance o posición en la que se encuentra la plataforma (1).

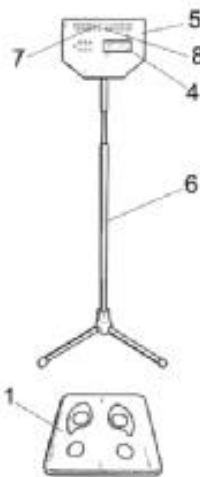


FIG. 1



FIG. 2

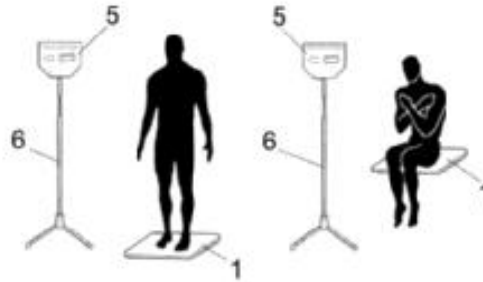


FIG. 3

FIG. 4

$D_i = 0$	$D_d = 0$
$M_0$	$V_0$ $A_1$ $T = 0$

$E_i = 0$	$E_d = 0$
$M_0$	$V_0$ $A_1$ $T = 0$

$E_i\%$	$E_d\%$
$M_0$	$V_0$ $A_1$ $T = 0$

FIG. 5

## Presentaciones en Congresos Científicos (Anexo 23)

XI CONGRESO ARGENTINA  
**SILACO // 2011** 12 AL 15 DE OCTUBRE  
BUENOS AIRES, ARGENTINA  
SHERATON BUENOS AIRES HOTEL  
& CONVENTION CENTER

Ir a Congreso

Tema Libre N° 40

### **Comparación del Balance Sedente entre Sujetos con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y Sujetos Sanos e Influencia del Origen y Magnitud del Compromiso Estructural**

*Oyarzo, C. ; Basualdo, D. ; Calvo, M.J. ; Ríos, N. ; Berral, F.J. ; Perez C, M.*

PAÍS: CHILE



-Otros índices de calidad: Anexos 21 y 22

## 4. RESULTADOS

#### 4.1 Reproducibilidad, Comparación OA-OC, Diferencia por género e IMC

Los resultados de la estimación de los estadígrafos descriptivos para cada una de las modalidades evaluadas, es decir, MLOA, MLOC, APOA y APOC, en los sujetos sanos no deportistas tanto de la primera como de la segunda medida, se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3. Valores de Promedio y Mediana de Desviación Angular en 1ª y 2ª Medición								
	MLOA1	MLOA2	MLOC1	MLOC2	APOA1	APOA2	APOC1	APOC2
<b>N</b>	30	30	30	30	30	30	30	30
<b>Media (°)</b>	2.81	2.81	9.31	9.17	2.67	2.58	8.80	8.52
<b>DS (°)</b>	0.74	0.84	1.60	1.39	0.94	0.77	1.49	1.45
<b>Mediana (°)</b>	2.71	2.55	9.17	9.04	2.74	2.66	8.25	8.21

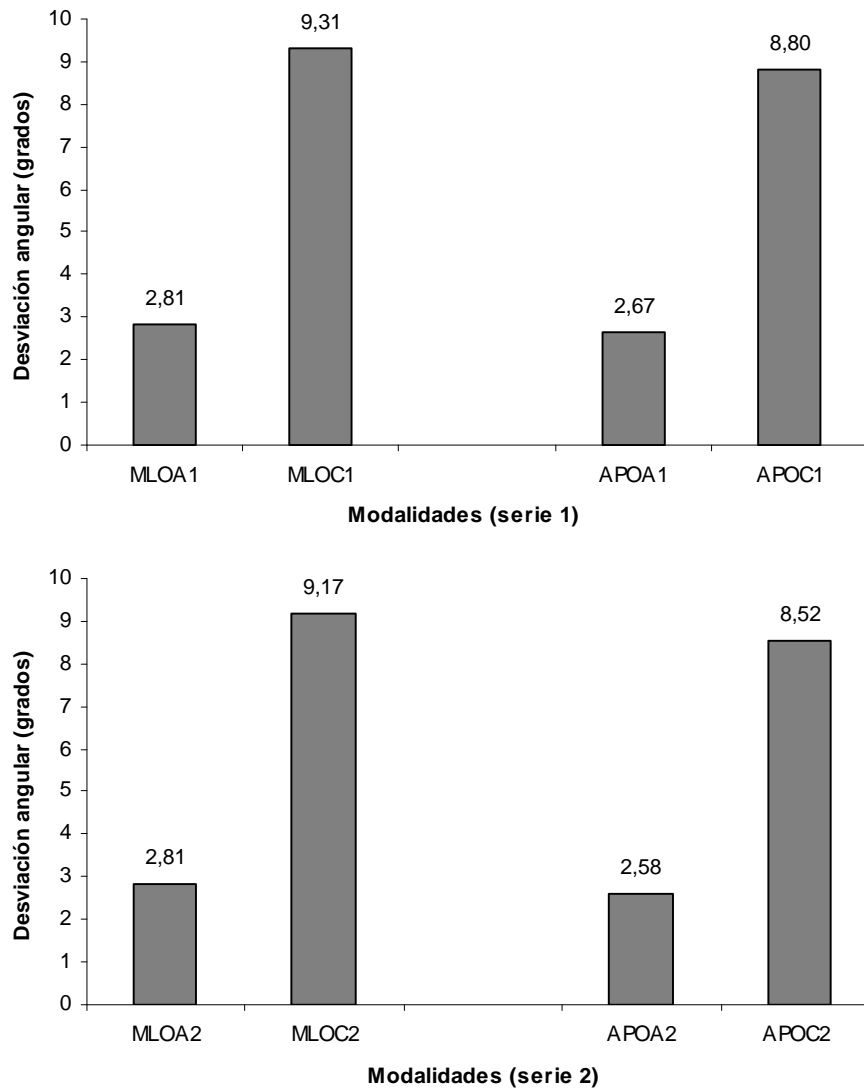
La Tabla 4 muestra los valores del ICC calculados para medir la repetibilidad test-retest entre la primera y segunda serie, para todas las variables medidas: MLOA, MLOC, APOA y APOC. Los valores del ICC fueron moderados ( $0.41 < \text{ICC} < 0.60$ ) para las modalidades con los ojos cerrados y muy buenos ( $0.81 < \text{ICC} < 1.00$ ) para las modalidades con ojos abiertos.

Tabla 4. Análisis de la repetibilidad test-retest

Variables	ICC	95% CI
<b>MLOA</b>	0.83	(0.68-0.92)
<b>MLOC</b>	0.56	(0.26-0.76)
<b>APOA</b>	0.82	(0.66-0.91)
<b>APOC</b>	0.74	(0.52-0.87)

ICC: Coeficiente de correlación intraclase; 95% IC: intervalo de confianza al 95%  
MLOA: mediolateral con ojos abiertos; MLOC: mediolateral con ojos cerrados  
APOA: anteroposterior con ojos abiertos; APOC: anteroposterior con ojos cerrados

Los resultados de la comparación entre la condición de OA con OC, se observa en el Gráfico 1.



**Gráfico 1. Medias de la desviación angular para cada modalidad: mediolateral con ojos abiertos (MLOA), mediolateral con ojos cerrados (MLOC), anteroposterior con ojos abiertos (APOA) y anteroposterior con ojos cerrados (APOC). Las diferencias entre ojos abiertos y ojos cerrados son significativas en ambos ejes y en la primera y segunda medida con  $p < 0.0001$ .**

En este gráfico 1 se observa que la diferencia de la desviación angular entre la condición de ojos abiertos versus ojos cerrados para las 4 modalidades de evaluación

fue altamente significativa lo que establece que el instrumento es muy eficiente para diferenciar el balance entre ambas condiciones.

Los resultados en las diferencias por género se muestran en la Tabla 5.

**Tabla 5. Comparación de Promedio de Desviación Angular entre Hombres (n=9) y Mujeres (n=21)**

	<b>Hombres</b>	<b>Mujeres</b>	<b>Mann-Whitney (p)</b>	<b>Signif.</b>
<b>MLOA1</b>	2.77 <sup>o</sup>	2.82 <sup>o</sup>	0.9099	NS
<b>MLOA2</b>	2.81 <sup>o</sup>	2.81 <sup>o</sup>	0.9819	NS
<b>MLOC1</b>	9.37 <sup>o</sup>	9.10 <sup>o</sup>	0.5563	NS
<b>MLOC2</b>	8.86 <sup>o</sup>	9.56 <sup>o</sup>	0.1894	NS
<b>APOA1</b>	2.65 <sup>o</sup>	2.71 <sup>o</sup>	0.7514	NS
<b>APOA2</b>	2.56 <sup>o</sup>	2.73 <sup>o</sup>	0.3535	NS
<b>APOC1</b>	8.76 <sup>o</sup>	8.78 <sup>o</sup>	1.0000	NS
<b>APOC2</b>	8.30 <sup>o</sup>	8.82 <sup>o</sup>	0.0738	NS

En esta Tabla 5 se observa que no existen diferencias en la desviación angular entre hombres y mujeres en todas las mediciones realizadas, es decir, para las 4 modalidades y en las 2 mediciones diferidas para cada modalidad.

Los resultados del análisis de correlación entre el rendimiento del balance y el Índice de Masa Corporal (IMC) aparecen en la Tabla 6.



**Tabla 6. Correlación entre Promedio de Desviación Angular e Índice de Masa Corporal (IMC)**

	<b>Spearman</b>	<b>Signific.</b>
<b>MLOA1 / IMC</b>	-0.02582	NS
<b>MLOA2 / IMC</b>	-0.06531	NS
<b>MLOC1 / IMC</b>	0.17600	NS
<b>MLOC2 / IMC</b>	0.12860	NS
<b>APOA1 / IMC</b>	0.31260	NS
<b>APOA2 / IMC</b>	0.26480	NS
<b>APOC1 / IMC</b>	0.05608	NS
<b>APOC2 / IMC</b>	0.22560	NS

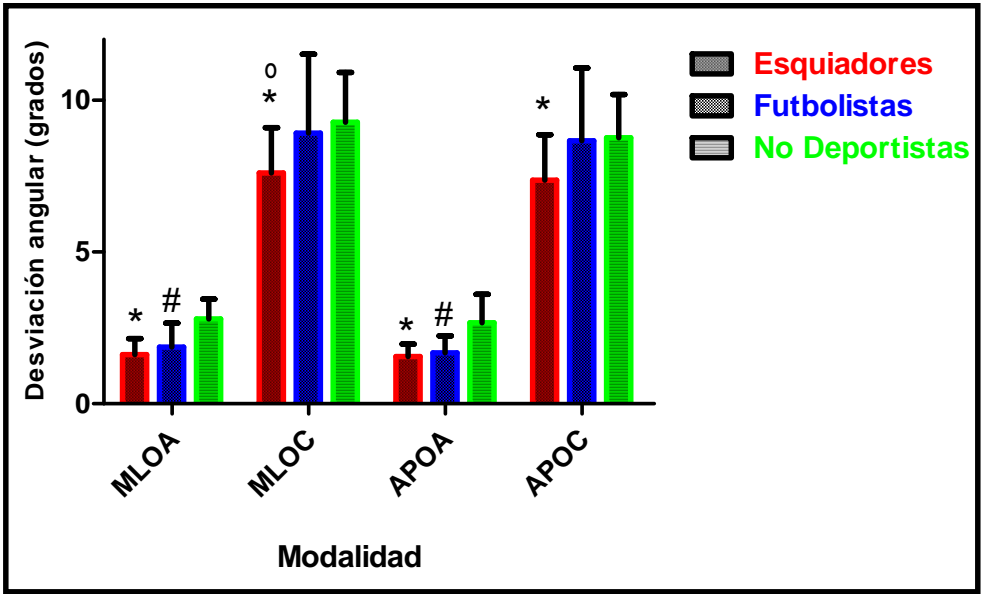
En esta Tabla 6 se evidencia que no existe correlación entre la medida de desviación angular obtenida y el IMC en cada una de las 4 modalidades y en las 2 mediciones diferidas para cada modalidad que se realizaron.

#### **4.2. Comparación del Balance Dinámico Bípedo entre Deportistas y no Deportistas**

Los resultados de las mediciones del balance en esquiadores, futbolistas y no deportistas se observan a continuación en la Tabla 7 y Gráfico 2.

Tabla 7. Promedios de Desviación Angular (DA) con Desvío Estándar en cada modalidad de evaluación en los 3 grupos.				
	Esquiadores	Futbolistas	No Deportistas	Significancia
MLOA	1,61 ± 0,54	1,87 ± 0,79	2,81 ± 0,74	* (p<0,0001)
				# (p<0,0001)
MLOC	7,61 ± 1,48	8,91 ± 2,60	9,31 ± 1,60	* (p<0,0001)
				° (p<0,0038)
APOA	1,56 ± 0,41	1,67 ± 0,56	2,67 ± 0,94	* (p<0,0001)
				# (p<0,0001)
APOC	7,37 ± 1,49	8,66 ± 2,39	8,80 ± 1,49	* (p<0,0043)

\* = Diferencia significativa entre esquiadores y no deportistas.  
# = Diferencia significativa entre futbolistas y no deportistas.  
° = Diferencias significativas entre esquiadores y futbolistas.



\* = Diferencia significativa entre esquiadores y no deportistas.  
# = Diferencia significativa entre futbolistas y no deportistas.  
° = Diferencias significativas entre esquiadores y futbolistas.

Gráfico 2. Comparación del promedio de la desviación angular en las 4 modalidades de evaluación entre esquiadores, futbolistas y no deportistas.

En la modalidad MLOA se observa que los esquiadores y futbolistas tienen menor desviación angular que los no deportistas. En ambos casos con una  $p < 0,0001$ . En la modalidad MLOC se observa que la desviación angular de los esquiadores es menor que la de los no deportistas ( $p < 0,0001$ ). Por su parte los futbolistas, si bien, logran menor desviación angular que los no deportistas, la diferencia no es significativa. Además se observa en esta modalidad que existe diferencia entre las especialidades deportivas ya que los esquiadores logran una menor desviación angular que los futbolistas ( $p = 0,0038$ ). En la modalidad APOA se observa que los esquiadores tienen menor desviación angular que los no deportistas ( $p < 0,0001$ ) al igual que los futbolistas comparados con los no deportistas ( $p < 0,0001$ ). Finalmente, en la modalidad APOC nuevamente los esquiadores obtienen menor desviación angular que los no deportistas ( $p = 0,0043$ ), en cambio los futbolistas, al igual que en MLOC, no logran diferencias significativas comparados con los no deportistas.

#### **4.3 Comparación del Balance Sedente entre sujetos sanos y con SDLC.**

Los resultados de las mediciones de desviación angular de los sujetos sanos y sujetos con SDLC se observan en la Tabla 8.

Tabla 8. Promedios de Desviación Angular con Desvío Estándar en Sujetos Sanos y con SDLC en 4 Modalidades.			
	Sujetos Sanos (n=44)	Sujetos SDLC (n=44)	Significancia
<b>MLOA</b>	0.65 ± 0.26	1.02 ± 0.51	p 0.0003
<b>MLOC</b>	1.59 ± 0.80	3.50 ± 2.21	p<0.0001
<b>APOA</b>	0.88 ± 0.38	1.25 ± 0.54	p<0.0001
<b>APOC</b>	2.01 ± 1.27	3.02 ± 1.61	p<0.0001

La comparación entre ambos grupos se observa en el Gráfico 3

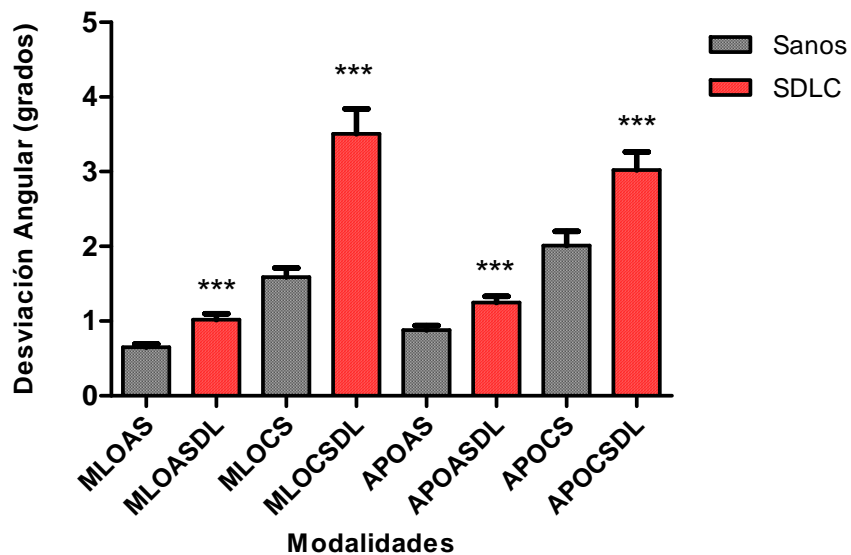
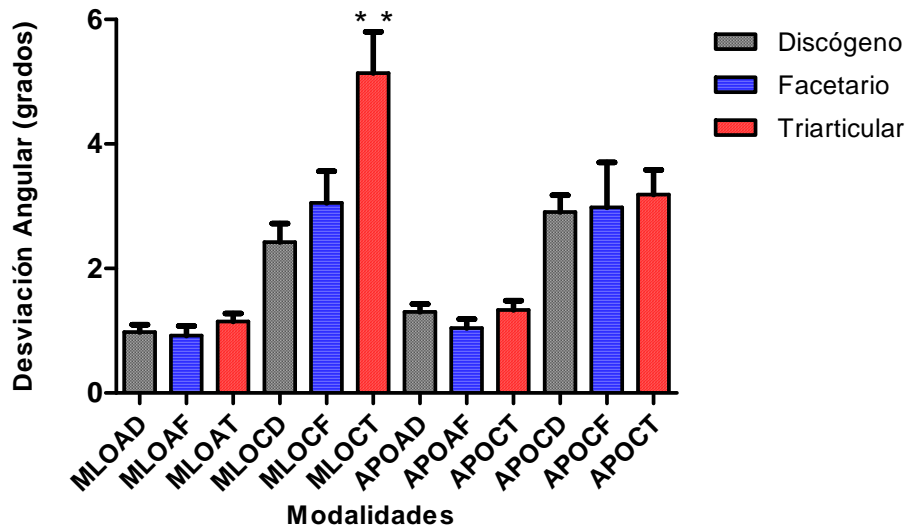


Gráfico 3. Comparación de Medias de Desviación Angular (°) entre Sujetos Sanos y con SDL en 4 modalidades.

En este Gráfico 3 se observa que en las 4 modalidades los sujetos con SDLC tienen mayor desviación angular que los sujetos sanos con diferencias altamente significativas. MLOA ( $p < 0.0003$ ); MLOC ( $p < 0.0001$ ); APOA ( $p < 0.0001$ ) y APOC ( $p < 0.0001$ )

La comparación de los sujetos con SDLC de acuerdo al compromiso estructural se observa en la Tabla 9 y Gráfico 4

<b>Tabla 9. Medias de Desviación Angular (DA) con DS en sujetos con daño Discógeno, Facetario y Triarticular</b>				
	<b>Discógeno (n=18)</b>	<b>Facetario (n=11)</b>	<b>Triarticular (n=15)</b>	<b>Sig.</b>
<b>MLOA</b>	0.98 ± 0.51	0.92 ± 0.51	1.15 ± 0.52	NS
<b>MLOC</b>	2.42 ± 1.26	3.05 ± 1.69	5.14 ± 2.57	** 0.0023
<b>APOA</b>	1.30 ± 0.53	1.05 ± 0.47	1.33 ± 0.59	NS
<b>APOC</b>	2.91 ± 1.13	2.98 ± 2,39	3.19 ± 1.53	NS
<b>** = Diferencia entre Discógenos y Triarticulares.</b>				



**Grafico 4. Comparación de Medias de Desviación Angular (°) en sujetos con SDLC de acuerdo a compromiso estructural**

En este Gráfico 4 se observa que de acuerdo al compromiso estructural no se observaron diferencias entre el compromiso discógeno y facetario. Si se observan diferencias significativas en la modalidad MLOCT ( $p = 0.0023$ ) entre el daño triarticular y el compromiso discógeno. En este caso, los sujetos con daño triarticular, tuvieron mayor deterioro del balance que los sujetos que presentaban sólo compromiso discógeno. En las otras modalidades no se observan diferencias, pero si un patrón similar de comportamiento, ya que en todas las modalidades, la condición de mayor daño estructural presentó valores mayores.

## 5. DISCUSIÓN

La medida del balance tiene importantes aplicaciones no solo en la tercera edad, sino también en el deporte. Es importante que el instrumental utilizado mida correctamente el aspecto del balance que se quiera evaluar y que los tests utilizados presenten una alta repetibilidad test-retest.

Al usar el equipo TOBTrainer<sup>MR</sup> en una población sana no deportista, encontramos diferencias significativas ( $p < 0.0001$ ) en los dos ejes, mediolateral y anteroposterior, entre las medidas realizadas con ojos abiertos y con ojos cerrados. Estos resultados, también encontrados en otros estudios <sup>(1, 24, 30, 122, 123)</sup>, muestran que el equipo TOBTrainer<sup>MR</sup> es capaz de diferenciar eficazmente entre ambas situaciones, que pueden representar un balance normal (ojos abiertos) y un balance equivalente a uno alterado (ojos cerrados), ya que la información visual, representa una de las fuentes aferentes más importantes del balance. Se consideró fundamental demostrar esta capacidad de detectar diferencias entre las variables OA y OC para a continuación evaluar sujetos que presenten déficit en otras aferencias u otros elementos involucrados en el balance y luego objetivar diferencias en el rendimiento del balance en diferentes grupos de estudio.

En relación a la reproducibilidad de las mediciones, el rango del ICC encontrado (0.56 to 0.83) muestra que el equipo TOBTrainer<sup>MR</sup> presenta una buena repetibilidad test-retest, sin embargo hemos encontrado mayores valores del ICC para medidas realizadas con los ojos abiertos que para medidas realizadas con los ojos cerrados. Esto puede tener su causa en que los tests llevados a cabo con los ojos cerrados representan una situación menos habitual que los realizados con los ojos abiertos. Por lo tanto, pensamos que para estos tests habría sido necesaria una sesión de familiarización de mayor duración para obtener una mejor repetibilidad. Apoyando la idea anterior se observa que para la segunda modalidad realizada con los ojos cerrados que correspondió a APOC, se obtuvo un mayor valor del ICC, es decir, la primera medida realizada en la modalidad APOC fue llevada a cabo después de tres tests en la modalidad MLOC, por lo que podemos asumir que la sesión de familiarización para las medidas en el eje anteroposterior fue de mayor duración y que



el mejor valor obtenido para el ICC en la modalidad APOC fue debido a un efecto del aprendizaje durante los tests.

La elección del radio de curvatura para ajustar el nivel de dificultad es también importante. Nuestros sujetos no practicaban actividad física más de dos veces por semana, por lo que es posible que hubiésemos encontrado mejor repetibilidad usando el radio de curvatura de 25 cm. Algunos autores <sup>(124, 125)</sup> han encontrado buena repetibilidad usando un nivel de dificultad fijo con el Biodex, pero Pereira et al. <sup>(62)</sup> afirman que un protocolo de estabilidad decreciente podría ser mejor opción para sujetos deportistas debido a la dificultad para elegir el nivel de estabilidad que mejor se adapta a su realidad. El uso de un protocolo similar con el TOBTrainer<sup>MR</sup> podría ser también una buena opción para medir el balance en poblaciones deportistas.

Es importante recordar que la medida del balance ha de hacerse minimizando las influencias externas y siempre en las mismas condiciones de silencio y de iluminación <sup>(11, 30, 121)</sup> y hay que tener en cuenta que la motivación y la concentración de los sujetos durante la realización de los tests pueden influenciar también en los resultados. Estos aspectos también pueden influir en la repetibilidad de las medidas. Con respecto al evaluador, su importancia se limita a las indicaciones que debe entregar, lo cual hace que este equipo por corresponder a una evaluación tecnológica sea menos dependiente del evaluador.

Cabe considerar, que los valores de repetibilidad, se deben analizar en el contexto de una evaluación que corresponde al rendimiento en una prueba de difícil ejecución y no a la medición de una condición basal como podría ser la medición del balance estático sobre una superficie estable u otra variable fisiológica que se mantiene habitualmente constante. Consideramos que el instrumento logra una adecuada repetibilidad, en gran medida, por los elementos que lo constituyen, ya sea el acelerómetro y el microprocesador, que son elementos ampliamente utilizados en diferentes aplicaciones tecnológicas, como por los elementos estructurales que lo constituyen (tabla y sus radios de curvatura) que fueron elaborados con alta exigencia técnica.

Otro aspecto importante es que al igual que en otros estudios, no se encontraron diferencias en el rendimiento del balance entre hombres y mujeres sanos, utilizando en TOBTrainer, aunque estas diferencias si se han encontrado en algunas condiciones de patología <sup>(21, 24, 44, 110)</sup>. Tampoco se pudo establecer correlación entre el rendimiento del balance y el IMC que podría esperarse de acuerdo al modelo del péndulo invertido <sup>(1)</sup>.

Al comparar el TOBtrainer<sup>MR</sup> con equipos similares de evaluación del balance <sup>(5, 9, 61-66)</sup>, destaca la posibilidad de fabricar un equipo tecnológico de un costo menor, lo cual es muy importante para poder contar con una herramienta de este tipo en la práctica profesional. Es muy fácil de transportar debido a su tamaño y peso. Se puede instalar en cualquier lugar, ya que presenta una conexión USB y un software compatible con cualquier computador. Otra característica que presenta, al igual que otros equipos de balance similares, es que cuenta con la opción de utilizarlo con un feedback visual que ayuda al sujeto a orientarse sobre la tabla para lograr un menor desplazamiento sobre ésta, lo que conlleva a realizar mejores respuestas posturales efectivas. Cabe destacar lo anteriormente mencionado, ya que se ha observado en adultos mayores que el feedback visual, además de mejorar el control postural, mejora las actividades funcionales y de la vida diaria. <sup>(31, 122)</sup>. Además tiene la posibilidad de utilizarse sin estar conectado al computador con variados modos de entrenamiento además del modo de evaluación utilizado para este estudio. Si bien, existen equipos que entregan información adicional sobre distintos componentes del balance, entre ellos la simetría de la carga de peso, los cambios de peso que realiza el sujeto y los límites de estabilidad entre otros <sup>(9)</sup>, el TOBtrainer<sup>MR</sup> puede entregar parámetros como la velocidad media y máxima lograda y el desarrollo descriptivo de la prueba, mostrando gráficamente el comportamiento del sujeto durante el tiempo que dura la prueba. Una desventaja con respecto a otro equipo de medición que es el Biodex <sup>(9,61,62)</sup> que permite desviaciones multidireccionales con 8 niveles de dificultad, es que el TOBtrainer<sup>MR</sup> cuenta con una plataforma que se inclina en sólo 2 sentidos de movimiento y posee 3 grados de dificultad, sin embargo, el Biodex no tiene la posibilidad de ser trasladado fácilmente y no permite realizar evaluaciones sentado o en otras posiciones que pueden ser muy importantes de utilizar como, por ejemplo,

para evaluar balance en posición sedente, especialmente en sujetos con Síndrome de Dolor Lumbar<sup>(13)</sup>.

Los equipos existentes comparten con el TOBTrainer, en algunos casos la capacidad de evaluar y en otros la de entrenar el balance, sin embargo, la mayoría son diseñados para evaluar y tratar a sujetos con importantes alteraciones del balance y no a sujetos activos o deportistas lo que ya establece una diferencia importante con muchos de ellos. Este método de evaluación es fácil de utilizar además de ser atractivo, por lo que su utilización hace que la medición del balance sea más entretenida y motivante, especialmente en sujetos jóvenes y deportistas, para los cuales las pruebas funcionales o estáticas son muy sencillas y de baja exigencia, no obstante, entendemos que es importante tener claro que este tipo de evaluación puede ser complementada con otras para lograr un conocimiento más acabado de las características del balance de un sujeto. Finalmente cabe destacar que puede ser utilizado sin la necesidad de un computador ya que tiene incorporado un sistema de información objetiva, confiable e inmediata que se puede obtener en el display del equipo.

Los resultados mostrados, junto con el relativo bajo costo del equipo y su pequeño tamaño y bajo peso, hacen del TOBTrainer, un dispositivo tecnológico altamente recomendable para la medida del balance. Sería aconsejable realizar otros estudios usando los radios de curvatura de 10 cm y de 25 cm o incluso calcular valores medios obtenidos con diferentes radios. Debiera usarse en sujetos sanos y deportistas para tener registros de normalidad y evaluar eventuales progresos al someterlos a un entrenamiento, pesquisar a aquellos que tienen deterioro para realizar prevención de lesiones y evaluar poblaciones con diferentes patologías, especialmente músculo esqueléticas y de esta forma facilitar la prevención de futuras lesiones deportivas y caídas.

En relación a la comparación entre sujetos sanos no deportistas y deportistas, nuestros resultados indican que los deportistas logran un mejor balance dinámico. No encontramos en la literatura otras investigaciones que comparen el balance dinámico entre estas poblaciones, sin embargo, Biec y Kuczynski <sup>(39)</sup> estudiaron el balance

estático bipodal sobre una plataforma de fuerza AMTI, en futbolistas y no deportistas y sus hallazgos fueron similares, ya que los futbolistas obtuvieron mejor rendimiento que los no deportistas, tanto en el sentido mediolateral, como en el anteroposterior. Es probable que el balance, tanto estático como dinámico, sea mejor en los deportistas por la mayor riqueza motora que entrega la actividad física y al entrenamiento de la fuerza muscular que influye en el balance, teniendo así respuestas más rápidas y apropiadas frente a desestabilizaciones <sup>(127)</sup>

Por su parte los esquiadores demostraron un evidente mejor balance que los no deportistas ya que obtuvieron diferencias significativas en las 4 modalidades evaluadas, sin embargo los futbolistas, sólo obtuvieron un mejor rendimiento que los no deportistas en las 2 modalidades con OA. Lo anterior puede ocurrir porque los futbolistas, si bien, desarrollan mejores respuestas motoras por la riqueza de la práctica deportiva, no acostumbran a realizar actividades con ojos cerrados o enfrentar situaciones que les dificulten la visión, como si ocurre con los esquiadores, por las condiciones ambientales propias del deporte (nieve, neblina, luz plana, viento blanco, etc.). Es posible que los esquiadores desarrollen mayor capacidad de adaptabilidad frente a la ausencia de la aferencia visual debido a que deben adaptarse constantemente a las condiciones climáticas que le ofrece el ambiente <sup>(128)</sup>. Otra explicación posible a que los futbolistas no hayan logrado establecer diferencias significativas en la situación de ojos cerrados con los no deportistas es que la muestra no haya sido lo suficientemente grande ya que los valores absolutos de los futbolistas en las modalidades con OC fueron superiores a los de los sujetos no deportistas.

Otro aspecto interesante de los resultados, es que se observó diferencia entre las especialidades deportivas ya que los esquiadores obtuvieron mejor rendimiento en el balance dinámico que los futbolistas, aunque esto fue significativo sólo en la modalidad MLOC. Esto puede deberse a que el esquí es un deporte que exige aún más y constantemente el balance comparado con el fútbol y por lo mismo involucra en su entrenamiento más ejercicios para desarrollar esta cualidad. En la modalidad MLOC se establece una diferencia significativa y esto puede establecerse por dos aspectos técnicos del esquí que implican un mayor desafío al balance ML; uno es la forma de los

esquíes, los cuales dan una gran base AP, lo que permite inclinarse hacia adelante y atrás, sin desafiar tanto el balance como en el sentido ML, donde la base es mucho más pequeña; el segundo aspecto es el hecho de enfrentar constantemente movimientos curvos, lo que provoca que los esquiadores estén constantemente inclinando y angulando su cuerpo al interior de la curva para contrarrestar las diferentes fuerzas que actúan sobre él y evitar un error que puede provocar una caída o retraso en el timing de la carrera <sup>(128)</sup>.

Por otra parte la mayoría de las investigaciones que evalúan el balance entre deportistas, han centrado el estudio del balance en deportistas lesionados u operados. Dichos estudios buscan comparar a deportistas lesionados que han realizado distintos tratamientos y cuantifican diferencias entre ellos, en la habilidad para mantener el balance <sup>(20, 21, 49, 50, 54-56, 129-133)</sup>. A diferencia de los anteriores, nuestro estudio comparó deportistas sanos al igual que el trabajo realizado por Bressel y Yonker donde compararon el balance entre gimnastas, futbolistas y basquetbolistas <sup>(10)</sup>. Aunque estos no compararon deportistas con sujetos sedentarios, también encontraron algunas diferencias entre los deportistas ya que los gimnastas y futbolistas lograron mejor rendimiento que los basquetbolistas quienes demostraron tener menor balance estático comparado con los gimnastas, y menor balance dinámico comparado con los futbolistas, sin embargo entre gimnastas y futbolistas no se observaron diferencias en el balance estático y dinámico. Cabe destacar que la evaluación no fue tecnológica ya que se utilizó el Balance Error Scoring System (BESS) para medir el balance estático y el SEBT para medir el balance dinámico el cual es una prueba más dependiente de la fuerza y flexibilidad, mientras que el TOBtrainer<sup>MR</sup> por ser una evaluación sobre superficie inestable exige más el rol de la habilidad del individuo para percibir desplazamientos del centro de gravedad y de la velocidad de respuesta para realizar los ajustes necesarios que permitan mantenerse lo mas centrado posible sobre la tabla inestable.

El hecho de que los deportistas tengan mejor balance pone de manifiesto que el balance es una habilidad susceptible de mejorar y por lo tanto es posible entrenar a sedentarios e incluso a los propios deportistas <sup>(48, 134)</sup> lo que permitirá a través de la

mejoría de su balance realizar actividades deportivas con menor riesgo de lesión <sup>(49, 50, 52, 55, 56, 129-133, 135, 136)</sup>. También permite comprender que desarrollar el entrenamiento del balance en un deportista de alto rendimiento posibilita que adquieran mayores habilidades de estabilidad <sup>(52, 135)</sup> y consecuentemente desempeñar un mejor rol en el deporte que practican. De acuerdo a nuestros resultados es posible inferir que los futbolistas podrían mejorar aún más su balance y de esta forma disminuir sus lesiones y eventualmente mejorar su rendimiento deportivo.

Sería de interés realizar evaluaciones con el TOBTrainer, a otros grupos de deportistas ya que el instrumento demostró ser eficiente en detectar diferencias entre deportistas de diferentes disciplinas. Nuestro supuesto, tal como lo demuestra este estudio, es que podrían encontrarse diferencias significativas en algunas modalidades de medición del balance entre deportistas de diferentes especialidades lo que permitiría focalizar el entrenamiento en aquellos con peor balance para disminuir el riesgo de lesión y mejorar su rendimiento <sup>(10, 47)</sup>.

Las limitaciones metodológicas de este estudio, son que las mediciones evaluadas en los tres grupos no fueron realizadas en el mismo lugar ni tampoco simultáneamente, sin embargo, las condiciones ambientales de evaluación fueron las mismas para todos. Las mediciones de los deportistas fueron realizadas por un evaluador y la de los sujetos no deportistas por un evaluador diferente, sin embargo, las indicaciones dadas se protocolizaron y dado que el instrumento de medición es de carácter tecnológico y no evaluador dependiente, esta situación no debiera constituir un sesgo metodológico. Otro elemento a considerar es que todos los deportistas fueron hombres, mientras que el grupo de no deportistas fue mixto, sin embargo, en este grupo no se observaron diferencias entre hombres y mujeres lo que coincide con investigaciones que compararon el balance dinámico entre géneros <sup>(16, 44)</sup>. Finalmente cabe destacar que no se consideró el tipo de pie en ninguno de los tres grupos y aunque los resultados son contradictorios, si establecen, que diferencias en el tipo de pie pueden influir en el balance dinámico <sup>(137, 138)</sup>, sin embargo, estos estudios se realizaron con apoyo monopodal y en esa condición, la adaptabilidad del pie sobre la superficie probablemente se hace más relevante.

Los alcances de nuestros resultados permiten señalar la importancia de evaluar el balance en deportistas, la importancia de la práctica deportiva para mejorar el balance y la posibilidad de colocar mayor énfasis en aquellos deportistas que aún pueden mejorar su balance y de esta forma disminuir las lesiones y mejorar su rendimiento.

Con respecto a los resultados obtenidos en la comparación del balance sedente entre sujetos sanos y con SDLC nuestros resultados coinciden con los encontrados por Radebold y Cols <sup>(13)</sup> ya que los sujetos que sufren SDLC presentan alteración del balance sedente en comparación con sujetos sanos. Las explicaciones del deterioro del balance en los sujetos con SDLC son diversas. Alteraciones propioceptivas <sup>(31, 32, 102-104, 108, 132)</sup> y respuestas musculares compensatorias <sup>(75)</sup> dificultan la regulación del tono postural, el retardo en la activación del transverso del abdomen impide la estabilización espinal correcta y dificulta las estrategias de corrección postural.<sup>(76-78)</sup> la inhibición de los multifidos aumenta la dificultad para estabilizar el tronco <sup>(69, 74, 105, 106)</sup> y la dificultad en el procesamiento de la información <sup>(110)</sup> junto con todas las dificultades de los efectores ya mencionadas, termina por retardar la respuesta motora, disminuyendo la capacidad del comando efector de proveer al sistema, de respuestas adecuadas para mantener el balance.

Un aspecto que ocurrió en nuestro estudio, al igual que con otras evaluaciones del balance <sup>(13, 22, 110, 113)</sup>, es que en la medida que la dificultad es mayor, como ocurre con OC, las diferencias entre ambas poblaciones se acentúa, quedando de manifiesto que los sujetos con SDLC tienen más limitaciones y menos recursos para mantener un adecuado balance a diferencia de los sujetos sanos. No obstante lo anterior nuestros resultados establecen mayores diferencias entre los dos grupos y creemos que se debe a que a diferencia de Cholewicki <sup>(112)</sup> Radebold <sup>(13)</sup> y Van Daele <sup>(118)</sup> que facilitaron la estabilidad mediante la descarga de peso de las extremidades inferiores, nuestras mediciones se realizaron sin apoyo de las extremidades inferiores, excluyendo cualquier información sensorial o compensación motora de extremidades inferiores que pudiera favorecer el control de la postura sedente. De esta manera la medición del balance se basa únicamente en el control del tronco. En relación a las estructuras

comprometidas en el origen del dolor lumbar, nuestros resultados establecen que el deterioro del balance es independiente del tipo de estructura afectada ya que tanto los sujetos con SDLC de origen discógeno como facetario se afectan de igual manera. De esto se puede concluir que ambas estructuras entregan importante información propioceptiva y que la pérdida de receptores a ese nivel, perjudica significativamente la habilidad de reconocer una posición correcta e influye en el retardo de las correcciones cuando se pierde la alineación correcta, sin embargo, si parece ser que en la medida que el daño involucra mayor cantidad de estructuras, como ocurre en los sujetos con síndrome triarticular, la dificultad en el balance sedente es aún mayor, ya que estos sujetos obtuvieron mayores valores de desviación angular en la modalidad MLOC. Probablemente esto ocurre porque la información propioceptiva se va a encontrar aún más disminuida y la alteración refleja de la musculatura por daño articular y discógeno será mayor, haciendo aún más difícil la respuesta efectora. En las otras modalidades no se obtuvieron diferencias significativas, sin embargo, la tendencia fue la misma. Destaca una vez más el hecho de que la diferencia en una comparación de balance entre dos grupos se hace evidente en la medida que el grado de dificultad es mayor<sup>(13)</sup>. Probablemente ante situaciones menos adversas, como son muchos los eslabones que influyen en el balance, cada individuo podrá compensar de diferente forma las dificultades en mantenerlo. Estos resultados, al menos motivan a seguir indagando sobre las diferentes variables que pueden influir en mayor cuantía en el déficit del balance en sujetos con SDLC.

Otro aspecto que cabe destacar a la luz de nuestros resultados es que a pesar de que los sujetos sanos tienen un evidente mejor desempeño que los enfermos, igualmente existen sujetos sanos que presentan valores anormales en su balance. Nos parece que más que llamarlos “atípicos” corresponden a sujetos sanos con alteración del balance que sin saberlo están más expuestos a desarrollar un episodio de dolor lumbar como lo demostró Takala<sup>(114)</sup> en su investigación en trabajadores sobre las variables que pueden predecir la aparición de episodios de dolor lumbar a futuro. Un déficit en el balance puede ser manifestación de dificultad en reconocer una posición adecuada para mantener posturas mantenidas, realizar fuerzas inadecuadamente y reaccionar tardíamente ante perturbaciones inesperadas que sacan a la columna de su



postura neutra, otorgando fuerzas excesivas sobre las diferentes estructuras vertebrales con la posibilidad del consecuente daño<sup>(69, 74, 85, 110)</sup>. Por otra parte puede ser que aquellos sujetos sanos con mal balance sean sujetos asintomáticos con daño no estudiado. Esto nos parece de enorme importancia por la posibilidad de evaluar poblaciones sanas, intervenir y prevenir la aparición de la patología o sintomatología.

La importancia de identificar y cuantificar el balance alterado en sujetos con SDLC permite planificar una rehabilitación pertinente a cada sujeto y si además se consideran las estructuras comprometidas, se podrá, no sólo colocar mayor énfasis en ejercicios que desafíen el balance, sino que también permitirá seleccionar el tipo de ejercicios que se deben aplicar para lograr estimular respuestas adecuadas, sin dañar en el intento de mejorar las condiciones neuromotoras de los pacientes. Cabe destacar que este estudio se realizó en sujetos que presentaron, al momento de la evaluación nulo o escaso dolor lo que le da una mayor relevancia ya que el dolor por si mismo puede alterar mayormente los resultados de la evaluación. El dolor podría haber sido un factor inhabilitante para que el sujeto pudiera mantener el balance sobre la plataforma inestable. Además, desde el punto de vista ético, evitamos someter a los sujetos con SDLC a una reagudización del cuadro doloroso que ya padecen. Por la misma razón es que sólo se utilizó una sola medición de 20 segundos y no abusar del esfuerzo en sedente.

Una limitación del estudio puede ser la diferencia en la edad de los 2 grupos pero cabe destacar que todos están en la misma etapa de acuerdo a la clasificación de Kirkaldy – Willis para efectos del deterioro vertebral.

Los resultados obtenidos de este estudio podrían ser de utilidad para realizar una pauta de tratamiento específica en sujetos con SDLC, como también para desarrollar planes preventivos que favorezcan la disminución de la patología.

## 6. CONCLUSIONES

De acuerdo a los objetivos planteados, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

1. El instrumento de evaluación del balance dinámico TOBtrainer, posee una adecuada confiabilidad intraobservador de acuerdo al buen ICC obtenido.
2. TOBtrainer es capaz de detectar diferencias altamente significativas entre la condición de OA y OC.
3. No existen diferencias, de acuerdo al género en el balance dinámico bípedo, utilizando el TOBTrainer, ni tampoco relación entre el balance dinámico bípedo y el IMC.
4. El balance dinámico bípedo es mejor en esquiadores y futbolistas que en sujetos sanos. Los esquiadores tuvieron mejor balance en las cuatro modalidades y los futbolistas sólo en condición de OA.
5. Existen diferencias entre deportistas ya que los esquiadores tuvieron mejor balance en modalidad MLOC que los futbolistas. En las otras modalidades se mantuvo la tendencia pero las diferencias no fueron significativas.
6. Sujetos sanos tienen mejor balance dinámico sedente que sujetos con SDLC.
7. No existen diferencias en el balance dinámico sedente en sujetos con SDLC de acuerdo al origen estructural, ya que no se observaron diferencias entre sujetos con origen discógeno y sujetos con origen facetario.
8. Existen diferencias de acuerdo a la magnitud del compromiso estructural ya que los sujetos con SDLC de origen triarticular, tuvieron mayor compromiso del balance dinámico sedente que los sujetos de origen discógeno. Con respecto a los sujetos de origen facetario y en las otras modalidades se observó la misma tendencia pero no fue significativa.

## 7. PERSPECTIVAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

El contar con una herramienta de fácil utilización para evaluar el balance dinámico, permitirá evaluar sujetos que presenten déficit en otras aferencias u otros elementos involucrados en el balance y de esta forma, objetivar diferencias en el rendimiento del balance en diferentes grupos de estudio. Debiera usarse en sujetos sanos y en diferentes disciplinas deportivas para tener registros de normalidad y evaluar eventuales progresos al someterlos a un entrenamiento, pesquisar a aquellos que tienen deterioro para realizar prevención de lesiones y evaluar poblaciones con diferentes patologías, especialmente músculo esqueléticas y de esta forma facilitar la prevención de futuras lesiones deportivas y caídas.

El hecho de que los deportistas tengan mejor balance pone de manifiesto que el balance es una habilidad susceptible de mejorar y por lo tanto es posible entrenar a sedentarios e incluso a los propios deportistas <sup>(48, 134)</sup>. Debe estimularse la incorporación de planes de actividad física donde se involucre el entrenamiento del balance a nivel masivo. La mejoría del balance en sedentarios les permitirá realizar actividades deportivas con menor riesgo de lesión <sup>(49, 50, 52, 55, 56, 129-133, 135, 136)</sup> y aún más importante, les permitirá enfrentar el deterioro del envejecimiento sin los mismos deterioros del que no se entrena adecuadamente.

El entrenamiento del balance en un deportista de alto rendimiento posibilita que adquieran mayores habilidades de estabilidad <sup>(52, 135)</sup> y consecuentemente desempeñar un mejor rol en el deporte que practican. Sería de interés realizar evaluaciones con el TOBTrainer, a otros grupos de deportistas ya que el instrumento demostró ser eficiente en detectar diferencias entre deportistas de diferentes disciplinas. Nuestro supuesto, tal como lo demuestra este estudio, es que podrían encontrarse diferencias significativas en algunas modalidades de medición del balance entre deportistas de diferentes especialidades lo que permitiría focalizar el entrenamiento en aquellos con peor balance para disminuir el riesgo de lesión y mejorar su rendimiento <sup>(10, 47)</sup>.

Con respecto a los hallazgos de la evaluación del balance dinámico sedente, parece muy relevante evaluar a la población asintomática para pesquisar a los sujetos que presentan valores anormales en su balance ya que están más expuestos a desarrollar un episodio de dolor lumbar <sup>(114)</sup>. Por otra parte puede ser que aquellos

sujetos sanos con mal balance sean sujetos asintomáticos con daño no estudiado. Esto nos parece de enorme importancia por la posibilidad de intervenir y prevenir la aparición de la patología o de la sintomatología.

La importancia de identificar y cuantificar el balance alterado en sujetos con SDLC permite planificar una rehabilitación pertinente a cada sujeto y si además se consideran las estructuras comprometidas, se podrá, no sólo colocar mayor énfasis en ejercicios que desafíen el balance, sino que también permitirá seleccionar el tipo de ejercicios que se deben aplicar para lograr estimular respuestas adecuadas, sin dañar, en el intento de mejorar las condiciones neuromotoras de los pacientes. En definitiva se podrán realizar pautas de tratamientos específicos en sujetos con SDL, como también desarrollar planes preventivos que favorezcan la disminución de la patología.

## 8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Schwartz JH. The origin of human bipedalism. *Science*. 2007; 16318(5853): 1065.
2. Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995; 3(4):193–214.
3. Horak F. Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture*. 1997; 6: 76–84.
4. Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003; 13(1):49-56.
5. Krishnamoorthy V, Latash M. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. *J Physiol*. 2005; 565(2):675-684.
6. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Translating research into Clinical Practice*. 3<sup>o</sup> ed. Philadelphia. The Point. 2007.
7. Horak F. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006; 35-Suppl 2: ii7-ii11.
8. Nashner, L. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp. Brain Res*. 1976; 26:59-72.
9. Yim-Chiplins P, Talbot L. Defining and Measuring Balance in Adults. *Biol Res Nurs* 2000, 1 (4): 321-331.
10. Bressel E, Yonker J, Kras J, Heath E. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics Athletes. *J Athl Train*. 2007; 42(1):42–46.
11. Emery C, Cassidy J, Klassen T, Rosychuk R, Rowe B. Development of a Clinical Static and Dynamic Standing Balance Measurement Tool Appropriate for Use in Adolescents. *Phys Ther* 2005; 85(6):502-514.
12. Gagey P, Weber B. *Posturología Regulación y alteraciones de la bipedestación*. 1<sup>a</sup> Ed. Masson. 2000.



13. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired Postural Control of the Lumbar Spine Is Associated With Delayed Muscle Response Times In Patients With Chronic Idiopathic Low Back Pain. *Spine* 2001; 26:724-730.
14. Cordo P, Nashner L. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J. Neurophysiol.* 1982; 47:287-302.
15. Mesure S. Postura, equilibrio y locomoción: Bases Neurofisiológicas. En Eric Viel. *La marcha humana, la carrera y el salto.* Cap 4 Ed Masson. 2002
16. Oddsson L. Interaction between voluntary and postural motor commands during perturbed lifting. *Spine* 1999; 24:545-552.
17. Mallau S, Vaugoyeau M, Assaiante C. Postural Strategies and Sensory Integration: No Turning Point between Childhood and Adolescence. *PLoS One.* 2010; 5(9):e13078.
18. Carli P, Patrizi M, Pepe L, Cavaniglia G, Riva D, D'Ottavi L. Postural control and risk of falling in bipodalic and monopodalic stabilometric tests of healthy subjects before, after visuo-proprioceptive vestibulo-postural rehabilitation and at 3 months thereafter: role of the proprioceptive system. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2010; 30(4):182-194
19. Riemann B. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? *Journal of Athletic training* 2002; 37(4):386-393,
20. Gribble P, Hertel J, Denegar C, Buckley W. The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *J Athl Train.* 2004; 39(4):321-329.
21. Castillo A, D'Andréa J, Camanho G. Evaluating the Center of Gravity of Dislocations in Soccer Players With and Without Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using a Balance Platform. *Clinics.* 2009; 64(3):163–170.
22. Byl N, Sinnott P. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low back dysfunction. *Spine* 1991; 16:325-330.

23. Leinonen V. Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation- related back pain. *Spine* 2003; 28:842-848.
24. Luoto BM. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine* 1998 23:2081-2089.
25. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine* 2004; 11:107-112.
26. Guyton A, Hall J. *Tratado de Fisiología Médica*. 10º ed. Madrid: McGraw-Hill interamericana; 2001.
27. Young PA, Young PH. *Neuroanatomía Clínica Funcional*. 1º ed. Barcelona: Masson - Williams&Wilkins; 2004.
28. Verdugo M, Aguado A. *Personas con discapacidad: perspectivas psicopedagógicas y rehabilitadoras*. 1º ed. Madrid: Siglo XXI; 1995.
29. Calderón F, Legido J. *Neurofisiología aplicada al deporte*. 1º ed. España: Tebar; 2002.
30. Martin E., Barona De Guzmán R, Comeche C, Baydal J. Análisis de la Interacción Visuo-Vestibular y la Influencia Visual en el Control Postural. *Acta Otorinolaryngol Esp* 2004; 55:9-16.
31. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 2002; 37:71-79.
32. LaRue J, Bard C, Fleury M, Teasdale N, Paillard J, Forget R, et al. Is proprioception important for the timing of motor activities?. *Can J Physiol Pharmacol*. 1995; 73 :255-261.
33. Forget R, Lamarre Y. Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral feedback. *Brain Res*. 1990; 508:176-179.

34. Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and Vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol.* 1994; 478(pt1):173-186.
35. Bradley W, Daroff R, Fenichel G, Jankovich J. *Neurología clínica diagnóstico y tratamiento.* 4° Ed. España: Elsevier; 2005.
36. Marion T, Everett T. *Fundamentos del movimiento humano.* 5°ed. España: Elsevier; 2006.
37. Knight S, Biswas S. *Lo esencial en sistema musculoesquelético y piel.* 2° ed. España: Elsevier; 2004.
38. Lasserson D, Bria C. *Lo esencial en sistema nervioso.* 2°ed. España: Elsevier; 2004.
39. Meri A. *Fundamentos de fisiología de la actividad física y el deporte.* 1° ed. España: Médica Panamericana; 2005.
40. Winter D. *Biomechanics and motor control of human movements.* 4° ed. Canadá: Jhon Wiley and sons; 2009.
41. Schmid M, Conforto S, Lopez L, Renzi P, D'Alessio T. The development of postural strategies in children: a factorial design study. *J Neuroeng Rehabil.* 2005; 2:29.
42. Kolb B, Erlbaum L. *Brain Plasiicty and Behavior.* 1° ed. NJ: Hillsdale; 1995.
43. Cavalheiro G, Almeida M, Pereira A, Andrade A. Study of age-related changes in postural control during quiet standing through linear discriminant analysis. *Biomed.* 2009; 8:35.
44. Fort A, Romero D, Costa L, Bagur C, Lloret M, Montañola A. Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. *Med Esport.* 2009; 44 (162):74-81.
45. Black F, Wall C, Rockette H, Kitch R. Normal subject postural sway during the Romberg test [abstract]. *Am J Otolaryngol.* 1982; 3(5):309-318.

46. Pomés MT. Postura y deporte: La importancia de detectar lesiones y encontrar su verdadera causa. IPP. 2008.
47. Gerbino P, Griffin E, Zurakowski D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait Posture*. 2007; 26(4):501–507.
48. González G, Oyarzo C, Fischer M, De la Fuente M, Diaz V, Berral F. Entrenamiento específico del balance postural en jugadores juveniles de fútbol. *RIMCAFD*. 2011; 10(41):95-114
49. Mckeon P, Ingersoll C, Kerrigan D, Saliba E, Bennett B, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*. 2008; 40(10):1810-1819.
50. McKeon P, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective?. *Journal of Athletic Training*. 2008; 43(3):305–315.
51. Ackland T, Elliot B, Bloomfield J. *Applied anatomy and biomechanics in sport*. 2° ed. Australia; Blackwell; 2009.
52. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Med*. 2007; 37(6):547-556.
53. Fort A, De Antolín P, Costa L, Massó N. Efectos de un entrenamiento propioceptivo (TRAL) de tres meses sobre el control postural en jóvenes deportistas. *Apunts*. 2009; (95):49-56.
54. Emery C, Rose M, McAllister J, Meeuwisse W. A prevention strategy to reduce the incidence of injury in high school basketball: a cluster randomized controlled trial. *Clin J Sport Med*. 2007; 17(1):17-24.
55. Pasanen K. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study. *BMJ* 2008; 337:295.
56. Emery C, Meeuwisse W. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med*. 2010; 44(8):555-562.

57. Gribble P. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.* 2004; 39 (4):321-329.
58. Marin J, López J. Las caídas en el anciano desde el punto de vista médico. *Gerosagg.* 2004; 2 (3):7-9.
59. Chandler J, Duncan P, Studenski S. Balance performance on the Postural Stress Test: comparison of young adults, healthy elderly, and fallers. *Phys Ther.* 1990; 70 (7):410-413.
60. Horak F, Wrisley D, Frank J. The Balance Evaluation System Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009; 89 (5):484-498.
61. Brent A, Schmitz R. Examination of balance measures produces by Biodex Stability System. *J Athl Train.* 1998; 33 (4):323-327.
62. Pereira HM, de Campos TF, Santos MB, Cardoso JR, Garcia Mde C, Cohen M. Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait Posture* 2008; 28(4):668-672. Epub 2008 Jun 24.
63. Walker C, Brouwer B, Gulham E. Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following acute Stroke. *Phys Ther* 2000; 80(9):886-895.
64. Artuso, A., Garozzo, A., Contucci, A., Frenguelli, A., Di Girolamo, S. Role of dynamic posturography (Equitest) in the identification of feigned balance disturbances. *Acta Otorinolarhyngol Ital* 2004, 24:8-12.
65. Ekdahl C, Jarnlo GB, Andersson SI. Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scan J Rehabil Med* 1989; 21(4):187-195.
66. Mattacola C, Lebsack D, Perrin D. Intertester Reliability of Assessing Postural Sway Using the Chattecx Balance System. *J Athl Train.* 1995; 30(3):237-242.
67. Boyling J, Jull G. *Grieve Terapia Manual Contemporánea.* 3ª ed. Barcelona: Masson: 17-30. 2006.
68. Moore K. *Anatomía con Orientación Clínica.* 3ª ed. España. Medica Panamericana. 1993.

69. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J Spinal Disord.*1992; 5:383-389.
70. Cano-Gomez C, Rodríguez de la Rúa J, García Guerrero G, Juliá-Bueno J, Marante-Fuertes J. Fisiopatología de la degeneración y del dolor de la columna lumbar. *Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol.* 2008; 52:37-46.
71. Ashton IK, Roberts S, Jaffray DC, Polak JM , Eisenstein SM. Neuropeptides in the human intervertebral disc. *J Orthop Res.* 1994; 12:186-192.
72. Roberts S, Eisenstein S, Menage J, Evans E, Ashton I. Mechanoreceptors in intervertebral disc: Morphology, distribution, and neuropeptides. *Spine.* 1995; 20: 2645-2651.
73. Indahl A, Kaigle A, Reikeras O, Holm S. interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine.* 1997; 22: 2834-2840.
74. Wilke H, Steffen W, Claes L, Arand M, Wiesend A. Stability increased of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 1995; 20:192-198.
75. Ebenbichler, G. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine Science in Sports Exercise.* 2001; 33:1889-1898.
76. Hodges P, Richardson C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transverses abdominus. *Spine* 1996; 22:2640-2650.
77. Hodges P, Richardson C. Feedforward contraction of transversus abdominus is not influenced by the direction of the arm movement. *Exp Brain Res* 1997 114:362-370.
78. Hodges P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 2001; 141:261-266.
79. Cholewicki J, Juluru K, McGill SM. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *J Biomech.*1999; 32:13-17.

80. Cresswell A, Thorstensson A. Changes in intraabdominal pressure, trunk muscle activation and force during isokinetic lifting and lowering. *Eur J Appl Physiol.*1994; 68:315-321.
81. Marras WS, Mirka GA. Intra-abdominal pressure during trunk extension motions. *Clin Biomech.*1996; 11:267-274.
82. McGill SM, Norman RW. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics.* 1987; 30:1565-1588.
83. Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi M, McGill S. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increase intraabdominal pressure. *European Spine Journal.* 1999; 8:388-395.
84. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992; 5:390-397.
85. Cholewicki J, McGill S. Mechanical Stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech.* 1996; 11:1-15.
86. O'Sullivan P. Lumbar segmental "instability": Clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther.* 2000; 5:2-12.
87. Graves JE, Pollock ML, Leggett SH, Carpenter DM, Fix CK, Fultom MN. Limited range-of-motion lumbar extension strength training. *Med Sci Sport Exerc.* 1992; 24:128-133.
88. Solomonow, M. The ligament-muscle stabilizing system of the spine. *Spine* 1998; 23:2552-2562.
89. Cholewicki, J; Panjabi, M; Khachatryan, A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997; 22:2207-2212.
90. Granata K, Marras W. Cost-Benefit of muscle co contraction in protecting against spinal instability. *Spine* 2000; 25:1398-1404.
91. McGill S, Brown S. Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clin Biomechanic* 1992; 7:43-46.

92. Solomonow M. Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading. Part 1. Loss of reflexive muscular stabilization. *Spine* 1999; 24:2426-2434.
93. Assendelft WJ, Morton SC, Yu EI, Suttorp MJ, Shekelle PG. Spinal manipulative therapy for low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004; 1: 447.
94. Aure OF, Nilsen JH, Vasseljen O. Manual therapy and exercise therapy in patients with chronic low back pain. A randomized, controlled trial with 1-year follow-up. *Spine*. 2003; 28:525-532.
95. González R, Bravo P. Modelo de análisis de factores predictivos del curso evolutivo y cronificación de pacientes con lumbalgia. *Dolor, investigación, clínica y terapéutica*. 1996; 11; 4:226-240.
96. Teasell RW. Back pain in the workplace management of disability in nonspecific conditions, Wilbert E. Fordyce, task force on pain in the workplace, IASP Press, Seattle, WA, 1995. *Pain*. 1996; 65(1):112-114.
97. Von Korff M, Dworkin SF, Le Resche L, Kruger A. An epidemiologic comparison of pain complaints. *Pain*. 1988; 32(2):173-183.
98. Philips HC, Grant L. The evolution of chronic back pain problems: a longitudinal study. *Behav Res Ther*. 1991; 29(5):435-441.
99. Magnusson ML, Chow DH, Diamandopoulos Z, Pope MH. Motor control learning in chronic low back pain. *Spine*. 2008; 33(16):E532-538.
100. Kirkaldy-Willis WH. *The Pathology and Pathogenesis of Low Back Pain*. New York: Churchill Livingstone. 1983:23-43.
101. Rull M, Miralles R, Añez C. Fisiopatología del dolor lumbar. *Rev Soc Esp Dolor*. 2001; 8:22-34
102. Mense S. Nociception from skeletal muscle in relation to clinical muscle pain. *Pain* 1993; 54:241-289.



103. Brumagne S, Lysens R, Swinnen S, Verschueren S. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine* 1999; 24:1328-1335.
104. Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Swinnen S, Verschueren S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 2000; 25:989-994.
105. Hides J, Stokes M, Saide M, Jull G, Cooper D. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms with acute/subacute low back pain. *Spine* 1994; 19:165-172.
106. Hides J, Richardson C, Jull G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. *Spine* 1996; 21:2763-2769.
107. Biering-Sorensen, F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one-year period. *Spine* 1984; 9:106-119.
108. Biedermann H, Shanks G, Forrest W, Inglis J. Power spectrum analysis of electromyographic activity discriminators in the differential assessment of patients with chronic low back pain. *Spine* 1991; 16:1179-1184.
109. Liebenson, C. Manual de rehabilitación de la columna vertebral. 1ª Ed Paidotribo 1999.
110. Luoto BM. Mechanisms explaining the association between low back trouble and deficits in information processing. *Spine* 1999; 24:255-261.
111. Wilder D, Aleksiev A, Magnusson M, Pope M, Spratt K, Goel V. Muscular response to sudden load: a tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine* 1996; 21:2628-2639.
112. Newcomer KL. Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. *Spine* 2000; 25:2488-2493.
113. Mientjes M, Frank J. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics* 1999; 14:710-716.

114. Takala EP. Do functional tests predict low back pain? *Spine* 2000; 25:2126-2132.
115. Leinonen V. Impaired lumbar movement perception in association with postural stability and motor- and somatosensory- evoked potentials in lumbar spinal stenosis. *Spine* 2002; 27:975-983.
116. Cholewicki J, Polzhofer G, Radebold A. Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics* 2000; 33:1733-1737.
117. Reeves NP, Everding VQ, Cholewicki J, Morrisette DT. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Exp Brain Res* 2006; 174(4):694-700.
118. Van Daele U, Huyvaert S, Hagman F, Duquet W, Van Gheluwe B, Vaes P et al. Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in Low Back Pain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007; 22:8-44.
119. Slota GP, Granata KP, Madigan ML. Effects of seated whole-body vibration on seated postural sway. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23(4): 381-386.
120. Reeves NP, Cholewicki J, Narendra KS. Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *J Biomech.* 2009; 42(2):164-170.
121. Herdmann SJ. Assessment and treatment of balance disorders in the vestibular deficient patient. In: Duncan PW. *Proceedings of the APTA Forum.* Nashville, Tennessee, Ed. Balance; 1989:13–15.
122. Peterka R, Loughlin P. Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *J Neurophysiol.* 2004; 91:410–423.
123. Suárez C, Gil-Carcedo L, Marco J, Medina J, Ortega P, Trinidad J. *Tratado de Otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello.* Tomo 2. Madrid: Médica Panamericana; 2007.
124. Pincivero D, Lephart SM, Henry TJ. Learning effects and reliability of the biodex stability system. *J Athl Train.* 1995; 30:S35.

125. Cachupe W, Shifflett B, Kahanov L, Wulghalter E. Reliability of biodex balance system measures. *Meas Phys Educ Exerc Sci*. 2001;9:240–252.
126. Biec E, Kuczynski M. Postural Control in 13-year-old soccer players. *Eur J Appl Physiol*. 2010; (110): 703-708.
127. Chicharro J, Fernández A. *Fisiología del ejercicio*. 2º edición. Panamericana; 2001.
128. PAIA-AASI. *Alpine Technical Manual: Skiing and Teaching Skills*, 2º ed. Lakewood; 2006.
129. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Exercise to Prevent Lower Limb Injuries in Youth Sports: Cluster Randomized Controlled Trial. *BMJ* 2005; 330:449-452.
130. Plisky P, Rauh M, Kaminski T, Underwood F. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006; 36 (12):911-919.
131. Cerulli G, Benoit D, Caraffa A, Ponteggia F. Proprioceptive Training and Prevention of Anterior Cruciate Ligament injuries in Soccer Program. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001; 31:655-660.
132. Hubbard D, Berkoff G. Myofascial trigger points show spontaneous needle EMG activity. *Spine* 1993 18:1803-1808.
133. McGuire T, Keene J. The Effect of a Balance Training Program on the Risk of Ankle Sprains in High School Athletes. *Am J Sports Med*. 2006; 34(7):1003-1111.
134. Chaiwanichsiri D, Lorprayoon E, Noomanoch L. Star Excursion Balance Training: Effects on ankle Functional Stability after Ankle Sprain. *J Med Assoc Thai*. 2005; 88(4):90-94.
135. Myer GD, Ford KR, Palumbo JP, Hewett TE. Neuromuscular Training Improves Performance and Lower-Extremity Biomechanics in Female Athletes. *J Strength Cond Res* 2005; 19(1):51-60.

136. Emery C, Cassidy D, Klassen T. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *CMAJ*. 2005; 172 (6): 749-754.
137. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot. Postures and Static and Dynamic Postural Stability. *J Athletic Train*. 2005 Mar;40(1):41-46.
138. Tsai L, Yu B, Mercer V, Gross M. A Comparison of Different Structural Foot Types for Measures of Standing Postural Control. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36(12):942-953.

## 9. ANEXOS

**Anexo 1: Test de Romberg**



Pacificu.edu [Internet]. Oregon: Pacific University of Oregon; [Citado el 9 de oct 2010].  
Disponible en:

<http://www.pacificu.edu/optometry/ce/courses/15840/neuroexampg3.cfm>

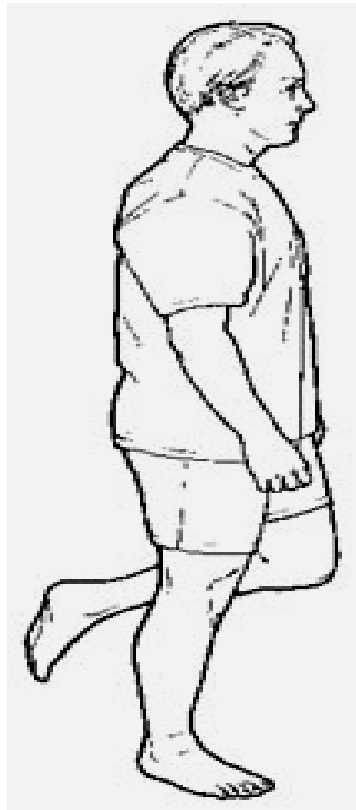
**Anexo 2: Sharpened Romberg**



Pacificu.edu [Internet]. Oregon: Pacific University of Oregon; [Citado el 9 de oct 2010].  
Disponible en:

<http://www.pacificu.edu/optometry/ce/courses/15840/neuroexampg3.cfm>

### Anexo 3: Test estación unipodal



Triariosario.blogspot.com [Internet]. Rosario: Rosario tritim triatlon. [Citado el 9 de oct 2010]. Disponible en: <http://triarosario.blogspot.com/2010/11/prevenir-esguinces-de-tobillo.html>



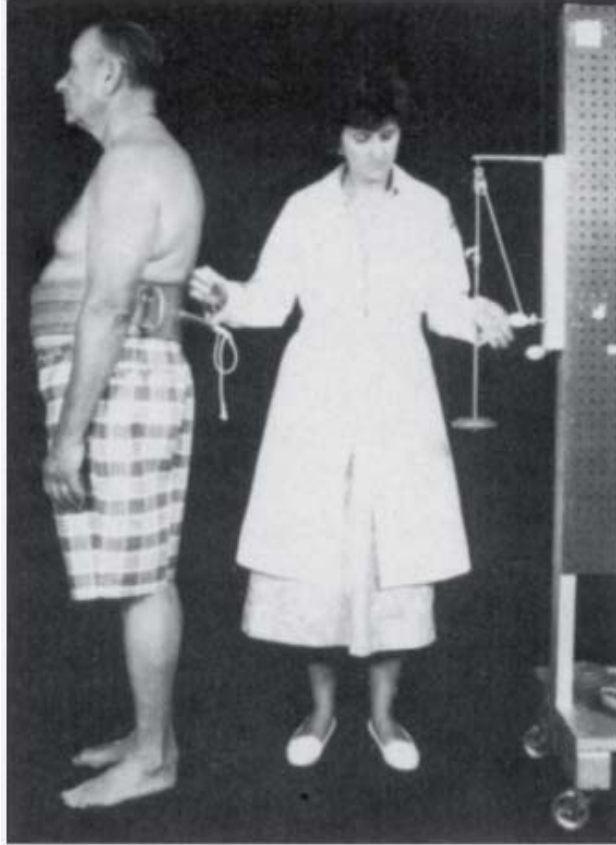
**Anexo 4:** Clinical Test of Sensory Integration of Balance (CTSIB)



Vertigo-dizziness.com [Internet]. Buenos Aires: Neurofisiología Otooftalmológica. [Citado el 9 de oct 2010]. Disponible en:

<http://www.vertigo-dizziness.com/english/equilibrium-pathologies/test-of-balance-tob-dynamic-posturography.html>

**Anexo 5: Postural Stress Test (PST)**



Chandler J, Duncan P, Studenski S. Balance Performance on the Postural Stress Test: Comparison of Young Adults, Healthy Elderly, and Fallers. *PhysTher.* 1990; (70): 410-415.

## Anexo 6: Posturografía



Vertigo-dizziness.com [Internet]. Buenos Aires: Neurofisiología Otooftalmológica. [Citado el 9 de oct 2010]. Disponible en:

<http://www.vertigo-dizziness.com/english/equilibrium-pathologies/test-of-balance-to-b-dynamic-posturography.html>

## Anexo 7: AMTI



Hospimedicaintl.com [Internet]. New Delhi: Hospimedica Group. [Citado el 9 de oct 2010]. Disponible en:

[http://www.hospimedicaintl.com/index.php?manufacturers\\_id=58&crdID=2414bb6a07bef4b0d9366ee4117be743](http://www.hospimedicaintl.com/index.php?manufacturers_id=58&crdID=2414bb6a07bef4b0d9366ee4117be743).

## Anexo 8: Balance Master



Gordonstowe.com [Internet]. Wheeling: Gordon N. Stowe and Associates, Inc. [Citado el 8 mar 2011]. Disponible en:

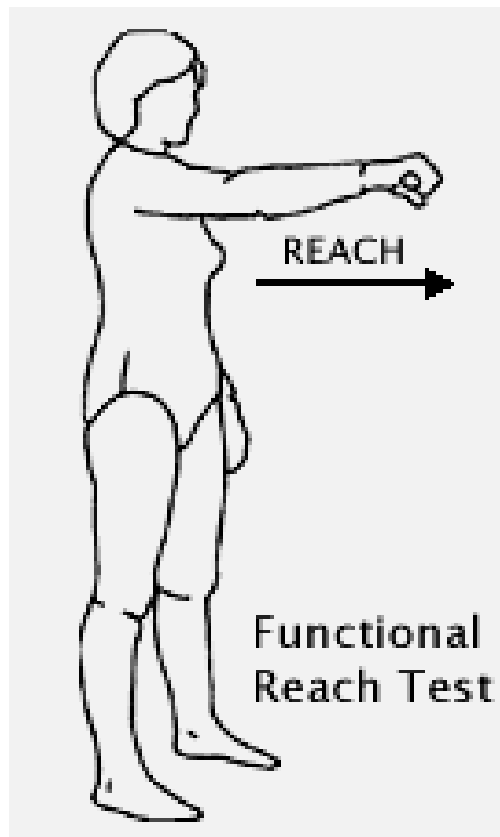
[http://www.gordonstowe.com/products/balance\\_posturography.htm](http://www.gordonstowe.com/products/balance_posturography.htm)

**Anexo 9: Star Excursion Balance Test (SEBT)**



González G, Oyarzo C, Fischer M, De la Fuente M, Diaz V, Berral F. Entrenamiento específico del balance postural en jugadores juveniles de fútbol. RIMCAFD. 2011; 10(41):95-114

**Anexo 10:** Prueba de Alcance Funcional



Alvear P, Carmona C. Descripción de la independencia funcional, equilibrio y depresión de los pacientes con enfermedad de Parkinson pertenecientes a la liga chilena contra el mal de Parkinson [Tesis pregrado]. Santiago, Universidad de Chile; 2005.

**Anexo 11: Biodex Stability System (BSS)**



Biodex.com [Internet]. New York: Biodex Medical System. [Citado el 9 de oct 2010]. Disponible en: [http://www.biodex.com/rehab/balance/balance\\_440feat.htm](http://www.biodex.com/rehab/balance/balance_440feat.htm)



**Anexo 12:** Kinesthetic Ability Trainer 2000 (KAT 2000)



Osmci.gr [Internet]. Loannina: Orthopaedoc Sports Medicine Center of Loannina. [Citado el 9 de oct 2010]. Disponible en:

[http://www.osmci.gr/en/facility/sustema\\_metreses\\_tes\\_idiodektikes\\_aistetikotetas](http://www.osmci.gr/en/facility/sustema_metreses_tes_idiodektikes_aistetikotetas).

### Anexo 13: Equitest



Sti.nasa.gov [Internet]. NASA Spinoff. [Actualizado 2 mar 2011, citado el 8 de mar 2011]. Disponible en: <http://www.sti.nasa.gov/tto/spinoff1996/29.html>

## **Anexo 14.** Declaración de Helsinki.

Recomendaciones para orientar a los médicos en la investigación biomédica con seres humanos Adoptadas por la 18a Asamblea Médica Mundial Helsinki, Finlandia, junio de 1964 y enmendadas por la 29a Asamblea Médica Mundial Tokio, Japón, octubre de 1975, por la 35a Asamblea Médica Mundial Venecia, Italia, octubre de 1983 y por la 41a Asamblea Médica Mundial Hong Kong, en septiembre de 1989

### **INTRODUCCION**

Es misión del médico proteger la salud de la población. Sus conocimientos y conciencia están dedicados al cumplimiento de esa misión.

La Declaración de Ginebra de la Asociación Médica Mundial compromete al médico con las palabras "La salud de mi paciente será mi primera consideración", y el Código Internacional de Etica Médica declara que "Un médico debe actuar sólo en el interés del paciente al proporcionar atención profesional que pudiese tener el efecto de debilitar el estado físico y mental del paciente".

El propósito de la investigación médica con seres humanos debe ser mejorar los procedimientos diagnósticos, terapéuticos y profilácticos y la comprensión de la etiología y la patogénesis de la enfermedad.

En la práctica médica actual la mayor parte de los procedimientos diagnósticos, terapéuticos y profilácticos involucran riesgos. Esto se aplica especialmente a la investigación biomédica.

El progreso de la medicina se basa en la investigación, la que en último término, debe cimentarse en parte en la experimentación en seres humanos.

En el campo de la investigación biomédica debe reconocerse una distinción fundamental entre la investigación médica cuyo objetivo es esencialmente diagnóstico o terapéutico para el paciente, y la investigación médica cuyo objetivo esencial es puramente científico y no representa un beneficio diagnóstico o terapéutico directo para la persona que participa en la investigación.

Durante el proceso de investigación, deben considerarse especialmente los factores que puedan afectar al medio ambiente, y debe respetarse el bienestar de los animales utilizados con fines de investigación.

Dado que es esencial que los resultados de los experimentos de laboratorio se apliquen a seres humanos a fin de ampliar el conocimiento científico y así aliviar el sufrimiento de la humanidad, la Asociación Médica Mundial ha redactado las siguientes recomendaciones para que sirvan de guía a cada médico que realiza investigación en seres humanos. Estas deben someterse a futuras revisiones. Hay que hacer hincapié en el hecho de que las normas tal como están redactadas son sólo una forma de orientación para los médicos de todo el mundo. Ellos no están exentos de las responsabilidades criminales, civiles y éticas en virtud de las leyes de sus propios países.

## **I. PRINCIPIOS BASICOS**

1. La investigación biomédica en seres humanos debe atenerse a principios científicos generalmente aceptados y debe basarse tanto en experimentos de laboratorio y con animales, realizados en forma adecuada, como en un conocimiento profundo de la literatura científica pertinente.
2. El diseño y la ejecución de cada procedimiento experimental en seres humanos deben formularse claramente en un protocolo experimental que debe enviarse a un comité independiente debidamente designado para su consideración, observaciones y consejos. Dicho comité debe ajustarse a las leyes y regulaciones del país en que se lleva a cabo la investigación.
3. La investigación biomédica en seres humanos debe ser realizada sólo por personas científicamente calificadas y bajo la supervisión de un profesional médico competente en los aspectos clínicos. La responsabilidad por el ser humano debe siempre recaer sobre una persona médicamente calificada, nunca sobre el individuo sujeto a la investigación, aunque él haya otorgado su consentimiento.

4. La investigación biomédica en seres humanos no puede realizarse legítimamente a menos que la importancia del objetivo guarde proporción con el riesgo inherente para la persona que toma parte en ella.
5. Todo proyecto de investigación biomédica en seres humanos debe ir precedido de una minuciosa evaluación de los riesgos predecibles en comparación con los beneficios previsibles para el participante o para otros. La preocupación por el interés del individuo debe siempre prevalecer sobre los intereses de la ciencia y de la sociedad.
6. Siempre debe respetarse el derecho del participante en la investigación a proteger su integridad. Deben tomarse todas las precauciones del caso para respetar la vida privada del participante y para reducir al mínimo el impacto del estudio en la integridad física y mental del participante y en su personalidad.
7. Los médicos deben abstenerse de emprender proyectos de investigación en seres humanos a menos que tengan la certeza de que los peligros que entrañan se consideran previsibles. Los médicos deben interrumpir toda investigación si se determina que los peligros sobrepasan los posibles beneficios.
8. Al publicar los resultados de su investigación, el médico está obligado a mantener la exactitud de los resultados. Los informes sobre investigaciones que no se ciñan a los principios descritos en esta Declaración no deben ser aceptados para su publicación.
9. En toda investigación en seres humanos, se debe dar a cada posible participante suficiente información sobre los objetivos, métodos, beneficios previstos y posibles peligros del estudio y las molestias que puede acarrear. Se le debe informar que es libre de abstenerse de participar en el estudio y que es libre de revocar en cualquier momento el consentimiento que ha otorgado para participar.
10. Al obtener el consentimiento informado para el proyecto de investigación, el médico debe ser especialmente cuidadoso para darse cuenta si en el participante se ha formado una condición de dependencia con él o si consiente bajo coacción. En ese caso el consentimiento informado debe obtenerlo un médico que no tome parte en la investigación y que tenga completa independencia de esa relación oficial.

11. En el caso de incapacidad legal, el consentimiento informado debe obtenerse del tutor legal de conformidad con la legislación nacional. Cuando la incapacidad física o mental hace imposible obtener un consentimiento informado, o cuando el participante es menor de edad, un permiso otorgado por un pariente responsable reemplaza al del participante de conformidad con la legislación nacional.

Cuando el menor de edad está de hecho capacitado para otorgar su consentimiento, debe obtenerse además del consentimiento por parte del menor, el consentimiento otorgado por su tutor legal.

12. El protocolo de investigación debe siempre contener una declaración de las consideraciones éticas que van aparejadas y debe indicar que se cumple con los principios enunciados en la presente Declaración.

## **II. INVESTIGACION MÉDICA COMBINADA CON ATENCION PROFESIONAL (Investigación clínica)**

1. En el tratamiento de la persona enferma, el médico debe tener la libertad de usar un nuevo método diagnóstico y terapéutico, si a su juicio ofrece la esperanza de salvar una vida, restablecer la salud o aliviar el sufrimiento.

2. Los posibles beneficios, peligros y molestias de un nuevo método deben compararse con las ventajas de los mejores métodos diagnósticos y terapéuticos disponibles.

3. En cualquier investigación médica, a todos los pacientes --incluidos aquéllos de un grupo de control, si los hay--se les debe garantizar el mejor método diagnóstico y terapéutico probado.

4. La negativa del paciente a participar en un estudio no debe nunca interferir en la relación médico-paciente.

5. Si el médico considera esencial no obtener el consentimiento informado del individuo, él debe estipular las razones específicas de esta decisión en el protocolo que se enviará al comité independiente (I.2)

6. El médico puede combinar la investigación médica con la atención profesional, con el propósito de adquirir nuevos conocimientos, sólo en la medida en que la investigación médica se justifique por su posible valor diagnóstico o terapéutico para el paciente.

### **III. INVESTIGACION BIOMÉDICA NO TERAPEUTICA EN SERES HUMANOS (Investigación biomédica no clínica)**

1. En la aplicación puramente científica de la investigación médica realizada en un ser humano, es el deber del médico ser el protector de la vida y de la salud de esa persona en la cual se lleva a cabo la investigación biomédica.

2. Los participantes deben ser voluntarios, ya sea personas sanas o pacientes cuyas enfermedades no se relacionen con el diseño experimental.

3. El investigador o el equipo investigador debe interrumpir la investigación si a su juicio continuar realizándola puede ser perjudicial para la persona.

4. En la investigación en seres humanos, el interés de la ciencia y de la sociedad nunca debe tener prioridad sobre las consideraciones relacionadas con el bienestar de la persona.

Source: Pautas Éticas Internacionales para la Investigación y Experimentación Biomédica en Seres Humanos. ISBN 92 9036 056 9. Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas (CIOMS), 1993, Ginebra, pp.53-56.

**Anexo 15. Consentimiento Informado**

Usted tendrá la oportunidad de participar en una investigación con la finalidad de evaluar cuantitativamente el balance dinámico, utilizando el instrumento TOBtrainer®. Existen diversos grupos de estudio. Sujetos sanos deportistas y no deportistas que serán evaluados en posición bípeda y sujetos sanos y con SDLC que serán evaluados en posición sedente.

La información obtenida será utilizada para fines científicos y no se realizará divulgación de los datos personales de los pacientes evaluados.

Por este medio, doy mi consentimiento para formar parte en esta investigación cuya naturaleza y propósito me han sido explicados. Mis dudas han sido aclaradas con satisfacción. Accedo a que se utilicen los datos obtenidos de mi evaluación para el desarrollo de esta investigación.

Yo.....CI.....

Fecha de Nacimiento .....

Teléfono.....

Firma.....

Fecha:...../...../.....

Investigador Responsable.....



**Anexo 16. Ficha Sujetos Sanos Evaluación Bípeda**

1. Nombre:

2. Edad:

3. Deporte:

4. Número de días por semana de práctica deportiva:

5. Medicamentos: \_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

6. ¿Ha presentado alguna lesión muscular de extremidades inferiores en los últimos 3 meses? \_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

7. ¿Ha presentado alguna lesión ligamentosa de extremidades inferiores en los últimos 6 meses? \_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

8. ¿Ha presentado alguna lesión de columna vertebral?

\_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

9. ¿Ha tenido alguna vez alteraciones en el Sistema Nervioso Central?

\_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

10. ¿Ha tenido alguna vez alteraciones en el Sistema Vestibular?

\_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

11. ¿Ha tenido alguna vez alteraciones en Sistema Visual?

\_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

12. ¿Padece alguna enfermedad sistémica?

\_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

13. ¿En este momento usted presenta alguna enfermedad que comprometa su estado de salud (resfrío, fiebre, malestar estomacal, mareos, compromiso del estado general, etc)?

\_\_\_\_ Si \_\_\_\_ No

¿Cuáles? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_ Firma: \_\_\_\_\_.

## **Anexo 17. Ficha Evaluación Sedente Sujetos Sanos**

Fecha:

Evaluador:

Teléfono:

### **I. ANTECEDENTES PERSONALES**

Nombre: \_\_\_\_\_ Edad: \_\_\_\_\_ Sexo: M\_\_\_\_ F\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_ Embarazo: \_\_\_\_\_

Antecedentes mórbidos:

Medicamentos:

Ocupación:

Actividad física: \_\_\_\_\_ Frecuencia: \_\_\_\_\_ Años: \_\_\_\_\_

¿Sufre Ud. de vértigos o mareos? SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

¿Ha tenido caídas en el último año? SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

¿Presenta alguna alteración de la sensibilidad? SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

¿Ha realizado actividad física hoy? SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

¿Ha consumido alcohol o drogas en las últimas veinticuatro horas? SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

¿Ha tenido algún episodio de dolor lumbar en el último año? SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_



## HISTORIA CLÍNICA

Diagnóstico médico:

Médico:

Exámenes:

Cirugías:

Anamnesis: (años de dolor, número de episodios, intensidad, tratamientos recibidos)

### Características del dolor actual:

Frecuencia: constante\_\_\_\_\_ inconstante\_\_\_\_\_ cotidiano\_\_\_\_\_

Ubicación: \_\_\_\_\_

Intensidad: EVA

-----

0

10

Tipo de dolor: \_\_\_\_\_

Predominio: matinal\_\_\_\_\_ final del día\_\_\_\_\_ nocturno\_\_\_\_\_

¿Cuál es su postura al dormir?

¿Su dolor es mayor de pie, sentado o acostado?

¿Su dolor es mayor en la mañana o en la noche?

¿Qué posiciones aumentan y disminuyen su dolor?

¿Cuáles son las actividades de la vida diaria que se ven invalidadas por su dolor?

Movilidad Global de Tronco al momento de la evaluación:

¿Restringida por dolor? SI\_\_\_\_\_ NO\_\_\_\_\_

## Anexo 19



### FICHA DE INFORMACIÓN PARA LA PREPARACIÓN DE LA DESCRIPCIÓN DE UNA SOLICITUD DE PATENTE

**TÍTULO:** (claro y conciso)

## **TOBtrainer**

### 1. Indicar el objeto concreto de la invención

(El título con algo más de extensión; indicar también el sector de la técnica en que se encuadra la invención en un primer grado (ej. *sector químico*) y en un segundo (ej. *producto fitosanitario para...*).

**TOBtrainer** es un equipo de entrenamiento y evaluación del balance desarrollado por especialistas en actividad física y rehabilitación. **TOBtrainer** ofrece a médicos, kinesiólogos, profesores de educación física y entrenadores, la posibilidad de evaluar y entrenar el balance en sus pacientes y alumnos. **TOBtrainer** es un equipo autónomo, objetivo, útil y entretenido. Posee 3 radios de curvatura que permiten adaptarse a la capacidad de cada individuo y así poder ser utilizado tanto por deportistas como por ancianos o personas con deterioro de su equilibrio. Además cuenta con una aplicación optativa especial denominada **programa TOBT** que permite registrar en un computador cuando se requiera una evaluación más fina y detallada del rendimiento del balance de un sujeto

## **2. Describir el problema técnico al que se enfrenta la invención y que intenta resolver**

El balance es una compleja respuesta motora que comprende la integración de variada información sensorial, elaboración central de una respuesta y capacidad motora de lograrla.

El balance es una necesidad vital del ser humano ya que le permite integrarse a la actividad cotidiana en forma estable, tanto de pie como en sus diferentes formas de desplazamiento (caminar, correr, gestos deportivos, etc). Así mismo permite mantener la estabilidad en situaciones que tienden a provocar pérdida del equilibrio (tropezos, empujones etc.).

El balance implica diferentes capacidades y estructuras, tales como, la propiocepción, visión, sistema vestibular, sensibilidad presoplantar, coordinación, elementos cognitivos y fuerza muscular. Estos elementos, requeridos en cualquier acto motor, se alteran en muchas patologías de carácter traumatológico (lesiones articulares de tobillo y rodilla, síndromes dolorosos de columna lumbar, etc), de carácter neurológico (parkinson y lesiones vestibulares entre otras), como también en el proceso normal del envejecimiento.

El balance es una necesidad imperiosa en cualquier actividad deportiva, especialmente en aquellas en que la situación de estabilidad se ve constantemente amenazada (ski, patinaje, gimnasia, fútbol, etc) o en los que requieren de un fino control en una posición estática (tiro al blanco, skeet, con arco).

La capacidad de lograr un balance adecuado disminuye en la edad avanzada y es el motivo del aumento de caídas en el anciano, provocando un aumento de su morbimortalidad (fracturas, postración, etc).

### **3. Describir el estado de la técnica**

(Se debe hacer relación a todos los documentos, bibliográficos o de patentes, que se conozcan sobre el tema. Habrá que describir todo aquello que conocemos, los procedimientos o técnicas utilizadas hasta la fecha, los productos que hay en el mercado similares (lo más cercano a la invención que se propone) que reflejen el estado actual de la técnica)

Los avances en tecnología han hecho que las mediciones cuantitativas del balance sean posibles. En algunos casos estos sistemas pueden utilizarse para aislar las anomalías funcionales que se asocian con las causas de déficit de balance, mediciones de la mejora del balance y hasta entrenamiento de éste.

Las plataformas computarizadas son los métodos mayormente conocidos en la medición cuantitativa del balance. La mayoría de estas plataformas evalúan cuatro aspectos del balance:

- 1) Balanceo postural: Se refiere a la capacidad del individuo de mantenerse lo mas estable posible.
- 2) Simetría: Se refiere a la distribución de peso entre los pies.
- 3) Estabilidad dinámica: Es la capacidad de mantener las fuerzas verticales en distintas posiciones y al realizar diversas tareas.
- 4) Respuestas motoras automáticas a las perturbaciones de la plataforma.



Algunas de las tablas de balance tecnológicas son el AccuSway Plus Force Platform (AMTI), NeuroCom Equitest Series, Biodex Stabiliy System, el Kinesthetic Ability Trainer (KAT) 2000 y el Balance Master.

- AMTI es una plataforma computarizada que mide el balance estático y consiste en una superficie rígida que mide las desviaciones del Centro de Presión (COP) y sus direcciones mediante el cálculo de la desviación del centro de las fuerzas verticales del sujeto durante un tiempo determinado.
- El Equitest, también llamado posturografía dinámica computarizada permite realizar un cálculo diagnóstico de la función de múltiples componentes del balance. Valora la postura humana de acuerdo al modelo de los sistemas del control postural.
- Biodex Stabiliy System, es un sistema de balance dinámico que consiste en una plataforma circular que se puede desviar en los sentidos anteroposterior y mediolateral simultáneamente, por lo tanto presenta desviaciones multidireccionales. Aparte de las desviaciones multidireccionales, se puede variar la estabilidad de la plataforma variando las resistencias aplicadas a ésta mediante 8 niveles de dificultad. Más que medir la desviación del CG, esta plataforma mide los grados de inclinación en los sentidos anteroposterior y mediolateral. Además cuenta con biofeedback visual.
- El KAT 2000 también mide el balance dinámico utilizando biofeedback. Va aumentando los niveles de dificultad haciendo la plataforma más inestable, estimulando de esta manera los mecanorreceptores, propioceptores y control muscular de las extremidades inferiores
- El Balance Master consiste en dos plataformas puestas una al lado de la otra con un transductor a lo largo de cada plataforma en sentido anteroposterior. El software de éste equipo le entrega al sujeto una retroalimentación visual acerca de la ubicación de su CG en una pantalla. Las plataformas van a medir las cargas de peso de cada pierna a medida que se desplaza el CG. Cuando en el monitor, los pesos de ambas piernas son iguales, significa que el sujeto está en el centro de la plataforma.

#### 4. Descripción de la invención

(Hacer una sencilla y comprensible redacción del problema técnico planteado y la solución que se propone al problema, defendiendo la invención: ventajas o diferencias de la que se propone respecto al estado de la técnica actual que se ha detallado en el apartado anterior. Seguidamente se *describirá brevemente* la invención: contenido de la invención haciendo hincapié en la característica técnica más importante y novedosa. Después, una *descripción detallada* de la invención, aportando más datos, generales y específicos que permitan reproducir la invención a un experto en la materia)

Hoy, los medios de entrenar el balance son variados y de fácil acceso. Diferentes implementos y software son parte inclusive de videojuegos caseros, pero tener tanto la posibilidad de entrenar y evaluar el balance es más complejo y poco accesible. Las grandes dificultades que existen con la medición tecnológica del balance son el alto costo del equipo, en algunos casos la baja dificultad que ofrecen a poblaciones como deportistas, lo poco transportables y la dependencia de estar conectados a un computador.

**TOBtrainer** es confiable y accesible ya que los elementos que lo constituyen como acelerómetro y microprocesador, son elementos ampliamente utilizados en diferentes aplicaciones tecnológicas.

**TOBtrainer** tiene un costo significativamente menor que los otros equipos del mercado, lo cual hace más accesible contar con una herramienta de este tipo. Es muy fácil de transportar debido a su tamaño y peso, lo que además permite utilizarlo tanto en posición bípeda como sedente. Posee conexión USB y software denominado **TOBT** compatible con cualquier computador que permite realizar mediciones del balance con destacable precisión, sin embargo, otorga además la posibilidad de ser utilizado sin estar conectado al computador, con diferentes modos de entrenamiento y con un modo de evaluación más simple que utilizando el software, pero que orientará correctamente sobre la habilidad del sujeto sobre la plataforma.

Los equipos tecnológicos conocidos ofrecen baja exigencia para poblaciones de sujetos entrenados y **TOBtrainer** con sus radios de curvatura permite un grado de dificultad desafiante incluso para deportistas lo cuál permite una medición motivante y entretenida.

**TOBtrainer** posee 5 modalidades de trabajo denominadas: **M0, M1, M2, M3, M4**. En todas ellas se puede trabajar en disposición mediolateral o anteroposterior, como en apoyo bipodal o monopodal. Cada modalidad exige diferentes cualidades del balance que además pueden dosificarse en dificultad a través de la variación de la velocidad y/o del ancho del trazado a seguir. La sollicitación muscular es diferente de acuerdo a la disposición de la tabla y a la posición del sujeto sobre ella (de pie, sentado, de rodillas, etc), lo cual permite entrenar preferentemente diferentes grupos musculares y segmentos corporales.

**M0:** Registra la capacidad del sujeto para mantenerse en equilibrio sobre la plataforma. Solicita mantenerse estático, en equilibrio perfecto sobre la tabla. **TOBtrainer** valora la desviación del sujeto respecto al punto de equilibrio ideal considerando la ubicación y magnitud de la desviación, diferenciando entre izquierda-derecha o antero-posterior según la ubicación de la tabla. Ideal para el entrenamiento del balance sin desplazamiento y para un patrón de evaluación inicial. El error máximo es de 128 y esto se daría si el sujeto se ubicara durante todo el test apoyado con un borde de la tabla en el suelo. **A menor valor de desviación, mejor es el rendimiento sobre el TOBtrainer.**

**M1:** El sujeto debe seguir una trayectoria exigiendo un control uniforme del balance que permita seguir una trayectoria de dificultad constante. Ideal para el entrenamiento muscular y del balance con desplazamiento

**M2 y M3:** El sujeto debe seguir un trazado a una velocidad determinada y devolverse a una velocidad mayor. Exige una mayor capacidad de frenar una situación de posible caída y devolverse a una situación de estabilidad. Los modos **M2 Y M3** se diferencian en el sentido de la velocidad mayor para dar la posibilidad de trabajar ambos lados. Ideal para entrenar el evitar caídas y para el entrenamiento deportivo.

**M4:** El sujeto debe ser capaz de mantenerse en una situación inestable fuera de la base de sustentación y luego tener que ubicarse en una situación igual al lado contrario. Recluta la musculatura estabilizadora al máximo para luego tener que responder a la situación opuesta lo que impide la acomodación al ejercicio. Ideal para el entrenamiento de actividades deportivas.

**TOBtrainer** captura la posición del sujeto 20 veces por segundo y el resultado en todas las modalidades puede ser registrado, lo que permitirá controlar la evolución del sujeto que se esté entrenando con el **TOBtrainer**.

En los Modos **M1, M2, M3 Y M4**, el resultado se entrega en porcentaje de error del máximo posible en el ejercicio predeterminado. **Lo deseable es que el resultado sea menor al 50% de error. A menor suma del porcentaje de error, mejor es el rendimiento sobre el TOBtrainer.**

### **Formatos del display LCD:**

<b>Di = 0    Dd = 0</b>
<b>M0 V0 A1    T = 0</b>

$E_i = 0$	$E_d = 0$
$M_0$	$V_0$
$A_1$	$T = 0$

$E_i \% 0$	$E_d \% 0$
$M_0$	$V_0$
$A_1$	$T = 0$

**Di** = Desviación por la izquierda: Señala los eventos en que el indicador rojo está por la izquierda del indicador amarillo si el ejercicio esta en ejecución en **M0**.

**Di** representa el promedio de la desviación a izquierda si ha finalizado el ejercicio en **M0**.

**Dd** = Desviación por la derecha: Señala los eventos en que el indicador rojo está por la derecha del indicador amarillo si el ejercicio esta en ejecución en **M0**.

**Dd** representa el promedio de la desviación a derecha si ha finalizado el ejercicio en **M0**.

**Ei** = Error izquierdo: Señala los eventos en que el indicador rojo no coincide por la izquierda con el patrón verde en ejecución en **M1, M2, M3** y **M4**.

**Ed** = Error derecho: Señala los eventos en que el indicador rojo no coincide por la derecha con el patrón verde en ejecución en **M1, M2, M3** y **M4**.

**E i % Error izquierdo:** Error izquierdo entregado como tanto por cien en **M1, M2, M3 y M4** en relación al máximo de errores posibles en el ejercicio seleccionado.

100% = Errores por la izquierda del patrón verde durante todo el tiempo de ejecución.

**E d % Error derecho:** Error derecho entregado como tanto por cien en **M1, M2, M3, M4 y M4** en relación al máximo de errores posibles en el ejercicio seleccionado.

100% = Errores por la derecha del patrón verde durante todo el tiempo de ejecución.

**A menor porcentaje de error sumado por ambos lados, mejor es el rendimiento sobre el TOBtrainer.**

El programa especial **TOBT** si bien no entrega aspectos tales como simetría de la carga de peso, cambios de peso que realiza el sujeto o límites de estabilidad si entrega parámetros de desviación angular, velocidad media y máxima lograda además del desarrollo descriptivo que muestra gráficamente el comportamiento del sujeto durante el tiempo que dura la prueba.

### **Especificaciones Técnicas:**

Plataforma: Fibra de vidrio (40/40 cms).

Radios de balanceo: 10, 15 y 25 cms.

Gabinete: Plexiglass.

Detección de inclinación (Sensor): Acelerómetro semiconductor (ADXL105):

Resolución: 2mG, Rango: +/- 5G, Ancho de banda: DC-5kHz, alimentación desde TOB

Proceso digital (Modo de cálculo y Display): Microcontrolador: PIC16F877A, A/D 10 bits, 20 muestras/seg., display LCD 16x2 caracteres, operación general multiplexada, consumo total 0.1 A, alimentación desde red de 220 VAC.

Peso máximo sobre plataforma: 180 kgs.

Peso del equipo: 7 kgs.

Tamaño del equipo (en su bolso): 45·45·12

### **Software opcional (TOBT):**

Microcontrolador: PIC16F876A, A/D 10 bits, 40 muestras/seg. Interfase USB, buffer análogo repetidor de señal del sensor, alimentación desde USB.

Programa especial basado en Visual Basic

## **5. Explicación detallada de los dibujos**

(Incluir dibujos y esquemas necesarios para comprender la invención. Consignar también las leyendas o explicaciones adicionales que requieren los dibujos.)

En Figuras 1 y 2 se exponen los componentes básicos e iniciales del **TOBtrainer**: Panel o display, trípode y plataforma con su acelerómetro, con las posibilidades de evaluar bípedo o sedente.

Figura 1



Figura 2. Display con información automática del rendimiento de acuerdo a modo utilizado





En figura 3 se agrega imagen de interfase USB, con **programa TOBT** y radios de curvatura en tabla



**Figura 3**

Las figuras 4 y 5 muestran características del **programa TOBT** en una medición de balance bípedo tanto con ojos abiertos como cerrados respectivamente

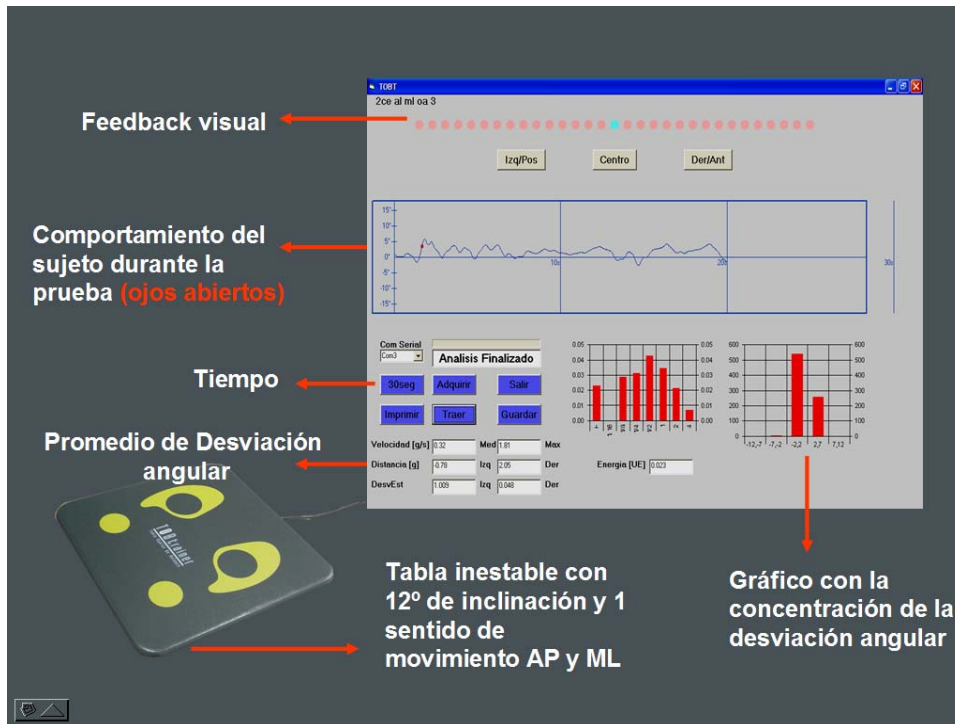


Figura 4

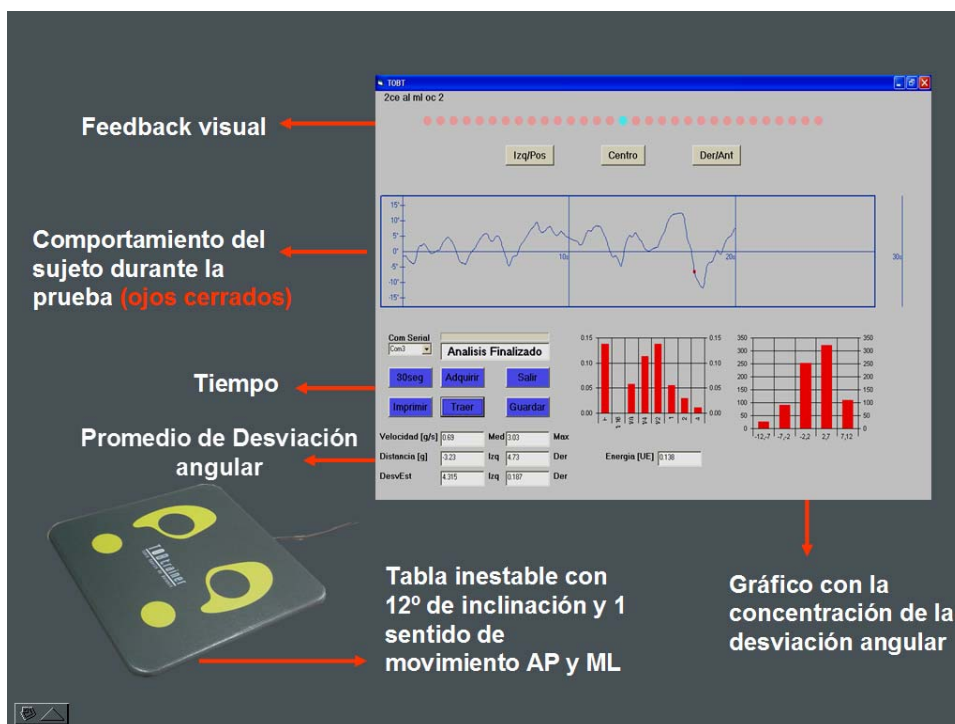


Figura 5

## 6. Ejemplo de realización de la invención

(Incluir al menos un ejemplo para permitir a un experto la reproducción de la invención, concretando los parámetros necesarios (valores específicos de los parámetros necesarios, etc.) No tiene que ser el modo de realización óptimo, ni incluir know-how propio si no es necesario para la reproducción de la patente)

Su construcción involucra una microscópica masa de silicio y que se “balancea o columpia” entre dos captosres de posición (ver .pdf del chip ADXL105 en la WEB). El acelerómetro mide aceleración, que es la velocidad con que cambia la velocidad. Una velocidad cambia si existe una fuerza que actúe sobre el objeto al cual se mide su aceleración. La indicación de aceleración se toma en un solo eje (sentido) y su dirección queda especificada por el fabricante. El acelerómetro entrega una señal eléctrica ( $E_o$ ) proporcional a la aceleración ejercida sobre el cuerpo del sensor (chip). Si esta dirección se orienta perpendicular al horizonte (plano horizontal), el valor que se obtiene es de 1G. Si esta dirección es paralela al plano horizontal, el valor que se obtiene es de 0G. Los valores intermedios se obtienen según la regla del seno del ángulo entre el plano horizontal y la dirección del acelerómetro.

El TOBtrainer puede oscilar en  $-12^\circ$  a  $+12^\circ$ , con lo que la salida máxima será:  $E_o = \sin (+/-12^\circ) * K + C$  volts, siendo K y C constantes eléctricas de conversión. Cuando el sensor está paralelo al plano horizontal,  $E_o = \sin (0^\circ) * K = 0$  volts. 0 volts coincide con la indicación central (LED amarilla) en el panel de LEDs del TOBtrainer. De este modo, el patrón de calibración es un simple “nivel de burbuja” de construcción, que debe hacerse coincidir con la LED amarilla. Para corregir desajustes, el TOBtrainer cuenta con 2 potenciómetros que ajustan la constante aditiva C antes mencionada.

El **TOBtrainer** posee un acelerómetro (ADXL105) el cual está conectado a un Microcontrolador (PIC16F877A /20 muestras por segundo) que analiza y procesa la información entregándola en el display del equipo. Además posee alternativamente un dispositivo con otro microcontrolador (PIC16F876A /40 muestras por segundo), que toma la señal en paralelo, lee los datos del acelerómetro, procesa, analiza y transmite variada información vía USB en forma serial al computador. Luego el **programa TOBT** basado en el programa Visual Basic permite ejecutar diversas funciones entre las que destaca la realización del test a través de la pantalla del computador, establecer el tiempo de duración del test (10, 20 o 30 segundos), registrar, procesar, almacenar e imprimir los datos de angulación y velocidad entre otros. Además permite la calibración del equipo que se obtiene manualmente con un nivel que entrega la horizontal y además entregando la información de posiciones extremas y centro de la tabla al programa visual basic.

#### **7. Indicar las reivindicaciones (la materia que se desearía proteger)**

(De forma clara y concisa, con un título y su caracterización técnica que se quiere proteger)

El equipo (**TOBtrainer**) en su globalidad con la capacidad de funcionar independiente de un computador con sus 5 modalidades de trabajo y el programa especial (**TOBT**) desarrollado para cuando se requiere incorporar un computador para su ejecución

## Anexo 20. Guía del Usuario TOBTrainer



## Guía del Usuario TOBtrainer V1.0

El balance es una compleja respuesta motora que comprende la integración de variada información sensorial, elaboración central de una respuesta y capacidad motora de lograrla.

El balance es una necesidad vital del ser humano ya que le permite integrarse a la actividad cotidiana en forma estable, tanto de pie como en sus diferentes formas de desplazamiento (caminar, correr, gestos deportivos, etc). Así mismo permite mantener la estabilidad en situaciones que tienden a provocar pérdida del equilibrio (tropiezos, empujones etc.).

El balance implica diferentes capacidades y estructuras, tales como, la propiocepción, visión, sistema vestibular, sensibilidad presoplantar, coordinación, elementos cognitivos y fuerza muscular. Estos elementos, requeridos en cualquier acto motor, se alteran en muchas patologías de carácter traumatológico (lesiones articulares de tobillo y rodilla, síndromes dolorosos de columna lumbar, etc), de carácter neurológico (parkinson y lesiones vestibulares entre otras), como también en el proceso normal del envejecimiento.

El balance es una necesidad imperiosa en cualquier actividad deportiva, especialmente en aquellas en que la situación de estabilidad se ve constantemente amenazada (ski, patinaje, gimnasia, fútbol, etc) o en los que requieren de un fino control en una posición estática (tiro al blanco, skeet, con arco).

La capacidad de lograr un balance adecuado disminuye en la edad avanzada y es el motivo del aumento de caídas en el anciano, provocando un aumento de su morbimortalidad (fracturas, postración, etc).

**TOBtrainer** es un equipo de entrenamiento del balance desarrollado por especialistas en actividad física y rehabilitación. **TOBtrainer** ofrece a médicos, kinesiólogos, profesores de educación física y entrenadores, la posibilidad de evaluar y entrenar el balance en sus pacientes y alumnos. **TOBtrainer** es un equipo autónomo, objetivo, útil y entretenido. Posee 3 radios de curvatura que permiten adaptarse a la capacidad de cada individuo y así poder ser utilizado tanto por deportistas como por ancianos o personas con deterioro de su equilibrio.

**TOBtrainer** posee 5 modalidades de trabajo denominadas: **M0, M1, M2, M3, M4**. En todas ellas se puede trabajar en disposición mediolateral o anteroposterior, como en apoyo bipodal o monopodal. Cada modalidad exige diferentes cualidades del balance que además pueden dosificarse en dificultad a través de la variación de la velocidad y/o del ancho del trazado a seguir. La sollicitación muscular es diferente de acuerdo a la disposición de la tabla y a la posición del sujeto sobre ella (de pie, sentado, de rodillas, etc), lo cual permite entrenar preferentemente diferentes grupos musculares y segmentos corporales.

**M0 (duración 30 segundos):** Registra la capacidad del sujeto para mantenerse en equilibrio sobre la plataforma. Solicita mantenerse estático, en equilibrio perfecto sobre la tabla. **TOBtrainer** valora la desviación del sujeto respecto al punto de equilibrio ideal considerando la ubicación y magnitud de la desviación, diferenciando entre izquierda-derecha o antero-posterior según la ubicación de la tabla. Ideal para el entrenamiento del balance sin desplazamiento y para un patrón de evaluación inicial. El error máximo es de 128 y esto se daría si el sujeto se ubicara durante todo el test apoyado con un borde de la tabla en el suelo. **A menor valor de desviación, mejor es el rendimiento sobre el TOBtrainer.**

Valores de referencia (unidades arbitrarias) de desviación angular por cada lado, con radio de curvatura de 15 cms y con ojos abiertos:

### Categorías

<b>Bípedo</b>	<b>Sedente</b>
Excelente: < a 10	< a 5
Muy Bueno: Entre 10 y 20	Entre 5 y 10
Bueno: Entre 21 y 30	Entre 10 y 15
Regular: Entre 31 y 40	Entre 15 y 20
Malo: Entre 41 y 50	Entre 20 y 25
Muy malo: > a 50	> a 25

Es deseable que los valores tanto a izquierda-derecha o anterior-posterior sean similares, es decir, se ubiquen dentro de la misma categoría o en la siguiente. Si los valores son muy diferentes se sugiere repetir la prueba.

Se recomienda evaluar tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados para ponderar la contribución del aporte visual en la adquisición del balance e indirectamente la contribución propioceptiva y vestibular.

### **Protocolo de evaluación en bípedo (M0)**

- 1- Realizar siempre con la tabla sobre la misma superficie y en las mismas condiciones ambientales y físicas.
- 2- Explicar en que consiste la prueba.
- 3- Realizar un test completo en disposición de tabla seleccionada con ojos abiertos. Informar del resultado e instar a mejorar el rendimiento. Realizar 3 veces y seleccionar el mejor
- 4- Realizar un test completo en disposición de tabla seleccionada con ojos cerrados. Informar del resultado e instar a mejorar el rendimiento. Realizar 3 veces y seleccionar el mejor

Se puede calcular el aporte visual a través del Índice de Romberg cuya fórmula es:

$$\text{IR} = \text{OC/OA} \cdot 100.$$

Lo esperable es que el IR sea mayor a 100. A mayor valor, mayor es la dependencia visual y por lo tanto se puede inferir un desentrenamiento del componente propioceptivo y vestibular del sujeto evaluado. Si el valor del IR es menor a 100 se puede inferir que la visión está alterando la adquisición del balance.

**M1:** El sujeto debe seguir una trayectoria exigiendo un control uniforme del balance que permita seguir una trayectoria de dificultad constante. Ideal para el entrenamiento muscular y del balance con desplazamiento

**M2 y M3:** El sujeto debe seguir un trazado a una velocidad determinada y devolverse a una velocidad mayor. Exige una mayor capacidad de frenar una situación de posible caída y devolverse a una situación de estabilidad. Los modos **M2 Y M3** se diferencian en el sentido de la velocidad mayor para dar la posibilidad de trabajar ambos lados. Ideal para entrenar el evitar caídas y para el entrenamiento deportivo.

**M4:** El sujeto debe ser capaz de mantenerse en una situación inestable fuera de la base de sustentación y luego tener que ubicarse en una situación igual al lado contrario. Recluta la



musculatura estabilizadora al máximo para luego tener que responder a la situación opuesta lo que impide la acomodación al ejercicio. Ideal para el entrenamiento de actividades deportivas.

**TOBtrainer** captura la posición del sujeto 20 veces por segundo y el resultado en todas las modalidades puede ser registrado, lo que permitirá controlar la evolución del sujeto que se esté entrenando con el **TOBtrainer**.

En los Modos **M1, M2, M3 Y M4**, la duración del ejercicio es de 60 segundos. El resultado se entrega en porcentaje de error del máximo posible en el ejercicio predeterminado. **Lo deseable es que el resultado sea menor al 50% de error. A menor suma del porcentaje de error, mejor es el rendimiento sobre el TOBtrainer.**

### Formatos del display LCD:

<b>Di = 0 Dd = 0</b>
<b>M0 V0 A1 T = 0</b>

<b>Ei = 0 Ed = 0</b>
<b>M0 V0 A1 T = 0</b>

<b>Ei% 0 Ed% 0</b>
<b>M0 V0 A1 T = 0</b>

**Di =** Desviación por la izquierda: Señala los eventos en que el indicador rojo está por la izquierda del indicador amarillo si el ejercicio esta en ejecución en **M0**.

**Di** representa el promedio de la desviación a izquierda si ha finalizado el ejercicio en **M0**.

**Dd =** Desviación por la derecha: Señala los eventos en que el indicador rojo está por la derecha del indicador amarillo si el ejercicio esta en ejecución en **M0**.

**Dd** representa el promedio de la desviación a derecha si ha finalizado el ejercicio en **M0**.

**Ei =** Error izquierdo: Señala los eventos en que el indicador rojo no coincide por la izquierda con el patrón verde en ejecución en **M1, M2, M3** y **M4**.

**Ed =** Error derecho: Señala los eventos en que el indicador rojo no coincide por la derecha con el patrón verde en ejecución en **M1, M2, M3** y **M4**.

**Ei %** Error izquierdo: Error izquierdo entregado como tanto por cien en **M1, M2, M3** y **M4** en relación al máximo de errores posibles en el ejercicio seleccionado.

100% = Errores por la izquierda del patrón verde durante todo el tiempo de ejecución.

**Ed %** Error derecho: Error derecho entregado como tanto por cien en **M1, M2, M3, M4** y **M4** en relación al máximo de errores posibles en el ejercicio seleccionado.

100% = Errores por la derecha del patrón verde durante todo el tiempo de ejecución.

**A menor porcentaje de error sumado por ambos lados, mejor es el rendimiento sobre el TOBtrainer.**

**Las definiciones de izquierda y derecha que se presentaron corresponden a la posición inicial del TOBtrainer, pero si la tabla se ubica en sentido antero-posterior debe consignarse cual es anterior y cual es posterior.**

**M0:** Señala el Modo seleccionado por Tecla "Modo".

Modos validos son:

**M0:** Genera un indicador amarillo inmóvil que representa la tabla equilibrada respecto al centro. **M0** no puede ser modificado si el ejercicio esta en marcha.

**M1:** Genera un patrón verde de movimiento sinusoidal.

**M2:** Genera un patrón verde de rampa asimétrica, apurada hacia la izquierda.

**M3:** Genera un patrón verde de rampa asimétrica, apurada hacia la derecha.

**M4:** Genera un patrón verde que se detiene a izquierda y luego a derecha (3 seg.).

**VO:** Señala la Velocidad del movimiento del patrón verde, modificado por las Teclas "Velocidad +" y "Velocidad -".

Los valores que adquiere **V** están entre **0** y **8**.

En **M0** **V** es **0** y no puede ser modificada

**M1, M2, M3, M4** tienen **V1** como mínimo y **V** puede ser modificada por las Teclas "Velocidad +" y "Velocidad -", incluso mientras el ejercicio está en marcha.

**A1:** Señala el Ancho que adquiere el patrón verde, que es modificado simétricamente por la Tecla "Ancho +" y "Ancho -"

Los valores que adquiere **A** están entre **1** y **9**.

En **M0** **A** es **1** y no puede ser modificada.

**M1, M2, M3, M4** tienen **A1** como mínimo y **A** puede ser modificada por las Teclas "Ancho +" y "Ancho -", incluso mientras el ejercicio esta en marcha.

**T:** Señala el tiempo transcurrido de un ejercicio.

El **T** definido para la duración del ejercicio en **M0** es de 30 segundos si no es oprimida la Tecla "Inicio/Detención".

El **T** definido para la duración de los ejercicios en **M1, M2, M3, M4** es de 60 segundos si no es oprimida la Tecla "Inicio/Detención".

**Inicio/Detención:**

Da ejecución a los ejercicios y permite su detención antes de los tiempos establecidos llevando al **TOBtrainer** a realizar anticipadamente los cálculos porcentuales o de promedios descritos.

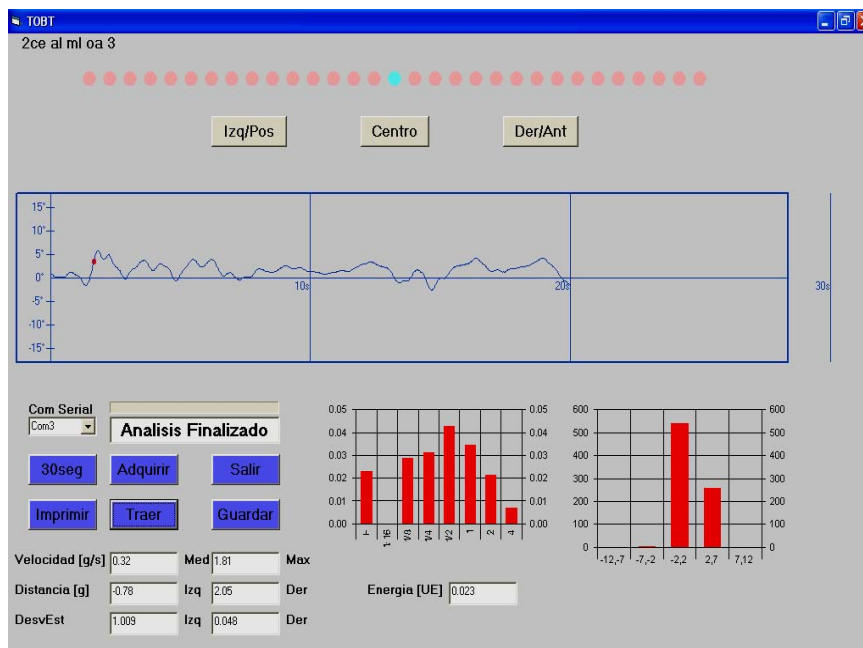
**Inicio/Detención** está diferenciada por color y se duplica en la parte superior del equipo (teclas posterior y superior son idénticas en función).

### Programa opcional (TOBT)

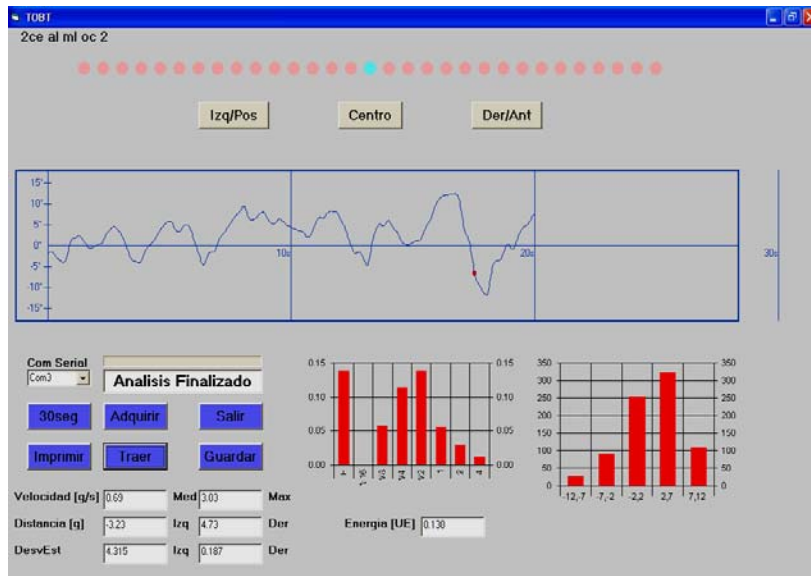
El TOBtrainer posee alternativamente un dispositivo con otro microcontrolador (PIC16F876A /40 muestras por segundo), que toma la señal en paralelo, lee los datos del acelerómetro, procesa, analiza y transmite variada información vía USB en forma serial a un computador. Adicionalmente tiene una aplicación (programa) especial, basado en el programa Visual Basic que permite ejecutar diversas funciones entre las que destaca la realización del test a través de la pantalla del computador, establecer el tiempo de duración del test (10, 20 o 30 segundos), registrar, procesar, almacenar e imprimir los datos de angulación y velocidad entre otros. Además permite la calibración del equipo que se obtiene manualmente con un nivel que entrega la horizontal y además entregando la información de posiciones extremas y centro de la tabla al programa visual basic.

En la figura 1 se observan los datos entregados por el software del instrumento en la modalidad ojos abiertos (OA), donde destaca la oscilación de la tabla durante 20 segundos de evaluación, la valoración de la desviación angular de la tabla y el histograma de la concentración de la desviación angular, entre otros. En la figura 2 se contrasta el comportamiento del mismo sujeto en la modalidad de ojos cerrados (OC). Destaca el aumento de la oscilación y la mayor valoración de la desviación.

**Figura 1 (Ojos abiertos)**



**Figura 2 (Ojos Cerrados)**



**Recomendaciones de uso:**

Mantenga desenchufado el equipo de la red de 220 V mientras conecta o desconecta la plataforma.

Asegure el módulo de lectura por medio de la palanca de enganche rápido en la parte trasera del equipo.

Instale la plataforma separada, al menos, por 1 metro del equipo lector.

Utilice el control de altura del trípode para ubicar los indicadores LED a la altura de los ojos del examinado.

**Especificaciones Técnicas:**

Plataforma: Fibra de vidrio (40/40 cms).

Radios de balanceo: 10, 15 y 25 cms.

Gabinete: Plexiglass.

Detección de inclinación (Censor): Acelerómetro semiconductor (ADXL105): Resolución: 2mG, Rango: +/- 5G, Ancho de banda: DC-5kHz, alimentación desde TOB

Proceso digital (Modo de cálculo y Display): Microcontrolador: PIC16F877A, A/D 10 bits, 20 muestras/seg., display LCD 16x2 caracteres, operación general multiplexada, consumo total 0.1 A, alimentación desde red de 220 VAC.

Peso máximo sobre plataforma: 180 kgs.

Peso del equipo: 7 kgs.

Tamaño del equipo (en su bolso): 45·45·12

### **Software opcional (TOBT):**

Microcontrolador: PIC16F876A, A/D 10 bits, 40 muestras/seg. Interfase USB, buffer análogo repetidor de señal del censor, alimentación desde USB.

Programa especial basado en Visual Basic

### **Servicio Técnico:**

ArtOficio LTDA., [artocio@artoficio.com](mailto:artocio@artoficio.com)

Fonos: 56-2-239 4732

### **Producto exclusivo de KD LTDA:**

[kd@manquehue.net](mailto:kd@manquehue.net)

Fonos: 56-2-2467770 – 09/1003934

**Anexo 21.** Manuscritos enviados a revisión

**Inter-trial reliability of balance assessments with open eyes and closed eyes using the TOBtrainer<sup>MR</sup>.**



***Journal of Rehabilitation Research & Development***

ISSN: 0748-7711  
Imprint: ELSEVIER

Impact Factor: 1,708  
5-Year Impact Factor: 2.142  
Issues per year: 6

**Authors:**

Claudio Oyarzo Mauricio, MSc

Graduate in Kinesiology, Master in Medicine & Sport Sciences

University Finis Terrae, Santiago, Chile.

E-mail: coyartzom@hotmail.com

Mercedes Schmitt Rungue, BS

Graduate in Kinesiology

University Finis Terrae, Santiago, Chile.

E-mail: mechaschmitt@gmail.com

Roberto Larraguibel, BS

Graduate in Computer Sciences

ARTOficio, Santiago, Chile.

E-mail: Roberto@artoficio.com

Daniel Rojano Ortega, PhD

Graduate in Physics, Master in High Sport Capacity and Doctor in High Sport Capacity

University Pablo de Olavide, Sevilla, Spain

E-mail: drojor@upo.es

Francisco J. Berral de la Rosa, PhD, MD

Graduate in Medicine, Doctor in Medicine and Surgery, Specialist in Sport Medicine

University Pablo de Olavide, Sevilla, Spain

E-mail: fjberde@upo.es

## **Abstract**

Although there are many technological devices for making quantitative and qualitative assessments of balance, their high prices and the difficulty to move them make necessary the development of new devices. The aim of our study was to verify the capacity of the TOBtrainer<sup>MR</sup> to clearly differentiate between the balance with open eyes and the balance with closed eyes and also to assess the inter-trial reliability of balance assessment. Thirty healthy subjects (9 males, 21 females, age =  $21.9 \pm 3.2$  years) not involved in physical activity more than two times per week and not having ever been considered elite sportmen or sport-women participated in this study. The TOBtrainer<sup>MR</sup> was used for assessment of angular deviation in the medial-lateral axis with open eyes (MLOE) and with closed eyes (MLCE) and in the anterior-posterior axis with open eyes (APOE) and with closed eyes (APCE). Two trials were carried out with a time interval of three weeks to assess reliability.



The t-tests revealed that there were significant differences ( $p < 0.001$ ) in both trials between MLOE and MLCE and also between APOE and APCE. The ICC values were moderate for MLCE (0.56) and APCE (0.74) and very good for MLOE (0.83) and APOE (0.82). In conclusion: The TOBTrainer<sup>MR</sup> clearly differentiates the balance with open eyes from the balance with closed eyes. Additionally, reliability of balance assessment using the TOBTrainer<sup>MR</sup> is considerably high. These results make the TOBTrainer<sup>MR</sup> an advisable technological device for balance assessment.

**Key Words:** postural control; dynamic balance; stability; reliability; TOBTrainer<sup>MR</sup>.

**Word Count:** 1740.

## **INTRODUCTION**

Balance is a basic necessity of human beings which allows them to develop the daily activities in a stable way <sup>(1-3)</sup>. Balance control is usually defined as a complex motor skill that involves the integration of sensory information, the elaboration of an answer from the central nervous system and the motor capacity to execute that answer in order to achieve the postural goals <sup>(1,2)</sup>. Balance can suffer a degeneration in the elderly and in many pathologies <sup>(1,2,4-8)</sup>. It has been quite studied in the elderly due to the importance of maintaining the mobility in the increasingly aging population <sup>(1,2,9)</sup>. The study of the balance has also been important in the active and the sportive population, to establish relationships with injury prevention and recovery <sup>(10-13)</sup>.

Many tests have been developed to evaluate static and dynamic balance. Some of them are basically used with the elderly and have proved to be useful in the prediction of falls.

Examples of these kinds of tests are the Romberg test, the Tinetti test, the Get up and Go test, the Functional Reach test and the Bestest<sup>(14-18)</sup>. Some other like the Star Excursion Balance Test (SEBT)<sup>(10,19)</sup> are used with a more active population. There are also more sophisticated instruments which make quantitative and qualitative assessments of balance<sup>(14,20-25)</sup>. Among those we have the AMTI AccuSway Plus Force Platform, the NeuroCom Equitest, the Biodex Stabiliy System, the Kinesthetic Ability Trainer (KAT) 2000 and the Balance Master.

Most of these platforms evaluate four aspects of balance: postural sway or steadiness, symmetry or distribution of weight between the two feet, dynamic stability and the automatic motor responses to disturbances of the platform surface<sup>(14)</sup>. The most important disadvantages of those devices are their high prices and the difficulty to be moved and sometimes, they also have low levels of difficulty for sportive populations.

A new device for assessing and training dynamic balance, the TOBtrainer<sup>MR</sup>, has been developed and patented by Pablo de Olavide University in Seville, Spain. It is a 40 cm · 40 cm fibreglass platform with a single moving axe which can be the medial-lateral one (ML) or the anterior-posterior one (AP), depending on the subject position over the platform. It has three different radius of curvature (25 cm, 15 cm and 10 cm) for increasing the level of difficulty and has maximum 12° of tilt. The TOBtrainer<sup>MR</sup> has an accelerometer (ADXL105) with the possibility of being connected to two different microcontrollers, PIC16F877A or PIC16F876A. The first one has a sample rate of 20 Hz, is used without a computer, has two modalities, evaluation and training, and shows the information in the display of the device

(Figure 1). The second one is only used for evaluating, has a sample rate of 40 Hz and has to be used connected to a computer.

The TOBtrainer<sup>MR</sup> has a software (TOBT software) based in Visual Basic which allows data registration, processing and storage (Figure 2). Both microcontrollers can be used with a visual feedback to help the subject improve the balance. This is especially important with the elderly, because it has been proved that visual feedback improves their postural control in the daily life <sup>(3)</sup>.

The TOBtrainer<sup>MR</sup> can be calibrated with a simple calibration level and has a total weight of 7 kg, which makes it easy to be moved. It has also the possibility of making the balance assessment not only in a standing position but also in any other one, for example, in a sitting position, which is especially important for subjects with lumbar pain syndrome <sup>(26)</sup>.

The aim of our study is to verify the capacity of the TOBtrainer<sup>MR</sup> to clearly differentiate between the balance with open eyes and the balance with closed eyes and also to assess the inter-trial reliability of balance assessment using the TOBtrainer<sup>MR</sup>. Evaluator participation is limited to giving instructions to the subjects, which makes the assessment almost independent from the evaluator.

## **METHODS**

### *Subjects*

Thirty healthy subjects (9 males, 21 females, age =  $21.9 \pm 3.2$  years) not involved in physical activity more than two times per week and not having ever been considered elite

sport-men or sport-women participated in this study. They were free of any self-reported lower extremity or vertebral column injury in the previous 6 months. None of them had ever suffered TEC history or central nervous system disorders, neither visual nor vestibular, and none of them had consumed any medicine which could alter the balance.

All subjects gave written informed consent to participate in our study, according to the 2008 Revised Declaration of Helsinki.

### *Testing procedure*

The testing protocol consisted of two trials, separated by a time interval of three weeks. Each trial was composed of three 20-second tests for each modality, using the 15 cm radius of curvature. The 4 different modalities were: medial-lateral with open eyes (MLOE), medial-lateral with closed eyes (MLCE), anterior-posterior with open eyes (APOE) and anterior-posterior with closed eyes (APCE).

All the tests were carried out in a closed room with good lighting. There were neither visual nor hearing distractions. Subjects were instructed to be in a standing position with the hands at their sides trying to maintain platform stability. To that purpose, they were helped by a visual feedback consisting in a light signal that remained in the centre of the screen when the platform was in a horizontal plane. Before carrying out the tests, the testing protocol was explained to all subjects and they made a familiarization 10-second test for each modality.

We used the PIC16F876A microcontroller, so the sample rate was 40 Hz. All the data were registered with the TOBT software. For each test we considered the average of the angular

deviation and for each modality the best result of the three tests was used. A break of 20 seconds was made between tests, while a 5 minutes break was made between modalities.

### *Statistical Analysis*

The statistical analysis was made with the program SPSS for Windows, v. 13.0. We calculated the means and standard deviation of all the variables measured. We made the Kolmogorov-Smirnoff test to verify the normality condition of all the variables and, as this condition was always verified, we used the t-Test to determine if there were significant differences between open-eyes and closed-eyes mean values. Finally, we used Intraclass Correlation Coefficient (one-way random) to evaluate the reliability. The significant level of the tests was set at  $p < 0.05$ .

## **RESULTS**

The means and standard deviations in the first trial for MLOE, MLCE, APOE and APCE are, respectively,  $2.81^{\circ} \pm 0.74^{\circ}$ ,  $9.31^{\circ} \pm 1.60^{\circ}$ ,  $2.67^{\circ} \pm 0.94^{\circ}$  and  $8.80^{\circ} \pm 1.49^{\circ}$ . The means and standard deviations in the second trial for MLOE, MLCE, APOE and APCE are, respectively,  $2.81^{\circ} \pm 0.84^{\circ}$ ,  $9.17^{\circ} \pm 1.39^{\circ}$ ,  $2.58^{\circ} \pm 0.77^{\circ}$  and  $8.52^{\circ} \pm 1.45^{\circ}$ . The t-tests revealed significant differences ( $p < 0.001$ ) in both trials between MLOE and MLCE and also between APOE and APCE (Figure 3).

Table 1 shows the ICC values (one-way random) for assessing reliability between trial 1 and trial 2, for all the variables measured: MLOE, MLCE, APOE y APCE. ICC values were moderate ( $0.41 < ICC < 0.60$ ) for the closed eyes measures and very good ( $0.81 < ICC < 1.00$ ) for open eyes measures.

## DISCUSSION

Assessment of balance has important applications not only in the elderly but also in sport training. It is important to be sure that the device we use measures correctly the aspect of the balance we want to evaluate and that the tests used have a high reliability.

Using the TOBTrainer<sup>MR</sup> with a healthy non sportive population, we have found significant differences ( $p < 0.001$ ) in the two axes, medial-lateral and anterior-posterior, between open eyes and closed eyes. This results, also found in many other studies <sup>(1,3,27)</sup>, show that the TOBTrainer<sup>MR</sup> is able to differentiate between both conditions, which represent a normal balance (open eyes) and a balance without one of the three main afferent sources (visual information).

For our dynamic evaluation of balance, the range of ICC found (from 0.56 to 0.83) shows that the TOBTrainer<sup>MR</sup> has a good reliability. We have found higher ICC values for open eyes assessments than for closed eyes assessments. This can be explained because the tests with closed eyes are more challenging than the tests with open eyes. Therefore, we think it would have been necessary a longer familiarization session with closed eyes to find a better reliability.

Besides, the higher ICC value found for the second measure with closed eyes (APCE) supports this idea because the first test made in this modality was after 3 trials made in MLCE modality and therefore, we can assume that the familiarization session for anterior-posterior measures was longer and that the better ICC value in APCE was due to a learning effect during the tests.

The election of the radius of curvature for adjusting the difficulty level is also important. Our subjects were not involved in physical activity more than twice per week, so it is possible to have found a better reliability using the 25 cm radius of curvature. Some authors <sup>(28,29)</sup> have reported good reliability using an unchanging level of stability with the Biodex, but Pereira et al.<sup>(21)</sup> affirm that the protocol of decreasing stability could be a better choice for subjects who participate in sports, since it is difficult to choose which level of stability represents better their reality. Using a similar protocol with the TOBTrainer<sup>MR</sup> could also be the better choice for balance assessments with sportive populations.

It is important to remain that assessment of balance has to be made minimizing external influences and in the same conditions of silence and illumination <sup>(27)</sup> and also to take into account that the motivation and the concentration of the subjects during the tests can influence the results. Controlling these aspects may improve the reliability of measurements.

In conclusion, the TOBTrainer<sup>MR</sup> is able to clearly differentiate balance with open eyes from balance with closed eyes. Additionally, although certain variability exists in balance assessment using the TOBTrainer<sup>MR</sup>, the ICC values found in our study show that the reliability obtained is considerably high. These results, along with the relatively low cost of the equipment and its small size and weight, make it an advisable technological device for balance assessment. Other studies should investigate these results using the 10 cm and 25 cm radius of curvature, or even the average values found with different radius. It should be also studied a population with balance disorders.

## REFERENCES

1. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3:193–214.
2. Horak F. Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture*. 1997;6:76–84.
3. Peterka R, Loughlin P. Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *J Neurophysiol*. 2004;91:410–23.
4. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *J Athl Train*. 2004;39(4):321–9.
5. Castillo A, D'Andréa J, Camanho G. Evaluating the Center of Gravity of Dislocations in Soccer Players With and Without Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament using a Balance Platform. *Clinics*. 2009;64(3):163–170.
6. Byl N, Sinnott P. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low back dysfunction. *Spine*. 1991;16:325–330.
7. Luoto, BM. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine*. 1998;23:2081–2089.
8. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*. 2004;11:107–112.
9. Prioli A, Freitas Júnior P, Barela J. Physical Activity and Postural Control in the Elderly: Coupling between Visual Information and Body Sway. *Gerontology*. 2005; 51:145–8.



10. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(12):911-9.
11. Mcguide T, Keene J. The Effect of a Balance Training Program on the Risk of Ankle Sprains in High School Athletes. *Am J Sports Med.* 2006;34(7):1003-111.
12. Pasanen K. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study. *BMJ.* 2008;337:a295.
13. Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med.* 2010;44(8):555-62.
14. Yim-Chiplins P, Talbot L. Defining and Measuring Balance in Adults. *Biol Res Nurs.* 2000;1(4):321-331.
15. Tinetti, ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J AM Geriat Soc.* 1986;24:119-126.
16. Whitney, J., Lord, S., Close J. Streamling assessment and intervention in a falls clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessment. *Age Ageing.* 2005;34:567-571.
17. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional Reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol.* 1990;45(6):M192-7.
18. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation System Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009;89(5):484-498.

19. Gribble P, Hertel J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise. Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2003;7(2):89–100.
20. Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of Balance Measures Produced by Biodex Stability System. *J Athl Train.* 1998;33(4):323–327.
21. Pereira HM, de Campos TF, Santos MB, Cardoso JR, Garcia MC, Cohen M. Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait Posture.* 2008;28(4):668–72.
22. Walker C, Brouwer B, Gulham E. Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following acute Stroke. *Phys Ther.* 2000;80(9):886–95.
23. Artuso A, Garozzo A, Contucci A, Frenguelli A, Di Girolamo S. Role of dynamic posturography (Equitest) in the identification of feigned balance disturbances. *Acta Otorinolarhyngol Ital.* 2004;24:8–12.
24. Ekdahl C, Jarnlo GB, Andersson SI. Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scan J Rehabil Med.* 1989;21(4):187–95.
25. Mattacola CG, Lebsack DA, Perrin DH. Intertester Reliability of Assessing Postural Sway Using the Chattecx Balance System. *J Athl Train.* 1995;30(3):237–42.
26. Radebold A. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine.* 2001;26:724-730.

27. Martin E, Barona De Guzman R, Comeche C, Baydal J. Análisis de la Interacción Visuo-Vestibular y la Influencia Visual en el Control Postural. *Acta Otorinolarhyngol Esp.* 2004;55:9-16.
28. Pincivero D, Lephart SM, Henry TJ. Learning effects and reliability of the biodex stability system. *J Athl Train.* 1995;30:S35.
29. Cachupe W, Shifflett B, Kahanov L, Wulghalter E. Reliability of biodex balance system measures. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2001;9:240-252.

### **CAPTIONS TO FIGURES**

Figure 1. TOBTrainer<sup>MR</sup> used without a computer.

Figure 2. TOBTrainer<sup>MR</sup> connected to a computer and software TOBT data registration.

Figure 3. Mean values of angular deviation for each modality: medial-lateral with open eyes (MLOE), medial-lateral with closed eyes (MLCE), anterior-posterior with open eyes (APOE) and anterior-posterior with closed eyes (APCE). Differences between open eyes and closed eyes are significant in both modalities and both trials at  $p < 0.001$ . A, trial 1. B, trial 2.

### **FIGURES**

Figure 1



Figure 2

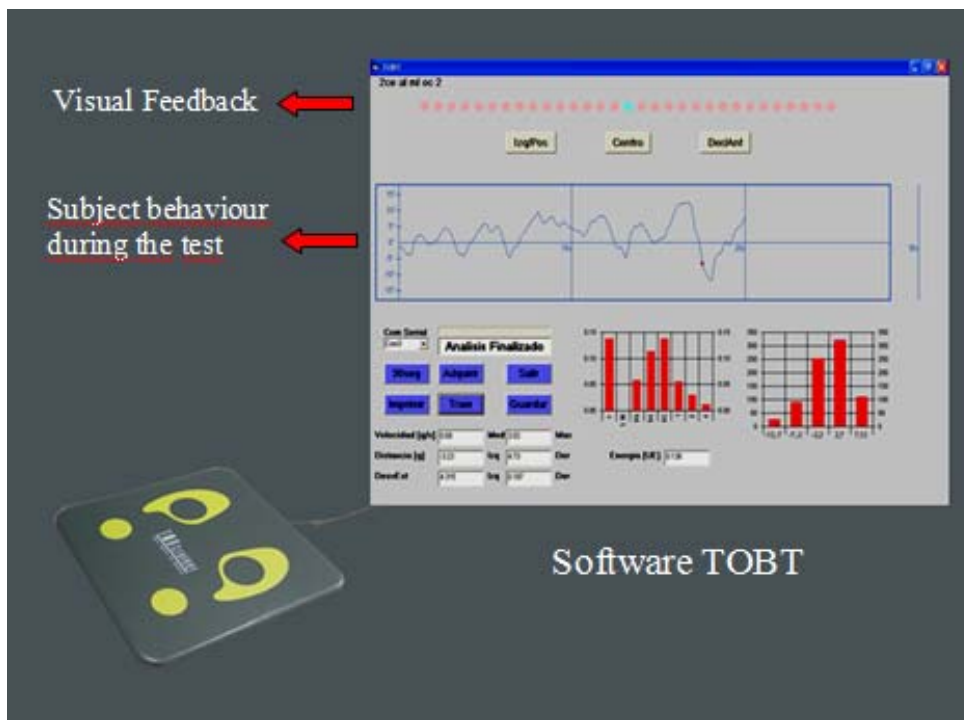
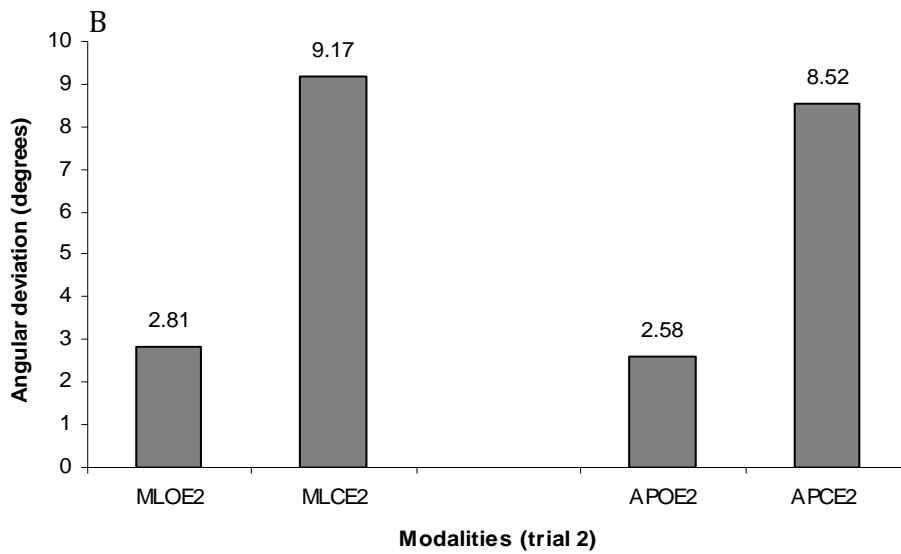
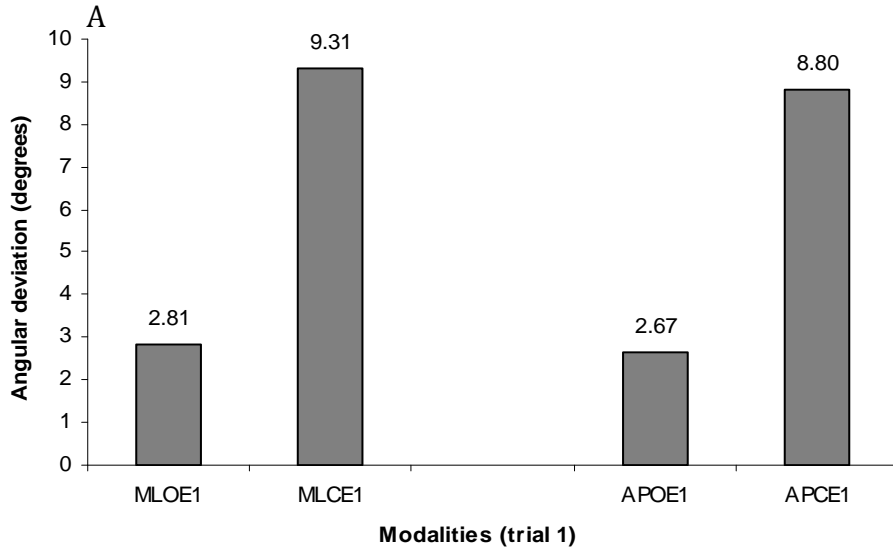


Figure 3



TAB

Variables	ICC	95% CI
MLOE	0.83	(0.68-0.92)
MLCE	0.56	(0.26-0.76)
APOE	0.82	(0.66-0.91)
APCE	0.74	(0.52-0.87)

ICC: Intraclass correlation coefficient; 95% CI: 95% confidence interval; MLOE: medial-lateral with open eyes; MLCE: medial-lateral with closed eyes; APOE: anterior-posterior with open eyes; APCE: anterior-posterior with closed eyes.

## **Anexo 22.** Manuscritos preparados para ser enviados a revisión

### Comparación del Balance Dinámico Bipodal entre deportistas de distintas modalidades y sujetos sanos no deportistas.

#### **Resumen**

El balance es hoy reconocido como una cualidad fundamental en el deporte y aún se conoce poco sobre sus características en diferentes especialidades deportivas.

**Objetivo.** El objeto de este estudio fue comparar el balance dinámico bipodal, entre futbolistas, esquiadores alpinos de alto rendimiento y personas no deportistas, utilizando el instrumento de medición, TOBtrainer<sup>MR</sup>.

**Materiales y métodos.** La muestra fue constituida por 90 sujetos sanos entre 18 y 30 años divididos en 3 grupos, uno de 30 esquiadores alpinos, otro de 30 futbolistas y un tercer grupo de 30 sujetos no deportistas evaluados en el estudio preliminar de validación del TOBtrainer<sup>MR</sup>. Se midió el balance dinámico en cuatro modalidades, mediolateral con ojos abiertos (MLOA), mediolateral con ojos cerrados (MLOC), anteroposterior con ojos abiertos (APOA) y anteroposterior con ojos cerrados (APOC). **Resultados.** Los esquiadores tuvieron menor desviación angular que los no deportistas en todas las modalidades (MLOA, MLOC, APOA  $p < 0,001$ ; APOC=0.0043). Los futbolistas tuvieron menor desviación angular que el grupo no deportista, pero sólo fue significativo en las modalidades MLOA y APOA ( $p=0,001$ ). También hubo diferencias entre deportistas, ya que los esquiadores tuvieron menor desviación angular que los futbolistas en las cuatro modalidades aunque la diferencia fue significativa sólo en MLOC ( $p=0,0038$ ).

**Conclusión.** Los esquiadores y futbolistas tienen mejor balance dinámico que los no deportistas y los esquiadores lograron mejor balance que los futbolistas en la modalidad MLOC. Estos hallazgos orientan a la importancia de la práctica deportiva y el entrenamiento del balance para lograr un mejor rendimiento y favorecer la disminución de lesiones.

**Palabras Claves.** Balance, balance dinámico, evaluación del balance, TOBtrainer<sup>MR</sup>.

#### **Introducción**

El balance es una habilidad adquirida por los seres humanos para lograr estar de pie y en sus diferentes formas de desplazamiento, evitando la caída <sup>(1-8)</sup>. Al realizar una actividad deportiva la exigencia para mantener el balance es mayor, ya que existen situaciones que desafían aún más la postura estable <sup>(9)</sup>. El rendimiento del balance, también varía según el tipo de deporte que realice el sujeto <sup>(9-11)</sup>. Los deportistas al tener mayores desafíos para mantener el balance, están expuestos a lesiones que pueden afectar su desempeño deportivo <sup>(8,10, 12)</sup>. Se ha demostrado que el balance es entrenable <sup>(13, 14)</sup> y esto es importante para los deportistas ya que pueden lograr menor cantidad de lesiones y un mejor rendimiento. <sup>(8,12 ,15-25)</sup>

Para evaluar el balance, existen diversos instrumentos y pruebas que permiten evaluar tanto el balance estático como dinámico <sup>(7,26-37)</sup>. Actualmente existen pocos estudios de evaluación y comparación del balance en diferentes especialidades deportivas. <sup>(6,9,38,39)</sup>.

## **Material y Método**

Este estudio tiene un enfoque cuantitativo, de alcance correlacional, y diseño analítico-descriptivo, no experimental, transversal y prospectivo. El universo de este estudio estuvo conformado por un total de 194 sujetos chilenos entre 18 y 30 años; de estos, 51 futbolistas pertenecen al Club Deportivo Colo Colo, 49 futbolistas al Club Deportivo Universidad Católica, 11 son esquiadores alpinos de la Selección Nacional de Esquí de Chile, 53 esquiadores alpinos del Club Valle Nevado y 30 sujetos sanos no deportistas que participaron del estudio de reproducibilidad del instrumento TOBtrainer<sup>MR</sup>. Este estudio tiene una muestra por conveniencia, no probabilística, de sujetos tipo (deportistas de alto rendimiento) elegida por apareamiento con respecto al número de sujetos y rango de edad del grupo sanos no deportistas. Los criterios de inclusión fueron, en el caso de los deportistas, tener entre 18 y 30 años, entrenar al menos 4 veces por semana y practicar solamente fútbol o esquí alpino. Para los sujetos sanos no deportistas tener entre 18 y 30 años, no realizar actividad física más de 2 veces por semana y no haber sido deportista de alto rendimiento durante su desarrollo. Los criterios de exclusión fueron presentar lesión de extremidades inferiores o columna en los últimos 6 meses, alteraciones en el sistema nervioso central, vestibular o visual,

historia de TEC, compromiso del estado general o uso de medicamentos que alteren el balance. La muestra quedó finalmente conformada por un grupo de 30 futbolistas varones (10 del Club Colo-Colo y 20 del Club Universidad Católica de Chile); un segundo grupo de 30 esquiadores alpinos varones (9 de la selección nacional de esquí y 21 del club Valle Nevado de Chile) y un tercer grupo de 30 sujetos (21 mujeres y 9 varones) sanos no deportistas. Todos los sujetos estuvieron dispuestos a participar del estudio y cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión.

Las características de edad y tamaño de los 3 grupos se muestran en la tabla 1.

<b>Tabla 1. Tamaño y promedio de edad de los grupos</b>		
	Edad ( $X \pm DE$ )	N
No Deportistas	21,9 $\pm$ 2,23	30
Futbolistas	18,6 $\pm$ 2,01	30
Esquiadores	22,3 $\pm$ 4,43	30

Cada evaluación consistió en 3 mediciones de 20 segundos con pausa de 20 segundos entre cada medición para las modalidades mediolateral ojos abiertos (MLOA), mediolateral ojos cerrados (MLOC), anteroposterior ojos abiertos (APOA) y anteroposterior ojos cerrados (APOC). Antes de medir cada modalidad se realizó un test de 10" para que el sujeto lograra una comprensión adecuada de la prueba. Las mediciones quedaron registradas en el programa TOBT. Para todas las evaluaciones se utilizó un box cerrado con buena iluminación y ausente de distracciones visuales y auditivas, para disminuir errores. Además se realizaron en horario matinal, antes del entrenamiento regular de los deportistas. Para el análisis de los datos se consideró la amplitud de las medias de desviación angular (medida en grados). Se seleccionó la mejor de las 3 mediciones, los datos fueron transferidos a una planilla de cálculo Excel que luego fue incorporada en el programa Graphpad Prism 5.0 con el cual se establecieron los valores estadígrafos y se realizaron las pruebas estadísticas. Para seleccionar las pruebas, se evaluó previamente la normalidad de las variables con las



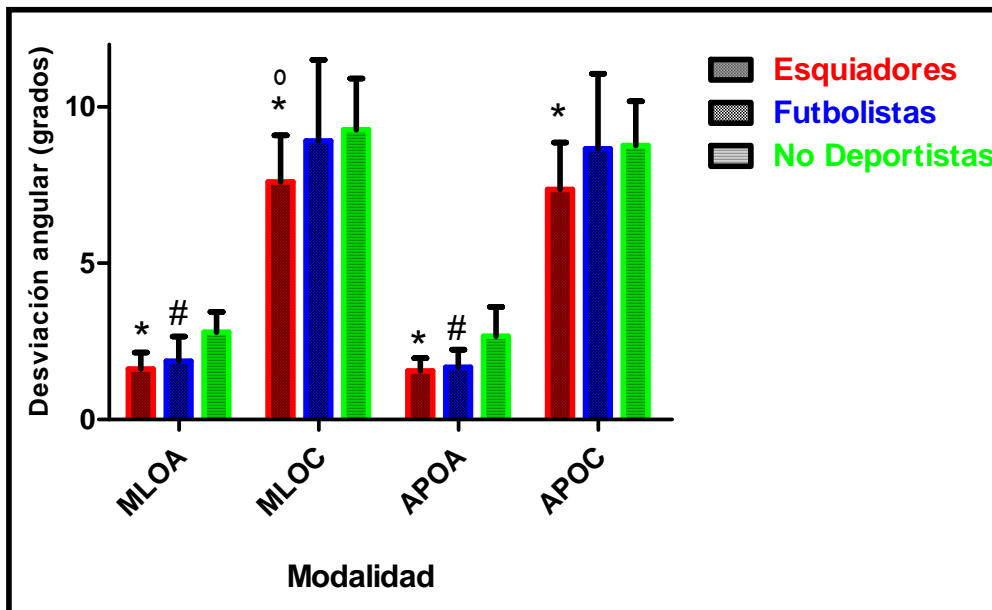
pruebas Kolmogorov–Smirnov, D’Agostino y Pearson y Shapiro–Wilk. Se consideró como distribución normal cuando si y sólo si, en las 3 pruebas y para cada variable se comprobó normalidad. Para comparar los 3 grupos del estudio usamos ANOVA para muestras independientes paramétricas y la prueba Kruskal-Wallis para muestras no paramétricas, de acuerdo con la normalidad de las variables, con los post test de Bonferroni, para distribución normal y Dunns, para distribución no normal. De acuerdo a esto, en las modalidades MLOC se utilizó ANOVA y Bonferroni y en las modalidades MLOA, APOA y APOC se utilizó Kruskal-Wallis y Dunns. El alfa utilizado fue de 0,05.

## RESULTADOS

Los resultados de las mediciones del balance en esquiadores, futbolistas y no deportistas se observan a continuación en la tabla 2 y gráfico 1.

**Tabla 2.** Promedios de Desviación Angular (DA) con Desvío Estándar en cada modalidad de evaluación en los 3 grupos.

	<b>Esquiadores Media DA ± DS (°)</b>	<b>Futbolistas Media DA ± DS (°)</b>	<b>No Deportistas Media DA ± DS (°)</b>	<b>Significancia</b>
<b>MLOA</b>	1,61 ± 0,54	1,87 ± 0,79	2,79 ± 0,65	* (p<0,0001) # (p<0,0001)
<b>MLOC</b>	7,61 ± 1,48	8,91 ± 2,60	9,28 ± 1,64	* (p<0,0001) ° (p<0,0038)
<b>APOA</b>	1,56 ± 0,41	1,67 ± 0,56	2,67 ± 0,94	* (p<0,0001) # (p<0,0001)
<b>APOC</b>	7,37 ± 1,49	8,66 ± 2,39	8,77 ± 1,41	* (p<0,0043)
* = Diferencia significativa entre esquiadores y no deportistas. # = Diferencia significativa entre futbolistas y no deportistas. ° = Diferencias significativas entre esquiadores y futbolistas.				



\* = Diferencia significativa entre esquiadores y no deportistas.  
 # = Diferencia significativa entre futbolistas y no deportistas.  
 ° = Diferencias significativas entre esquiadores y futbolistas.

**Gráfica 1.** Comparación del promedio de la desviación angular en las 4 modalidades de evaluación entre esquiadores, futbolistas y no deportistas.

En la modalidad MLOA se observa que los esquiadores y futbolistas tienen menor desviación angular que los no deportistas. En ambos casos con una  $p < 0,0001$ . En la modalidad MLOC se observa que la desviación angular de los esquiadores es menor que la de los no deportistas ( $p < 0,0001$ ). Por su parte los futbolistas, si bien, logran menor desviación angular que los no deportistas, la diferencia no es significativa. Además se observa en esta modalidad que existe diferencia entre las especialidades deportivas ya que los esquiadores logran una menor desviación angular que los futbolistas ( $p = 0,0038$ ). En la modalidad APOA se observa que los esquiadores tienen menor desviación angular que los no deportistas ( $p < 0,0001$ ) al igual que los futbolistas comparados con los no deportistas ( $p < 0,0001$ ). Finalmente, en la modalidad APOC nuevamente los esquiadores obtienen menor desviación angular que los no deportistas ( $p = 0,0043$ ), en cambio los futbolistas, al igual que en MLOC, no logran diferencias significativas comparados con los no deportistas.

## Discusión

Nuestros resultados indican que los deportistas logran un mejor balance dinámico que los no deportistas. No encontramos en la literatura otras investigaciones que comparen el balance dinámico entre estas poblaciones, sin embargo, Biec y Kuczynski <sup>(39)</sup> estudiaron el balance estático bipodal sobre una plataforma de fuerza AMTI, en futbolistas y no deportistas y sus hallazgos fueron similares, ya que los futbolistas obtuvieron mejor rendimiento que los no deportistas, tanto en el sentido mediolateral, como en el anteroposterior. Es probable que el balance, tanto estático como dinámico, sea mejor en los deportistas por la mayor riqueza motora que entrega la actividad física y al entrenamiento de la fuerza muscular que influye en el balance, teniendo así respuestas más rápidas y apropiadas frente a desestabilizaciones <sup>(40)</sup>

Por su parte los esquiadores demostraron un evidente mejor balance que los no deportistas ya que obtuvieron diferencias significativas en las 4 modalidades evaluadas, sin embargo los futbolistas, sólo obtuvieron un mejor rendimiento que los no deportistas en las 2 modalidades con OA. Lo anterior puede ocurrir porque los futbolistas, si bien, desarrollan mejores respuestas motoras por la riqueza de la práctica deportiva, no acostumbran a realizar actividades con ojos cerrados o enfrentar situaciones que les dificulten la visión, como si ocurre con los esquiadores, por las condiciones ambientales propias del deporte (nieve, neblina, luz plana, viento blanco, etc.). Es posible que los esquiadores desarrollen mayor capacidad de adaptabilidad frente a la ausencia de la aferencia visual debido a que deben adaptarse constantemente a las condiciones climáticas que le ofrece el ambiente <sup>(41)</sup>. Otra explicación posible de que los futbolistas no hayan logrado establecer diferencias significativas en la situación de ojos cerrados con los no deportistas es que la muestra no haya sido lo suficientemente grande ya que los valores absolutos de los futbolistas en las modalidades con OC fueron superiores a los de los sujetos no deportistas.

Otro aspecto interesante de los resultados, es que se observó diferencia entre las especialidades deportivas ya que los esquiadores obtuvieron mejor rendimiento en el balance dinámico que los futbolistas, aunque esto fue significativo sólo en la modalidad

MLOC. Esto puede deberse a que el esquí es un deporte que exige aún más y constantemente el balance, al ser comparado con el fútbol y por lo mismo involucra en su entrenamiento más ejercicios para desarrollar esta cualidad. En la modalidad MLOC se establece una diferencia significativa y esto puede establecerse por dos aspectos técnicos del esquí que implican un mayor desafío al balance ML; uno es la forma de los esquíes, los cuales dan una gran base AP, lo que permite inclinarse hacia adelante y atrás, sin desafiar tanto el balance como en el sentido ML, donde la base es mucho más pequeña; el segundo aspecto es el hecho de enfrentar constantemente movimientos curvos, lo que provoca que los esquiadores estén constantemente inclinando y angulando su cuerpo al interior de la curva para contrarrestar las diferentes fuerzas que actúan sobre él y evitar un error que puede provocar una caída o retraso en el timing de la carrera <sup>(41)</sup>.

Por otra parte la mayoría de las investigaciones que evalúan el balance entre deportistas, han centrado el estudio del balance en deportistas lesionados u operados. Dichos estudios buscan comparar a deportistas lesionados que han realizado distintos tratamientos y cuantifican diferencias entre ellos, en la habilidad para mantener el balance <sup>(12,15-25)</sup>. A diferencia de los anteriores, nuestro estudio comparó deportistas sanos al igual que el trabajo realizado por Bressel y Yonker donde compararon el balance entre gimnastas, futbolistas y basquetbolistas <sup>(9)</sup>. Aunque estos no compararon deportistas con sujetos sedentarios, también encontraron algunas diferencias entre los deportistas ya que los gimnastas y futbolistas lograron mejor rendimiento que los basquetbolistas quienes demostraron tener menor balance estático comparado con los gimnastas, y menor balance dinámico comparado con los futbolistas, sin embargo entre gimnastas y futbolistas no se observaron diferencias en el balance estático y dinámico. Cabe destacar que la evaluación no fue tecnológica ya que se utilizó el Balance Error Scoring System (BESS) para medir el balance estático y el SEBT para medir el balance dinámico, la cual es una prueba más dependiente de la fuerza y flexibilidad, mientras que el TOBtrainer<sup>MR</sup> por ser una evaluación sobre superficie inestable exige más el rol de la habilidad del individuo para percibir desplazamientos del centro de gravedad y de

la velocidad de respuesta para realizar los ajustes necesarios que permitan mantenerse lo mas centrado posible sobre la tabla inestable.

El hecho de que los deportistas tengan mejor balance pone de manifiesto que el balance es una habilidad susceptible de mejorar y por lo tanto es posible entrenar a sedentarios e incluso a los propios deportistas <sup>(13,14)</sup> lo que permitirá a través de la mejoría de su balance realizar actividades deportivas con menor riesgo de lesión <sup>(8,10,12,15,17-25)</sup>. También permite comprender que desarrollar el entrenamiento del balance en un deportista de alto rendimiento posibilita que adquieran mayores habilidades de estabilidad <sup>(8,12)</sup> y consecuentemente desempeñar un mejor rol en el deporte que practican. De acuerdo a nuestros resultados es posible inferir que los futbolistas podrían mejorar aún más su balance y de esta forma disminuir sus lesiones y eventualmente mejorar su rendimiento deportivo.

Sería de interés realizar evaluaciones con el TOBTrainer, a otros grupos de deportistas ya que el instrumento demostró ser eficiente en detectar diferencias entre deportistas de diferentes disciplinas. Nuestro supuesto, tal como lo demuestra este estudio, es que podrían encontrarse diferencias significativas en algunas modalidades de medición del balance entre deportistas de diferentes especialidades lo que permitiría focalizar el entrenamiento en aquellos con peor balance para disminuir el riesgo de lesión y mejorar su rendimiento <sup>(9,11)</sup>.

Las limitaciones metodológicas de nuestro estudio, son que las mediciones evaluadas en los tres grupos no fueron realizadas en el mismo lugar ni tampoco simultáneamente, sin embargo, las condiciones ambientales de evaluación fueron las mismas para todos. Las mediciones de los deportistas fueron realizadas por un evaluador y la de los sujetos no deportistas por un evaluador diferente, sin embargo, las indicaciones dadas se protocolizaron y dado que el instrumento de medición es de carácter tecnológico y no evaluador dependiente, esta situación no debiera constituir un sesgo metodológico. Otro elemento a considerar es que todos los deportistas fueron hombres, mientras que el grupo de no deportistas fue mixto, sin embargo, en este grupo no se observaron diferencias entre hombres y mujeres lo que coincide con investigaciones que compararon el balance dinámico entre géneros <sup>(16, 43, 44)</sup>.

Los alcances de nuestros resultados permiten señalar la importancia de evaluar el balance en deportistas, la importancia de la práctica deportiva para mejorar el balance y la posibilidad de colocar mayor énfasis en aquellos deportistas que aún pueden mejorar su balance y de esta forma disminuir las lesiones y mejorar su rendimiento.

## **Conclusiones**

Los esquiadores y futbolistas tienen mejor balance dinámico que los no deportistas aunque los futbolistas lograron diferencias significativas sólo en la situación de OA.

Los esquiadores tienen un mejor desempeño en el balance dinámico que los futbolistas siendo significativa en la modalidad MLOC.

El instrumento de medición del balance dinámico TOBtrainer<sup>MR</sup> es eficaz para detectar diferencias en el balance dinámico bipodal entre sujetos deportistas y no deportistas y entre deportistas de diferente especialidad.

## **Agradecimientos**

Nuestros agradecimientos a la Dra. Victoria Espinoza por el trabajo estadístico aplicado en esta investigación

## **Bibliografía**

1. Winter A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995; 3: 193-214.
2. Winter D, Prince F, Frank J, Powell C, Zabjek K. Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance. *J Neurophysiol*. 1996; 75(6): 2334-343.
3. Horak F. Clinical assessment of balance disorders. *Gait-Posture* 1997 6: 76-84,
4. Peterka R, Loughlin P. Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *J Neurophysiol*. 2004; 91:410-23.
5. Krishnamoorthy, V., Latash, M. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. *J Physiol* 2005, 565 (2): 675-684.
6. Shumway-cook A, Woollacott M. *Motor Control. Translating Research Into Clinical Practice*. 3<sup>a</sup> ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
7. Yim-Chiplins, P., Talbot, L. Defining and Measuring Balance in Adults. *Biol Res Nurs* 2000, 1 (4): 321-331.

8. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Med.* 2007; 37(6):547-56.
9. Bressel E, Yonker J, Kras J, Heath E. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics Athletes. *J Athl Train.* 2007; 42(1):42-46.
10. Pomés MT. Postura y deporte: La importancia de detectar lesiones y encontrar su verdadera causa. IPP. 2008.
11. Gerbino P, Griffin E, Zurakowski D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait Posture.* 2007; 26 (4): 501-7.
12. Emery C, Cassidy D, Klassen T. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *CMAJ.* 2005; 172 (6): 749-754.
13. Myer GD, Ford KR, Palumbo JP, Hewett TE. Neuromuscular Training Improves Performance and Lower-Extremity Biomechanics in Female Athletes. *J Strength Cond Res* 2005; 19(1):51-60.
14. González G, Oyarzo C, Fischer M, De la Fuente M, Diaz V, Berral F. Entrenamiento específico del balance postural en jugadores juveniles de fútbol. *RIMCAFD.* 2011; 10(41):95-114.
15. Gribble P. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.* 2004; 39 (4): 321-329.
16. Castillo A, D'Andréa J, Camanho G. Evaluating the Center of Gravity of Dislocations in Soccer Players With and Without Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using a Balance Platform. *Clinics.* 2009; 64(3): 163-170.
17. Mckeon P, Ingersoll C, Kerrigan D, Saliba E, Bennett B, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40(10):1810-9.
18. McKeon P, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective?. *Journal of Athletic Training.* 2008; 43(3):305-315.
19. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Excercise to Prevent Lower Limb Injuries in Youth Sports: Cluster Randomized Controlled Trial. *BMJ* 2005; 330:449-52.
20. Plisky P, Rauh M, Kaminski T, Underwood F. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36 (12):911-9.
21. Cerulli G, Benoit D, Caraffa A, Ponteggia F. Proprioceptive Training and Prevention of Anterior Cruciate Ligament injuries in Soccer Program. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001; 31:655-60.
22. Mcguide T, Keene J. The Effect of a Balance Training Program on the Risk of Ankle Sprains in High School Athletes. *Am J Sports Med.* 2006; 34(7):1003-111.
23. Chaiwanichsiri D, Lorprayoon E, Noomanoch L. Star Excursion Balance Training: Effects on ankle Functional Stability after Ankle Sprain. *J Med Assoc Thai.* 2005; 88(4):90-4.

24. Pasanen K. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study *BMJ* 2008;337: 295.
25. Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med* 2010 Jun;44(8):555-62.
26. Tinetti, M. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J AM Geriatr Soc* 1986, 24: 119-126.
27. Whitney, J., Lord, S., Close J. Streamlined assessment and intervention in a falls clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessment. *Age and Ageing* 2005, 34: 567-571.
28. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional Reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* 1990;45(6):M192-7
29. Horak F, Wrisley D, Frank J. The Balance Evaluation System Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*. 2009; 89 (5): 484-498.
30. Gribble P, Hertel J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise. Meas Phys Educ Exerc Sci*. 2003; 7(2):89-100.
31. Brent, A., Schmitz R. Examination of Balance Measures Produced by Biodex Stability System. *J Athl Train* 1998; 33(4): 323-327.
32. Pereira HM, de Campos TF, Santos MB, Cardoso JR, Garcia Mde C, Cohen M. Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait Posture* 2008 Nov;28(4):668-72. Epub 2008 Jun 24.
33. Walker, C., Brouwer, B., Gulham, E. Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following acute Stroke. *Phys Ther* 2000, Vol. 80, No 9.
34. Artuso, A., Garozzo, A., Contucci, A., Frenguelli, A., Di Girolamo, S. Role of dynamic posturography (Equitest) in the identification of feigned balance disturbances. *Acta Otorinolaryngol Ital* 2004, 24: 8-12.
35. Ekdahl C, Jarnlo GB, Andersson SI. Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scan J Rehabil Med* 1989;21(4):187-95.
36. Mattacola C, Lebsack D, Perrin D. Intertester Reliability of Assessing Postural Sway Using the Chattecx Balance System. *J Athl Train*. 1995; 30(3):237-42.
37. Emery, C., Cassidy, J., Klassen, T., Rosychuk, R., Rowe, B. Development of a Clinical Static and Dynamic Standing Balance Measurement Tool Appropriate for Use in Adolescents. *Phys Ther* 2005 Vol. 85, No 6.
38. Asseman F, Caron O, Crémieux J. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance?. *Gait Posture*. 2008; 27 (1): 76–81.
39. Biec E, Kuczynski M. Postural Control in 13-year-old soccer players. *Eur J Appl Physiol*. 2010; (110): 703-708.
40. Chicharro J, Fernández A. *Fisiología del ejercicio*. 2º edición. Panamericana; 2001.
41. PAIA-AASI. *Alpine Technical Manual: Skiing and Teaching Skills*, 2º ed. Lakewood; 2006.



42. Suárez C, Gil-Carcedo L, Marco J, Medina J, Ortega P, Trinidad J. Tratado de Otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello Tomo 2. 2º Ed. Madrid: Médica Panamericana; 2007.
43. Luoto, BM. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. Spine 1998 23:2081-2089.
44. Fort A, Romero D, Costa L, Bagur C, Lloret M, Montañola A. Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. Med Sport. 2009; 44 (162): 74-81.

# Comparación del Balance Sedente entre Sujetos con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y Sujetos Sanos e Influencia del Origen y Magnitud del Compromiso Estructural.

## RESUMEN

El Síndrome de Dolor Lumbar Crónico (SDLC) es una de las patologías más frecuentes del aparato locomotor. El Balance Sedente (BS) se ha postulado como una buena herramienta para evaluar el control sensoriomotor lumbar, sin embargo, aún los estudios son escasos y no se ha estudiado la influencia del origen estructural.

**Objetivo:** Comparar el BS entre sujetos con SDLC y sujetos sanos y observar si existen diferencias en el BS de acuerdo al origen estructural del dolor lumbar.

**Material y Método:** Se estudió una muestra de 88 sujetos, 44 sujetos sanos y 44 sujetos con SDLC. Estos últimos se clasificaron además según las estructuras comprometidas en discógeno (n=18), facetario (n=11) y triarticular (n=15). La evaluación se realizó en modalidades mediolateral (ML) y anteroposterior (AP) con ojos abiertos (OA) y ojos cerrados (OC), utilizando el instrumento de evaluación del balance TOBTrainer®.

**Resultados:** Los sujetos con SDLC tuvieron mayor dificultad en el balance sedente que los sujetos sanos, con diferencias altamente significativas en las cuatro modalidades MLOA (p 0.0003), MLOC, APOA y APOC (p< 0.0001). Al comparar de acuerdo al origen estructural del dolor lumbar no hubo diferencias entre origen discógeno y facetario. Los sujetos con compromiso triarticular tuvieron mayor alteración del balance que los sujetos con origen discógeno puro (p= 0.0023) en la modalidad MLOC. En el resto de las modalidades no hubo diferencia pero se mantuvo la tendencia.

**Conclusiones:** Los sujetos con SDLC tienen alterado el balance sedente. No existen diferencias de acuerdo al origen estructural pero un mayor compromiso estructural podría relacionarse con una mayor alteración.

Palabras Claves: Balance Sedente, Control Postural, SDLC.

## INTRODUCCIÓN

El balance o Control Postural es parte integrante del control sensoriomotor e implica la coordinación de un conjunto de variados movimientos y estrategias para estabilizar el centro de masa y mantener una postura estable, ya sea en bípedo o sedente y tanto estática como dinámicamente<sup>1-7</sup>. Se ha demostrado alteración del balance en diferentes condiciones y patologías<sup>1-3,7,9,10</sup>. Entre las patologías musculoesqueléticas, destaca el

SDL por su prevalencia y complejidad<sup>11</sup>. El origen del SDL es diverso y entre las estructuras importantes que son fuente de dolor están el disco intervertebral y las articulaciones facetarias<sup>11-14</sup>. Estas estructuras poseen importantes receptores propioceptivos<sup>15-19</sup> y su daño influye, tanto en la alteración aferente como en respuestas anormales de la musculatura eferente<sup>19-21</sup>, provocando un deterioro del balance. Aunque se ha demostrado alteración del balance tanto bípedo<sup>22-29</sup> como sedente en sujetos con SDL, son pocas las investigaciones en balance sedente<sup>30-35</sup> y no se ha analizado la influencia del tipo o magnitud del daño estructural sobre el déficit en el balance.

## **MATERIAL Y MÉTODO**

El estudio es de tipo no experimental, descriptivo, analítico, correlacional causal, transversal<sup>114</sup>. El tipo de muestreo fue no aleatorio, por conveniencia. Se estudiaron 88 sujetos de ambos sexos divididos en 2 grupos; uno de 44 sujetos sanos voluntarios y 44 sujetos con SDLC que ingresaron con ese diagnóstico a la Unidad de Columna del Centro MEDS (Santiago, Chile). Todos los sujetos con un rango de edad entre los 18 y 45 años (tabla N° 1) y que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión. Los criterios de inclusión para la muestra de sujetos sanos fueron: Edad entre 18-45 años, no haber tenido episodios de SDL en últimos 5 años ni haber tenido alguno que durara más de 1 semana, tener un IMC menor a treinta y no realizar actividad física 3 o más veces por semana. Los criterios de inclusión para la muestra de sujetos con SDLC fueron: Edad entre 18-45 años, presentar SDL de más de 3 meses de evolución, tener dolor leve o moderado al momento de la evaluación (EVA no mayor a 5 y sin limitación de la movilidad global de tronco por dolor) y un IMC menor a treinta. Los criterios de exclusión para sujetos sanos y sujetos que presenten SDLC fueron: Presencia de lesión del aparato vestibular, embarazo, en cualquier etapa de gestación, prescripción médica de psicotrópicos (tranquilizantes, hipnóticos, ansiolíticos y/o antidepresivos), consumo de alcohol o drogas veinticuatro horas previas a la evaluación, compromiso del estado general al momento de la evaluación o que hubieran realizado actividad física el mismo día de la evaluación. Los sujetos con SDLC además se clasificaron en tres categorías según las estructuras comprometidas: discógeno(n=18), facetario(n=11)

y triarticular (n=15), basándose en estudio imagenológico (RNM) y diagnóstico médico. Antes de la medición se realizó una entrevista mediante ficha de evaluación asignada y se entregó una carta de consentimiento.

Tabla N° 1. Media de edad, talla, peso e IMC en Sujetos Sanos y sujetos con SDLC

	<b>N</b>	<b>EDAD</b>	<b>TALLA</b>	<b>PESO</b>	<b>IMC</b>
<b>SANOS</b>	44	29	171	66	22,57
<b>SDLC</b>	44	36	172	71	23,99

La medición del balance sedente de los sujetos se realizó utilizando el instrumento de medición del balance TOBtrainer® consistente en un plato inestable de 40/40cms, con un eje de movimiento, radio de curvatura de 15 cms. y que registra la desviación angular del sujeto sobre la plataforma. Las mediciones se hicieron en la misma situación ambiental, con el menor ruido posible, evitando distracciones, con iluminación adecuada y temperatura aproximada de 22° Celsius. Esta evaluación fue realizada siempre por dos evaluadores capacitados, en horario de 10:00 a 14:00 horas y en el mismo lugar. La plataforma se situó sobre una misma mesa de un metro de altura, ochenta centímetros de ancho y sesenta centímetros de largo. El sujeto debía sentarse erguido sobre la plataforma lo más relajado posible con caderas y rodillas flexionadas en noventa grados, los pies colgando sin apoyo, brazos cruzados delante del pecho y manos descansando sobre los hombros contrarios. La finalidad de la medición fue que el sujeto mantuviera la postura sedente lo más quieta posible, evitando los desplazamientos. Se instó al sujeto a dar su mejor esfuerzo en la prueba, que estuviera tranquilo y en silencio. La evaluación del balance sedente se realizó de la siguiente manera (Figura 1):

1. Se explicó e informó a los sujetos en qué consistía la prueba.
2. Se instaló al sujeto sobre la plataforma de acuerdo a su comodidad y facilidad para localizar el punto de equilibrio en la posición ML.
3. Se realizó una medición de ensayo de 10 segundos con OA y OC en la posición ML.

4. Se realizó una medición de 20 segundos en las situaciones MLOA y MLOC con una pausa de 10 segundos entre una y otra.
5. Se solicitó al sujeto que descendiera de la tabla y se otorgó un descanso de pie de 20 segundos antes de la siguiente medición.
6. Se instaló al sujeto sobre la tabla, de acuerdo a su comodidad y facilidad para localizar el punto de equilibrio en la posición AP.
7. Se realizó una medición de ensayo de 10 segundos con OA y OC en la posición AP.
8. Se realizó una medición de 20 segundos en las posiciones APOA y APOC con una pausa de 10 segundos entre una y otra.



Figura 1

Las mediciones quedaron registradas en el programa del equipo. Para el análisis de los datos se consideró la amplitud de las medias de desviación angular (medida en grados). Los datos fueron transferidos a una planilla de cálculo Excel que luego fue incorporada en el programa Graphpad Prism 5.0 con el cual se establecieron los valores estadígrafos y se realizaron las pruebas estadísticas. Para seleccionar las pruebas, se evaluó previamente la normalidad de las variables con las pruebas Kolmogorov–Smirnov, D’Agostino y Pearson y Shapiro–Wilk. Se consideró como distribución normal cuando si y sólo si, en las 3 pruebas y para cada variable se

comprobó normalidad. Dado que no se pudo demostrar normalidad en la distribución de las variables se utilizaron pruebas no paramétricas: Mann-Whitney para comparar el balance sedente entre sujetos sanos y sujetos con SDLC y la prueba de análisis de varianza de Kruskal-Wallis con su post test de Dunns para comparar entre sujetos con SDLC de acuerdo a origen discógeno, facetario o triarticular. El alfa utilizado en todos los casos fue de 0,05.

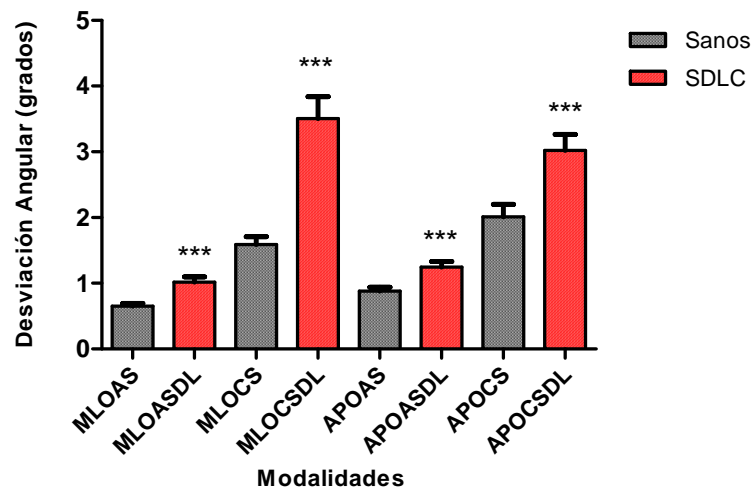
## RESULTADOS

Los resultados de las mediciones de desviación angular de los sujetos sanos y sujetos con SDLC se observan en la Tabla 2

Tabla 2. Promedios de Desviación Angular con Desvío Estándar en Sujetos Sanos y con SDLC en 4 Modalidades.			
	Sujetos Sanos (n=44)	Sujetos SDLC (n=44)	Significancia
MLOA	0.65 ± 0.26	1.02 ± 0.51	p 0.0003
MLOC	1.59 ± 0.80	3.50 ± 2.21	p<0.0001
APOA	0.88 ± 0.38	1.25 ± 0.54	p<0.0001
APOC	2.01 ± 1.27	3.02 ± 1.61	p<0.0001

La comparación entre ambos grupos se observa en el Gráfico 1

**Gráfico 1. Comparación de Medias de Desviación Angular (°) entre Sujetos Sanos y con SDL en 4 modalidades.**

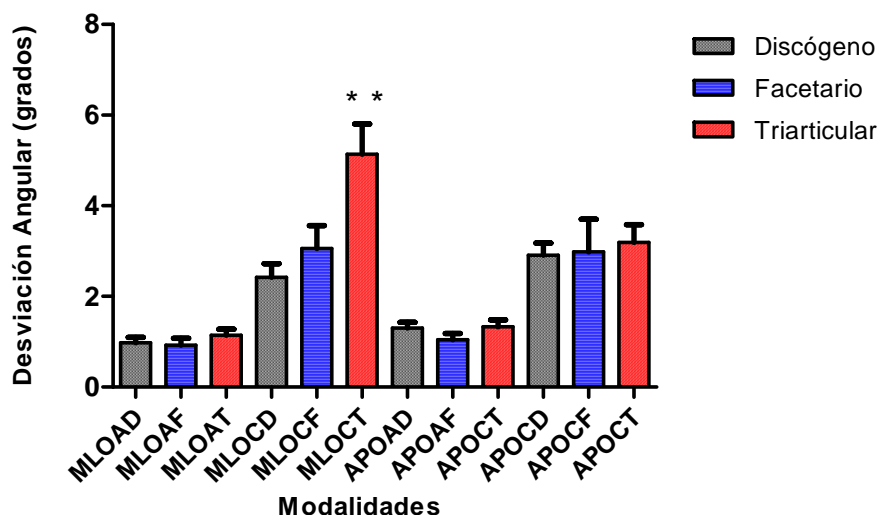


En el gráfico 1 se observa que en las 4 modalidades los sujetos con SDLC tienen mayor desviación angular que los sujetos sanos con diferencias altamente significativas. MLOA ( $p < 0.0003$ ); MLOC ( $p < 0.0001$ ); APOA ( $p < 0.0001$ ) y APOC ( $p < 0.0001$ )

La comparación de los sujetos con SDLC de acuerdo al compromiso estructural se observa en la Tabla 3 y Gráfico 2

	<b>Discógeno</b>	<b>Facetario</b>	<b>Triarticular</b>	<b>Sig.</b>
<b>MLOA</b>	0.98 ± 0.51	0.92 ± 0.51	1.15 ± 0.52	NS
<b>MLOC</b>	2.42 ± 1.26	3.05 ± 1.69	5.14 ± 2.57	** p 0.0023
<b>APOA</b>	1.30 ± 0.53	1.05 ± 0.47	1.33 ± 0.59	NS
<b>APOC</b>	2.91 ± 1.13	2.98 ± 2,39	3.19 ± 1.53	NS
** = Diferencia entre Discógenos y Triarticulares.				

**Grafico 2. Comparación de Medias de Desviación Angular (°) en sujetos con SDLC de acuerdo a compromiso estructural**



En el gráfico 2 se observa que de acuerdo al compromiso estructural no se observaron diferencias entre el compromiso discógeno y facetario. Si se observan diferencias significativas en la modalidad MLOC (p 0.0023) entre el daño triarticular y el compromiso discógeno. En este caso los sujetos con daño triarticular tuvieron mayor desviación angular que los sujetos que presentaban sólo compromiso discógeno. En las otras modalidades no se observan diferencias, pero si un patrón similar de comportamiento, ya que en todas las modalidades, la condición de mayor daño estructural presentó valores mayores.

## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio coinciden con los encontrados por Radebold y Cols<sup>31</sup>, ya que los sujetos que sufren SDLC presentan alteración del balance sedente en comparación con sujetos sanos. Las explicaciones del deterioro del balance en los sujetos con SDLC son diversas. Alteraciones propioceptivas<sup>19-21,36-40</sup> y respuestas musculares compensatorias<sup>41</sup> dificultan la regulación del tono postural, el retardo en la



activación del transversal del abdomen impide la estabilización espinal correcta y dificulta las estrategias de corrección postural<sup>42-44</sup>; la inhibición de los multifidos aumenta la dificultad para estabilizar el tronco<sup>44-48</sup> y la dificultad en el procesamiento de la información<sup>49</sup> junto con todas las dificultades de los efectores ya mencionadas, termina por retardar la respuesta motora, disminuyendo la capacidad del comando efector de proveer al sistema, de respuestas adecuadas para mantener el balance.

Un aspecto que ocurrió en nuestro estudio, al igual que con otras evaluaciones del balance<sup>22,24,25,31</sup>, es que en la medida que la dificultad es mayor, las diferencias entre ambas poblaciones se acentúa, quedando de manifiesto que los sujetos con SDLC tienen más limitaciones y menos recursos para mantener un adecuado balance a diferencia de los sujetos sanos. No obstante lo anterior nuestros resultados establecen mayores diferencias entre los dos grupos y creemos que se debe a que a diferencia de Cholewicki<sup>30</sup> Radebold<sup>31</sup> y Van Daele<sup>33</sup> que facilitaron la estabilidad mediante la descarga de peso de las extremidades inferiores, nuestras mediciones se realizaron sin apoyo de las extremidades inferiores, excluyendo cualquier información sensorial o compensación motora de extremidades inferiores que pudiera favorecer el control de la postura sedente. De esta manera la medición del balance se basa únicamente en el control del tronco. En relación a las estructuras comprometidas en el origen del dolor lumbar, nuestros resultados establecen que el deterioro del balance es independiente del tipo de estructura afectada ya que tanto los sujetos con SDLC de origen discógeno como facetario se afectan de igual manera. De esto se puede concluir que ambas estructuras entregan importante información propioceptiva y que la pérdida de receptores a ese nivel, perjudica significativamente la habilidad de reconocer una posición correcta e influye en el retardo de las correcciones cuando se pierde la alineación correcta, sin embargo, si parece ser que en la medida que el daño involucra mayor cantidad de estructuras, como ocurre en los sujetos con síndrome triarticular, la dificultad en el balance sedente es aún mayor, ya que estos sujetos obtuvieron mayores valores de desviación angular en la modalidad MLOC. Probablemente esto ocurre porque la información propioceptiva se va a encontrar aún más disminuida y la alteración refleja de la musculatura por daño articular y discógeno sea mayor, haciendo aún más difícil la respuesta efectora. En las otras modalidades no se obtuvieron

diferencias significativas, sin embargo, la tendencia fue la misma. Destaca una vez más el hecho de que la diferencia en una comparación de balance entre dos grupos se hace evidente en la medida que el grado de dificultad es mayor<sup>31</sup>. Probablemente ante situaciones menos adversas, como son muchos los eslabones que influyen en el balance, cada individuo podrá compensar de diferente forma las dificultades en mantenerlo. Estos resultados, al menos motivan a seguir indagando sobre las diferentes variables que pueden influir en mayor cuantía en el déficit del balance en sujetos con SDLC.

Otro aspecto que cabe destacar a la luz de nuestros resultados es que a pesar de que los sujetos sanos tienen un evidente mejor desempeño que los enfermos, igualmente existen sujetos sanos que presentan valores anormales en su balance. Nos parece que más que llamarlos “atípicos” corresponden a sujetos sanos con alteración del balance que sin saberlo están más expuestos a desarrollar un episodio de dolor lumbar como lo demostró Takala<sup>112</sup> en su investigación en trabajadores sobre las variables que pueden predecir la aparición de episodios de dolor lumbar a futuro. Un déficit en el balance puede ser manifestación de dificultad en reconocer una posición adecuada para mantener posturas mantenidas, realizar fuerzas inadecuadamente y reaccionar tardíamente ante perturbaciones inesperadas que sacan a la columna de su postura neutra, otorgando fuerzas excesivas sobre las diferentes estructuras vertebrales con la posibilidad del consecuente daño<sup>47-50</sup>. Por otra parte puede ser que aquellos sujetos sanos con mal balance sean sujetos asintomáticos con daño no estudiado. Esto nos parece de enorme importancia por la posibilidad de evaluar poblaciones sanas, intervenir y prevenir la aparición de la patología o sintomatología.

La importancia de identificar y cuantificar el balance alterado en sujetos con SDLC permite planificar una rehabilitación pertinente a cada sujeto y si además se consideran las estructuras comprometidas, se podrá no sólo colocar mayor énfasis en ejercicios que desafíen el balance sino que también permitirá seleccionar el tipo de ejercicios que se deben aplicar para lograr estimular respuestas adecuadas, sin dañar en el intento de mejorar las condiciones neuromotoras de los pacientes. Cabe destacar que este estudio se realizó en sujetos que presentaron, al momento de la evaluación nulo o

escaso dolor lo que le da una mayor relevancia ya que el dolor por si mismo puede alterar mayormente los resultados de la evaluación. El dolor podría haber sido un factor inhabilitante para que el sujeto pudiera mantener el balance sobre la plataforma inestable. Además, desde el punto de vista ético, evitamos someter a los sujetos con SDLC a una reagudización del cuadro doloroso que ya padecen. Por la misma razón es que sólo se utilizó una sola medición de 20 segundos y no abusar del esfuerzo en sedente.

Una limitación del estudio puede ser la diferencia en la edad de los 2 grupos pero cabe destacar que todos están en la misma etapa de acuerdo a la clasificación de Kirkaldy – Willis para efectos del deterioro vertebral.

Los resultados obtenidos de este estudio podrían ser de utilidad para realizar una pauta de tratamiento específica en sujetos con SDLC, como también para desarrollar planes preventivos que favorezcan la disminución de la patología.

## **CONCLUSIONES**

Los sujetos con SDLC tienen alterado el balance sedente en comparación con los sujetos sanos en todas las modalidades, con diferencias altamente significativas.

No existen diferencias en el balance de acuerdo al origen estructural del daño que provoca el SDLC.

La magnitud del compromiso estructural puede influir en la alteración del balance ya que los sujetos con daño triarticular tuvieron mayor alteración del balance en una modalidad de mayor exigencia como la MLOC.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995; 3(4): 193–14.
2. Winter D, Prince F, Frank J, Powell C, Zabjek K. Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance. *J Neurophysiol*. 1996; 75(6): 2334-343.
3. Horak F. Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture*. 1997; 6: 76–84.

4. Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(1): 49-56.
5. Peterka R, Loughlin P. Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *J Neurophysiol.* 2004; 91:410-23.
6. Krishnamoorthy V, Latash M. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. *J Physiol.* 2005; 565(2): 675-84.
7. Horak F. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing.* 2006; 35-Suppl 2: ii7-ii11.
8. Shumway-cook A, Woollacott M. Motor Control. Translating Research Into Clinical Practice. 3<sup>a</sup> ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
9. Riemann, B. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? *Journal of Athletic training* 2002 37(4):386-393,.
10. Castillo A, D'Andréa J, Camanho G. Evaluating the Center of Gravity of Dislocations in Soccer Players With and Without Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using a Balance Platform. *Clinics.* 2009; 64(3): 163–170.
11. Rull M, Miralles R, Añez C. Fisiopatología del dolor lumbar. *Rev Soc Esp Dolor.* 2001; 8: 22-34.
12. Youdas JW, Garrett TR, Egan KS, Therneau TM. Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with Chronic Low Back Pain. *Phys Ther.* 2000; 80 (3): 261-75.
13. Sarasqueta C, Gabaldon O, Iza I, Béland F, Paz PM. Cross-cultural adaptation and validation of the NASS outcomes instrument in Spanish patients with low back pain. *Eur Spine J.* 2005; 14(6): 586-94.
14. Magnusson ML, Chow DH, Diamandopoulos Z, Pope MH. Motor control learning in chronic low back pain. *Spine.* 2008; 33(16): E532-8.
15. Groen G, Baljet B, Drukker J. Nerves and nerve plexuses of the human vertebral column. *Am J Anat.* 1990; 188: 282-96.
16. Ashton IK, Roberts S, Jaffray DC, Polak JM, Eisenstein SM. Neuropeptides in the human intervertebral disc. *J Orthop Res.* 1994; 12: 186-92.
17. Roberts S, Eisenstein S, Menage J, Evans E, Ashton I. Mechanoreceptors in intervertebral disc: Morphology, distribution, and neuropeptides. *Spine.* 1995; 20: 2645-51.
18. Boyling J, Jull G. *Grieve Terapia Manual Contemporánea.* 3<sup>a</sup> ed. Barcelona: Churchill Livingstone. 2006.
19. LaRue J, Bard C, Fleury M, Teasdale N, Paillard J, Forget R, et al. Is proprioception important for the timing of motor activities?. *Can J Physiol Pharmacol.* 1995;73 :255-61.
20. Indahl A, Kaigle A, Reikeras O, Holm S. interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine.* 1997; 22: 2834-40.
21. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in Motor Control and functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37: 80-4.

22. Byl, N; Sinnott P. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low back dysfunction. *Spine* 1991 16:325-330
23. Luoto, BM. Psychomotor speed and postural control in chronic low back pain patients. *Spine* 1996 21:2621-2627.
24. Luoto, BM. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine* 1998 23:2081-2089.
25. Mientjes, M; Frank, J. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics* 1999 14:710-716.
26. Takala EP. Do functional tests predict low back pain? *Spine* 2000 25:2126-2132.
27. Leinonen V. Impaired lumbar movement perception in association with postural stability and motor- and somatosensory- evoked potentials in lumbar spinal stenosis. *Spine* 2002 27:975-983.
28. Leinonen V. Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation- related back pain. *Spine* 2003 28:842-848.
29. Mok N, Brauer S, Hodges G. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. *Spine*. 2004; 29(6): E107-12.
30. Cholewicki, J; Polzhofer, G; Radebold, A. Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics* 2000 33:1733-1737.
31. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired Postural Control of the Lumbar Spine Is Associated With Delayed Muscle Response Times In Patients With Chronic Idiopathic Low Back Pain. *Spine* 2001;724-30.
32. Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J*. 2008; 17(9):1177-84.
33. Van Daele U, Huyvaert S, Hagman F, Duquet W, Van Gheluwe B, Vaes P et al. Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in Low Back Pain. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007; 22: 8-44.
34. Reeves NP, Cholewicki J, Narendra KS. Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *J Biomech*. 2009; 42(2): 164-70.
35. Slota GP, Granata KP, Madigan ML. Effects of seated whole-body vibration on seated postural sway. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23(4): 381-6.
36. Biedermann, H; Shanks, G; Forrest, W; Inglis, J. Power spectrum analysis of electromyographic activity discriminators in the differential assessment of patients with chronic low back pain. *Spine* 1991 16:1179-1184.
37. Brumagne, S; Lysens, R; Swinnen, S; Verschueren, S. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine* 1999 24:1328-1335.
38. Brumagne, S; Cordo, P; Lysens, R; Swinnen, S; Verschueren, S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 2000 25:989-994.
39. Hubbard, D; Berkoff, G. Myofascial trigger points show spontaneous needle EMG activity. *Spine* 1993 18:1803-1808.

40. Mense, S. Nociception from skeletal muscle in relation to clinical muscle pain. *Pain* 1993 54:241-289.
41. Ebenbichler, G. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine Science in Sports Exercise* 2001 33:1889-1898.
42. Hodges, P; Richardson, C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transverses abdominus. *Spine* 1996 22:2640-2650.
43. Hodges, P; Richardson, C. Feedforward contraction of transversus abdominus is not influenced by the direction of the arm movement. *Exp Brain Res* 1997 114:362-370.
44. Hodges, P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 2001 141:261-266.
45. Hides, J; Stokes, M; Saide, M; Jull, G; Cooper, D. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms with acute/subacute low back pain. *Spine* 1994 19:165-172.
46. Hides, J; Richardson, C; Jull, G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. *Spine* 1996 21:2763-2769.
47. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J Spinal Disord.*1992; 5: 383-9.
48. Wilke, H; Steffen, W; Claes, L; Arand, M; Wiesend, A. Stability increased of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 1995 20:192-198.
49. Luoto S, Taimela S, Hurri H, Alaranta H. Mechanisms explaining the association between low back trouble and deficits in information processing: A controlled study with follow-up. *Spine.* 1999; 24(3): 255-61.
50. Cholewicki J, McGill S. Mechanical Stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech.* 1996; 11: 1-15.
51. Kirkaldy-Willis WH. *The Pathology and Pathogenesis of Low Back Pain.* New York: Churchill Livingstone. 1983: 23-43.

## Anexo 23. Presentaciones en Congresos Científicos

PROGRAMA		31	
PROGRAMA	Viernes 14	11:35 a 12:15	8ª Sesión de Trabajos Libres – Columna Lumbar II / Deformidades Moderador: <i>Dr. Asdrubal Silveri</i> Secretario: <i>Dr. Mauro Tropini</i>
		11:35 a 11:40	Tema Libre Nº 36 Utilidad de la Fijación Pelviana <i>Rizzi, P.; Reartes, M.; Maldonado, D.; Regazzoni, P.; Bruzzone, M.; Canteros, D.; Espagnol, R.; Melo, M.; Calniquer, A.; Benítez, J.; Kees, S.</i>
		11:40 a 11:45	Tema Libre Nº 37 Historia natural del perfil sagital espinopélvico preoperatorio en pacientes con escoliosis <i>Sánchez-Mariscal Díaz, F.; Gómez Rice, A.; Mardomingo, A.; Izquierdo Núñez, E.; Zúñiga Gómez, L.; Alvarez González, P.; Pizonas Arce, J.; Sanz Barbero, E.</i>
		11:45 a 11:50	Tema Libre Nº 38 Prevalencia de lisis y listesis en jóvenes argentinos <i>Lardone, D.N.; Arce, C.F.</i>
		11:50 a 11:55	Tema Libre Nº 39 Síndrome Adyacente <i>Martín, G.</i>
		11:55 a 12:00	Tema Libre Nº 40 Comparación del Balance Sedente entre Sujetos con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y Sujetos Sanos e Influencia del Origen y Magnitud del Compromiso Estructural <i>Oyarzo, C.; Basualdo, D.; Calvo, M.J.; Ríos, N.; Berral, F.J.; Perez C, M.</i>
		12:00 a 12:10	Discusión
		12:10 a 14:30	Receso / Asamblea SILACO
		14:30 a 14:45	Conferencia del <i>Dr. Jean M. Vital</i> : "Calculo preoperatorio en osteotomías" Presentador: <i>Dr. Marcelo Sea Aramayo</i>
		14:45 a 15:20	9ª Sesión de Trabajos Libres - Técnicas de No-Fusión I Moderador: <i>Dr. Pedro Coll</i> Secretario: <i>Dr. Alejandro Ferrer</i>
		14:45 a 14:50	Tema Libre Nº 41 Artroplastia lumbar lateral: Avaliação sobre um novo dispositivo de contato metal - metal <i>Marchi, L.; Oliveira, L.; Amaral, R.; Castro, C.; Coutinho, T.; Coutinho, E.; Pimenta, L.</i>
		14:50 a 14:55	Tema Libre Nº 42 Complicações na artroplastia lumbar após oito anos de acompanhamento – O que pode ser feito para melhorar os resultados futuros? <i>Marchi, L.; Oliveira, L.; Amaral, R.; Castro, C.; Coutinho, T.; Coutinho, E.; Pimenta, L.</i>
		14:55 a 15:00	Tema Libre Nº 43 Complicações após nove anos de acompanhamento em três dispositivos diferentes de artroplastia de núcleo pulposo <i>Marchi, L.; Oliveira, L.; Amaral, R.; Castro, C.; Coutinho, T.; Coutinho, E.; Pimenta, L.</i>
		15:00 a 15:05	Tema Libre Nº 44 Artroplastia discal cervical multinivel versus fusión <i>Otero, J.R.; Medina, J.R.; Pineda, A.; Badell, L.</i>



**Tema Libre Nº 40**  
**Comparación del Balance Sedente entre Sujetos con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y Sujetos Sanos e Influencia del Origen y Magnitud del Compromiso Estructural**

*Oyarzo, C. ; Basualdo, D. ; Calvo, M.J. ; Ríos, N. ; Berral, F.J. ; Perez C, M.*

PAÍS: CHILE

**RESUMEN:**

El Balance Sedente (BS) se ha postulado como una buena herramienta para evaluar el control sensoriomotor lumbar. Objetivo: Comparar el BS entre sujetos con SDLC y sujetos sanos y observar si existen diferencias en el BS de acuerdo al origen estructural del dolor lumbar. Material y Método: Se estudió una muestra de 88 sujetos, 44 sanos y 44 con SDLC. Estos últimos se dividieron además según las estructuras comprometidas en discógeno (18), facetario (11) y triarticular (15). La evaluación se realizó en modalidades mediolateral (ML) y anteroposterior (AP) con ojos abiertos (OA) y ojos cerrados (OC), utilizando el instrumento de evaluación del balance TOBTrainer®. Resultados: Pacientes con SDLC tuvieron mayor dificultad en el BS que los sanos, con diferencias significativas en las cuatro modalidades MLOA (p 0.0003), MLOC, APOA y APOC (p< 0.0001). Al comparar según origen estructural del dolor lumbar, no hubo diferencias entre origen discógeno y facetario. Los sujetos con compromiso triarticular tuvieron mayor alteración del balance que los con origen discógeno puro (p= 0.0023) en la modalidad MLOC. Conclusiones: sujetos con SDLC tienen alterado el balance sedente. No existen diferencias de acuerdo al origen estructural pero un mayor compromiso estructural podría relacionarse con una mayor alteración.

14:45 a 15:20

**9ª Sesión de Trabajos Libres - Técnicas de No-Fusión I**

Moderador: *Dr. Pedro Coll*

Secretario: *Dr. Alejandro Ferrer*

**Tema Libre Nº 41**

**Artroplastia lumbar lateral: Avaliação sobre um novo dispositivo de contato metal – metal**

*Marchi, L. ; Oliveira, L. ; Amaral, R. ; Castro, C. ; Coutinho, T. ; Coutinho, E. ; Pimenta, L.*

PAÍS: BRASIL

**RESUMEN:**

Atualmente, os dispositivos para substituição total de disco lombar (TDR) precisam de uma abordagem anterior para a implantação. Além dos riscos relacionados à abordagem, há ressecção do ligamento longitudinal anterior (ALL). A colocação de um dispositivo de TDR através de uma abordagem 90 graus oferece um acesso menos invasivo e também preserva os ligamentos.

36 pacientes, média 43 anos de idade. Avaliações radiológicas (raios-x dinâmicos, tomografia computadorizada e ressonância magnética) e de resultados clínicos (ODI e VAS) foram realizados no pré-operatório e pós-operatório até 60 meses (mínimo de 48 meses).

A cirurgia foi realizada em uma média de 134 minutos (9-30) e com uma perda de sangue média 58cc (30-150). Não houve complicações intraoperatórias. Raios-X pós-operatórios mostraram bom posicionamento do dispositivo, com restauração da altura do disco, volume foraminal e equilíbrio sagital. VAS e ODI melhoraram em comparação ao valor basal. Após 48 meses, observamos uma incidência de 27,8% de formação óssea no nível operado, mas apenas 2,8% apresentaram consequente fusão (ossificação heterotópica grau IV).

Os benefícios desta técnica incluem mínima morbidade, pois evita a mobilização de grandes vasos, a preservação do ligamento longitudinal anterior, gerando uma construção biomecanicamente estável, e as opções de revisão mais amplas sugerem uma nova e promissora direção para os procedimentos de TDR.







40

Certificamos que los autores

**Oyarzo, C. ; Basualdo, D. ; Calvo, M.J. ; Ríos, N. ; Berral, F.J. ; Perez C, M.**

han presentado el *Trabajo*

*“Comparación del Balance Sedente entre Sujetos con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y Sujetos Sanos e Influencia del Origen y Magnitud del Compromiso Estructural”*

en la modalidad *Presentación Oral*

Buenos Aires, 15 de octubre de 2011

Dr. Tomás Rüdts  
Presidente SAPCV

Dr. Michael Dittmar  
Presidente SILACO

Buenos Aires, Argentina, Sheraton Buenos Aires Hotel & Convention Center

