



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

Facultat de Medicina i Odontologia

Departament de Cirurgia

TESIS DOCTORAL

**VALORACIÓN DE UN MÉTODO DE POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA
CON PRUEBAS DINÁMICAS PARA EVALUAR FUNCIONALMENTE
PACIENTES VESTIBULARES EN EDAD LABORAL Y SU RELACIÓN
CON EL ÍNDICE DE DISCAPACIDAD**

Memoria que presenta para optar al Título de Doctor:

Ramón Balaguer García

Valencia, 2012



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

José Dalmau Galofre, Profesor Asociado del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia, Luis Mompó Romero, Doctor en Medicina por la Universidad de Valencia, y María Morales Suárez-Varela, Profesora Titular del Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia,

CERTIFICAN que:

Ramón Balaguer García, Licenciado en Medicina por la Universidad de Navarra, ha estado trabajando bajo nuestra dirección para la elaboración de la tesis **“Valoración de un método de posturografía estática con pruebas dinámicas para evaluar funcionalmente pacientes vestibulares en edad laboral y su relación con el índice de discapacidad”**, y que presenta para optar al título de Doctor por la Universidad de Valencia.

Y para que así conste a los efectos oportunos, firmamos el presente documento en Valencia, a 5 de Diciembre de 2011.

José Dalmau Galofre

Luis Mompó Romero

María Morales Suárez-Varela

A mi padre

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría dar las gracias a aquellas personas que durante estos años me han ayudado a llevar a cabo este proyecto.

Agradecer todo el apoyo que he tenido por parte de mis directores de tesis, los Doctores José Dalmau Galofre, Luis Mompó Romero y María Morales Suárez-Varela.

Gracias al Dr. Rafael Ramírez por allanarme el camino cuando comencé este trabajo y al Dr. Miguel Armengot por orientarme, con sus consejos, en la dirección correcta.

A los compañeros de la Línea de Valoración Funcional del Instituto de Biomecánica de Valencia; Salvador Pitarch Corresa, José María Baydal Bertomeu, María Francisca Peydró de Moya, Luís Garcés Pérez, María José Vivas Broseta y José David Garrido Jaén. A todos ellos, gracias por ayudarme en todo lo que he necesitado.

A mi familia y amigos, en especial a mi mujer Chus, por el tiempo que he invertido en acabar este trabajo y que sin duda les pertenece.

ABREVIATURAS

ACV	Accidente cerebro-vascular
CDG	Centro de gravedad
CDP	Centro de presiones
CRD	Control rítmico direccional
CS	Conductos semicirculares
CSL	Conducto semicircular lateral
Despl.	Desplazamiento
DHit	DHI total
DT	Desviación típica
ET	Error típico
FDV	Fuerza de despegue vertical
FFAP	Fuerza de frenado anteroposterior
FO	Fuerza de oscilación
FPAP	Fuerza de propulsión anteroposterior
Fuerza Máx.	Fuerza Máxima
IMC	Índice de masa corporal
K	Potasio
LCR	Líquido cefalorraquídeo
LE	Límites de estabilidad
N	Número de casos
Na	Sodio
OD	Oído Derecho
OI	Oído Izquierdo
OMC	Otitis Media Crónica
OMS	Organización Mundial de la Salud
PDC	Posturografía Dinámica Computerizada
RAV	Romberg con Conflicto visual
RCC	Reflejo cérvico-cólico
RCE	Reflejo cérvico-espinal

RCO Reflejo cérvico-ocular
RGA Romberg con Gomaespuma y Ojos Abiertos
RGC Romberg con Gomaespuma y Ojos Cerrados
RGV Romberg con Gomaespuma y Conflicto Visual
RM Resonancia Magnética
ROA Romberg con Ojos Abiertos
ROC Romberg con Ojos Cerrados
RVC Reflejo vestíbulo-cólico
RVE Reflejo vestíbulo-espinal
RVO Reflejo vestíbulo-ocular
SNC Sistema Nervioso Central
SOT Test de organización sensorial
VNG Videonistagmografía
VPPB Vértigo posicional paroxístico benigno

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
1. Prefacio	1
2. Conceptos previos	2
2.1. EQUILIBRIO	3
2.2. LÍMITES DE ESTABILIDAD Y ESTABILIDAD POSTURAL.....	3
2.3. OTROS CONCEPTOS:.....	3
3. Anatomofisiología del sistema vestibular	4
3.1. ANATOMÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR	4
3.2. FISIOLOGÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR	7
4. Estudio del sistema vestibulo-espinal	13
4.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	13
4.2. TÉCNICAS ACTUALES DE REGISTRO DEL CONTROL POSTURAL EN BIPEDESTACIÓN: LA POSTUROGRAFÍA	17
4.2.1. Introducción a la posturografía	17
4.2.2. Posturografía dinámica computerizada (PDC).....	19
4.2.3. Posturografía estática	21
4.3. ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.....	22
4.3.1. Fases del ciclo de la marcha.....	23
4.3.2. Técnicas de valoración de la marcha humana.....	25
5. Deficiencia, incapacidad y minusvalía. Modelos de valoración de la discapacidad	29
5.1. MODELO DE CALIDAD DE VIDA RELACIONADA CON LA SALUD.....	29
5.2. MODELO UTILITARIO Y EL DIZZINESS HANDICAP INVENTORY (DHI).....	29
5.3. CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL DE DEFICIENCIA, INCAPACIDAD Y MINUSVALÍA	30
HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS	33

MATERIAL Y MÉTODOS	35
1. Material.....	35
1.1. SUJETOS NORMALES	35
1.2. PACIENTES	36
2. Métodos	38
2.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	38
2.2. VALORACIÓN CLÍNICA DE LOS PACIENTES.	38
2.2.1. Anamnesis.....	39
2.2.2. Exploración otoneurológica y estudio audio-vestibular.....	39
2.3. CUESTIONARIO DE DISCAPACIDAD POR VÉRTIGO	39
2.4. POSTUROGRAFÍA.....	40
2.4.1. Sistema empleado	40
2.4.2. Pruebas de valoración funcional del equilibrio	42
2.4.2.1. Pruebas de posturografía estática.....	42
2.4.2.2. Valoración del control y habilidad	45
2.4.2.3. Prueba de la marcha	47
2.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	48
RESULTADOS.....	49
1. Descripción y análisis comparativo de las variables no posturográficas.....	49
1.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO	49
1.1.1. Distribución de normales y patológicos según el sexo.....	49
1.1.2. Características generales de la muestra.....	50
1.1.3. Distribución del grupo de patológicos según diagnóstico clínico o causal y lado afecto	50
1.1.4. Distribución del grupo de patológicos según su condición y estado laboral	51
1.1.5. Descripción de los resultados del DHI en el grupo de patológicos	51
1.2. ESTUDIO COMPARATIVO.....	53

1.2.1.	Comparación de las características generales de la muestra.....	53
1.2.2.	Comparación del DHI en el grupo de patológicos	53
1.2.2.1.	<i>DHI según sexo</i>	53
1.2.2.2.	<i>DHI según edad</i>	55
1.2.2.3.	<i>Según el IMC</i>	57
2.	Posturografía estática	59
2.1.	RESULTADOS DESCRIPTIVOS	59
2.1.1.	Resultados descriptivos en normales y patológicos.....	59
2.1.1.1.	<i>Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Ojos Abiertos (ROA)</i>	59
2.1.1.2.	<i>Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Ojos Cerrados (ROC)</i>	60
2.1.1.3.	<i>Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Gomaespuma y Ojos Abiertos (RGA)</i>	60
2.1.1.4.	<i>Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Gomaespuma y Ojos Cerrados (RGC)</i>	60
2.1.1.5.	<i>Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Alteración Visual (RAV)</i>	61
2.1.1.6.	<i>Resultados posturográficos en la prueba Romberg con Gomaespuma y Alteracion Visual (RGV)</i>	61
2.1.2.	Resultados descriptivos en patológicos según el sexo	65
2.1.3.	Resultados descriptivos en patológicos con inclinación cervical	66
2.2.	RESULTADOS COMPARATIVOS.....	69
2.2.1.	Comparación de los resultados de la posturografía estática entre normales y patológicos	69
2.2.2.	Correlación entre los resultados de la posturografía estática y la edad en el grupo de patológicos	69
2.2.3.	Comparación entre los resultados de la posturografía estática y el sexo en el grupo de patológicos	70
2.2.4.	Correlación entre los resultados de la posturografía estática y la estatura en el grupo de patológicos	70
2.2.5.	Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el IMC en el grupo de patológicos	70

2.2.6.	Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el DHI en el grupo de patológicos.....	71
2.2.7.	Relación entre la inclinación cervical y el control postural	73
3.	Límites de estabilidad	75
3.1.	RESULTADOS DESCRIPTIVOS	75
3.1.1.	Resultados descriptivos en normales y patológicos.....	75
3.1.2.	Resultados descriptivos en patológicos según el sexo	75
3.2.	RESULTADOS COMPARATIVOS.....	76
3.2.1.	Comparación de los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad en normales y patológicos	76
3.2.2.	Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y la edad en el grupo de patológicos	76
3.2.3.	Comparación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y el sexo en el grupo de patológicos.....	77
3.2.4.	Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y la estatura en el grupo de patológicos.....	77
3.2.5.	Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y el IMC en el grupo de patológicos.....	78
3.2.6.	Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y el DHI en el grupo de patológicos	78
4.	Control rítmico y direccional.....	80
4.1.	RESULTADOS DESCRIPTIVOS	80
4.1.1.	Resultados descriptivos en normales y patológicos.....	80
4.1.2.	Resultados descriptivos en patológicos según el sexo	80
4.2.	RESULTADOS COMPARATIVOS.....	80
4.2.1.	Comparación de los resultados de la prueba de control rítmico y direccional en normales y patológicos	80
4.2.2.	Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la edad en el grupo de patológicos	81
4.2.3.	Comparación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el sexo en el grupo de patológicos.....	81
4.2.4.	Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la estatura en el grupo de patológicos.....	82

4.2.5.	Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el IMC en el grupo de patológicos.....	82
4.2.6.	Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI en el grupo de patológicos	82
5.	Análisis de la marcha	84
5.1.	PARÁMETROS CINEMÁTICOS	84
5.1.1.	Resultados descriptivos	84
5.1.1.1.	<i>Resultados descriptivos en normales y patológicos.....</i>	<i>84</i>
5.1.1.2.	<i>Resultados descriptivos en patológicos según el sexo</i>	<i>84</i>
5.1.2.	Resultados comparativos.....	84
5.1.2.2.	<i>Tiempo de apoyo.....</i>	<i>85</i>
5.2.	PARÁMETROS CINÉTICOS	86
5.2.1.	Resultados descriptivos	86
5.2.1.1.	<i>Resultados descriptivos en normales y patológicos.....</i>	<i>86</i>
5.2.1.2.	<i>Resultados descriptivos en patológicos según el sexo</i>	<i>87</i>
5.2.2.	Resultados comparativos.....	87
DISCUSIÓN.....		89
1.	Sistema de Posturografía	90
2.	Aspectos epidemiológicos generales.....	94
2.1.	SEXO	94
2.2.	EDAD.....	95
2.3.	VESTÍBULOPATÍAS	95
3.	DHI	96
4.	Resultados de la posturografía estática	96
5.	Resultados de la prueba de los límites de estabilidad (LE).....	102
6.	Resultados de la prueba de control rítmico y direccional	102
7.	Resultados de la prueba de la marcha.....	103
7.1.	PARÁMETROS CINEMÁTICOS	104
7.1.1.	Velocidad de la marcha	104

7.1.2. Tiempos de apoyo.....	106
7.1.3. Parámetros cinéticos	107
CONCLUSIONES.....	109
BIBLIOGRAFÍA	111
ANEXO.....	129

INTRODUCCIÓN

1. Prefacio

El equilibrio, tanto estático como dinámico, se logra gracias a la interacción entre los receptores sensoriales localizados en los sistemas vestibular, visual, somatosensorial, el SNC y los arcos reflejos musculares esqueléticos ¹¹⁵. La acción coordinada de estas estructuras anatómicas es responsable del mantenimiento del centro de gravedad del organismo dentro de su base de sustentación para evitar una eventual caída.

El sistema vestibular es la pieza básica para el mantenimiento del equilibrio en posición de bipedestación ¹⁶. Dispone de unos sensores de movimiento que envían la información a diversas regiones del SNC, donde se generan los reflejos vestíbulo-ocular (RVO) y vestíbulo-espinal (RVE), encargados de la estabilización de la mirada y del control postural, respectivamente.

La información visual de la relación de las diferentes partes del cuerpo entre sí y con el medio que las rodea contribuye al mantenimiento del equilibrio en una posición dada. Ésta, es captada por los ojos y remitida hasta la corteza cerebral, para que el cerebro tenga conocimiento de ella.

El sistema propioceptivo capta el sentido del movimiento, de la posición y de la tensión musculoesquelética. Está formado por unos mecanorreceptores situados en la profundidad de los músculos, articulaciones y tejido conectivo. La información captada es transmitida a través de los cordones posteriores de la médula espinal, pasa a través del lemnisco medial y finalmente llega a la corteza cerebral donde se hace consciente ⁵⁰.

El SNC procesa e integra toda la información suministrada por el sistema vestibular, la información visual y la somatosensorial o propioceptiva, y elabora una respuesta motora y visual con objeto de mantener el control postural y la visión estable, así como una correcta posición de la cabeza y el cuerpo en el espacio.

El equilibrio en posición erecta es imprescindible y facilita la realización de muchas de las actividades propias del ser humano. Sin embargo es una posición inestable, pues el centro de gravedad queda muy por encima de la base de sustentación ¹⁶.

Las enfermedades vestibulares pueden originar una alteración del control postural en mayor o menor grado según la compensación central que haya

desarrollado el sujeto, llegando incluso a comprometer sus relaciones interpersonales dando lugar a su aislamiento y retracción social.

El vértigo, la inestabilidad y el desequilibrio son síntomas frecuentes a cualquier edad y la valoración global de estos pacientes adquiere gran relevancia para conocer su deficiencia, discapacidad y minusvalía.

El estudio instrumentado del control postural como un medio para cuantificar y objetivar estos síntomas ha conducido al desarrollo de las técnicas de posturografía, las cuales analizan el equilibrio en la postura de bipedestación en situaciones de complejidad creciente e informa del estado funcional del sujeto explorado. Se fundamentan en el empleo de plataformas dinamométricas, que registran los movimientos del centro de presiones del paciente sobre las mismas ^{170, 175, 104, 11, 153, 101}.

El “Gold Standard” de las técnicas para el estudio del control postural es la Posturografía Dinámica Computerizada (PDC) o Equitest (NeuroCom Inc. Clackamas, Oregon), descrita por la American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery y American Academy of Neurology como un método clínicamente útil para el estudio del equilibrio humano, que aísla y cuantifica los componentes sensoriales y motores que contribuyen al mantenimiento de la postura y permite valorar la integración sensorimotora tanto en sujetos normales como en aquellos con déficits de equilibrio. La PDC ha sido incluida por la American Medical Association entre los métodos que permiten la documentación de los déficits y discapacidades ^{3, 28, 51, 66, 6, 52, 156, 81, 147, 21}.

Aunque sin duda, la PDC sea insustituible como método para el estudio del paciente inestable, poco a poco se han ido desarrollando otros modelos de posturografía, que proporcionan una información, que aunque no equivalente, puede ser igualmente útil en la valoración del paciente que sufre vértigo, desequilibrio e inestabilidad. Uno de estos sistemas es el NedSVE/IBV desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) ¹⁵.

El sistema NedSVE del IBV es una aplicación para la valoración funcional de patologías del equilibrio que combina pruebas de posturografía estática con ejercicios dinámicos que analizan; la regularidad de la marcha, los límites de estabilidad y el control del ritmo y la dirección del movimiento del centro de presiones del sujeto.

2. Conceptos previos

La literatura médica muestra una gran variabilidad terminológica en relación a muchos de los términos empleados en estudios de equilibrio y de control postural. Por ello, es preciso aclarar los conceptos y definiciones que vamos a emplear en el presente trabajo.

2.1. EQUILIBRIO

El término equilibrio es un concepto mecánico que se define como la nulidad de la resultante de las fuerzas y momentos que actúan sobre un cuerpo, es decir, que las fuerzas y momentos se contrarrestan entre sí con exactitud. El ser humano nunca está en perfecto equilibrio, debido a que no es un cuerpo estático ⁶⁷. En este sentido, se trataría de un estado ideal hacia el que tiende el hombre en cualquiera de las posturas que adopte.

Desde un punto de vista clínico podría definirse como la facultad de no caer y de conocer nuestra posición en el espacio. La búsqueda de la posición de equilibrio precisa del esfuerzo del individuo, merced a los diferentes sistemas sensoriales y motores implicados para mantener su centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad.

2.2. LÍMITES DE ESTABILIDAD Y ESTABILIDAD POSTURAL

Los límites de estabilidad (LE) son la frontera de un área del espacio en la que el cuerpo puede mantener su posición sin cambiar su base de sustentación. Si en algún momento el centro de gravedad cae fuera de los LE, la caída es inevitable a menos que se realice una maniobra rápida de corrección.

La estabilidad postural o control postural es la capacidad de mantener la posición del cuerpo, y específicamente del centro de gravedad, dentro de los LE ²⁰⁰. En definitiva, sería la habilidad de adquirir, mantener y controlar la postura, espontáneamente y en respuesta a las alteraciones externas.

Las plataformas dinamométricas miden la posición del centro de presiones, es decir, el punto de aplicación de las fuerzas de reacción, por lo que no miden equilibrio, sino la estabilidad o control postural.

2.3. OTROS CONCEPTOS:

- La postura es la posición global de los distintos segmentos corporales entre sí y su orientación respecto al entorno. Representaría el punto de partida desde el cual se acometen las actividades funcionales o se mantiene en reposo.
- El centro de gravedad (CDG) se define como el punto central de toda la masa corporal, determinado por la media de los centros de masa de los distintos segmentos corporales.
- El centro de presiones (CDP) es la proyección vertical del CDG sobre la superficie de soporte.

- La base de sustentación hace referencia al área del cuerpo que está en contacto con la superficie de soporte.

3. Anatomofisiología del sistema vestibular

El sistema vestibular está formado por tres componentes; un aparato sensorial periférico, un procesador central y un mecanismo efector motor (Figura 1). El primero consta de un conjunto de receptores que captan la velocidad angular y la aceleración lineal de la cabeza, enviando la información al SNC, concretamente, al complejo nuclear vestibular y al cerebelo, donde se procesa esta información junto a otras señales sensoriales para estimar la orientación cefálica y corporal con respecto al eje de gravedad. Las aferencias del sistema vestibular central, se dirigen a la médula y a los músculos oculares, constituyendo tres importantes reflejos: el vestíbulo-ocular (RVO), el vestíbulo-cólico (RVC) y el vestíbulo-espinal (RVE). El RVO realiza movimientos oculares para obtener una visión nítida durante los movimientos de la cabeza, el RVC activa la musculatura cervical estabilizando la cabeza y el RVE lleva a cabo movimientos corporales compensadores para mantener la estabilidad postural y evitar caídas. La integración de estos tres reflejos es monitorizada por el SNC y reajustada según sea necesario por el cerebelo ⁸⁰.

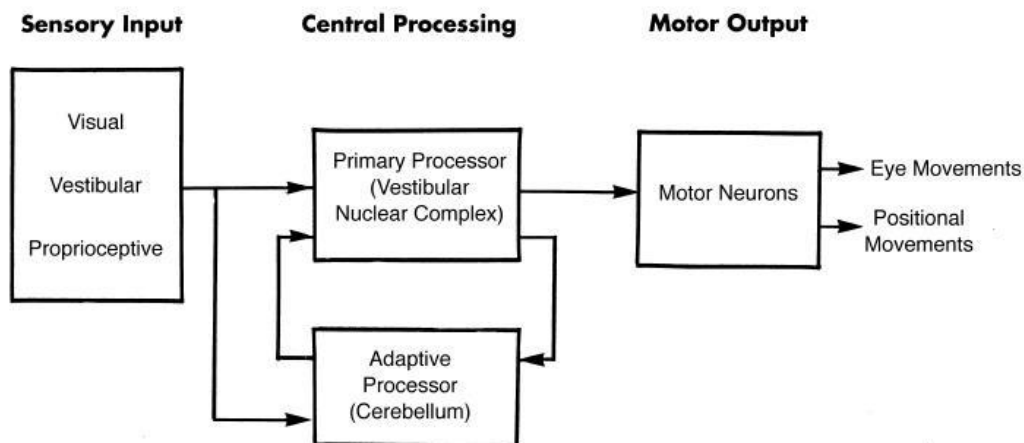


Figura 1. Esquema de la organización del sistema vestibular. Ilustración tomada de Hain ⁸⁰.

3.1. ANATOMÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR ⁸⁰

El sistema vestibular periférico se encuentra en el oído interno, medial al oído medio y posterior a la cóclea. Está constituido por los laberintos óseo y membranoso (Figura 2).

Laberinto óseo.

El laberinto óseo lo forman tres canales semicirculares y una cámara central llamada vestíbulo. Su interior contiene la perilinfa o líquido perilinfático, de composición química similar a la del líquido cefalorraquídeo (LCR) (elevado ratio Na/K). El líquido perilinfático se comunica con el LCR del espacio subaracnoideo a través del acueducto coclear.

Laberinto membranoso.

El laberinto membranoso descansa en el interior del laberinto óseo, sostenido por un tejido conectivo de soporte. Está bañado por la endolinfa, de composición química similar a la del líquido intracelular (elevado ratio K/Na). Contiene cinco órganos sensoriales: la porción membranosa de los tres conductos semicirculares y los dos órganos otolíticos, el sáculo y el utrículo. Cada canal semicircular se ensancha en uno de sus extremos, formando una ampolla.

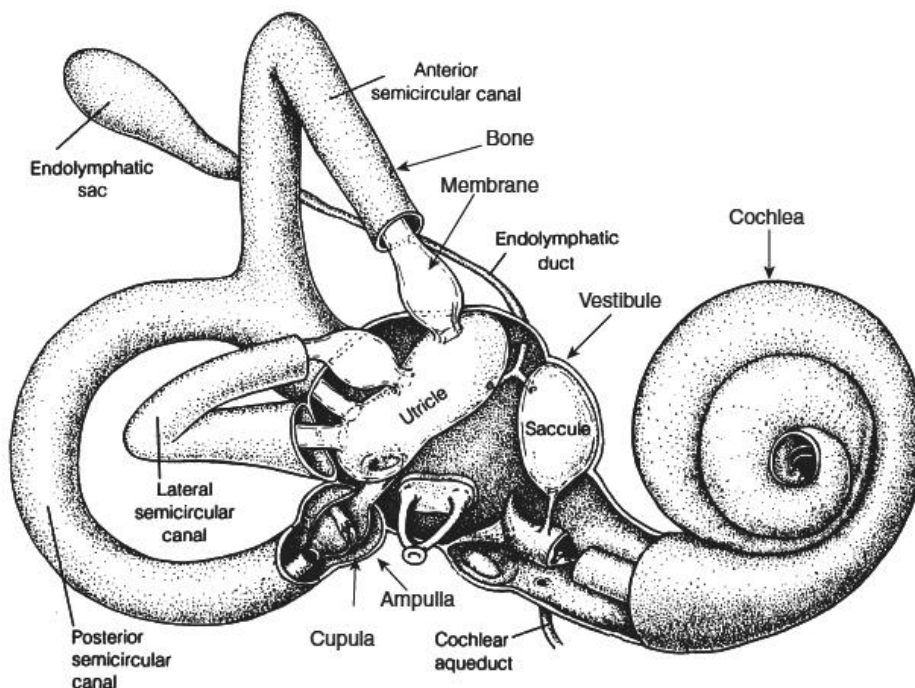


Figura 2. Los laberintos óseos y membranosos. En el interior observamos los compartimentos que contienen la endolinfa. Ilustración tomada de Mary Dersch; adaptación original de Pender ¹⁷⁴.

Células ciliadas

En cada ampolla y en los órganos otolíticos hay células ciliadas especializadas que convierten los desplazamientos de la cabeza en impulsos nerviosos. Las células ciliadas de las ampollas se encuentran en la cresta ampular y las de los órganos otolíticos se localizan en la pared medial del sáculo (mácula sacular) y en el suelo del

utrículo (mácula utricular). Cada célula ciliada está inervada por una neurona aferente localizada en el ganglio de Scarpa.

Sobre cada cresta ampular descansa una membrana gelatinosa denominada cúpula, cuya densidad es similar a la de la endolinfa circundante.

Las máculas del utrículo y del sáculo poseen unas membranas que contienen cristales de calcio llamados otoconias y forman la membrana estatolítica (Figura 3).

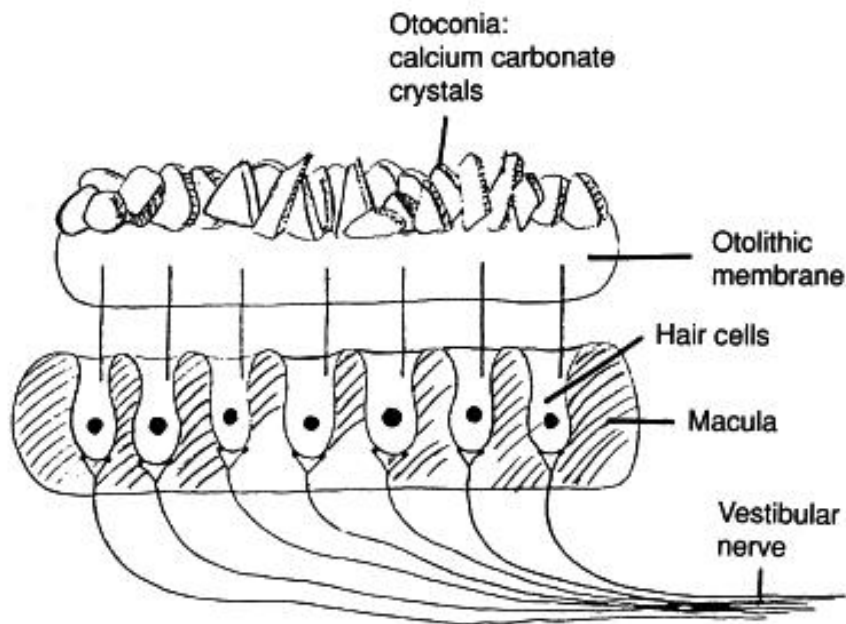


Figura 3. La mácula cubierta por la membrana otolítica. Ilustración tomada de Baloh ⁹.

Complejo nuclear vestibular

En cuanto a las estructuras centrales, el complejo nuclear vestibular está formado por cuatro núcleos “mayores” (superior, medial, lateral y descendente) y al menos siete núcleos “menores”. Esta gran estructura, localizada primariamente en la protuberancia, también se extiende caudalmente hacia la médula.

Aporte vascular

La arteria laberíntica irriga el sistema vestibular periférico (Figura 4). Su origen es con mayor frecuencia, la arteria cerebelosa anteroinferior (AICA), rama a su vez de la arteria basilar. Al entrar en el oído interno, la arteria laberíntica, se divide en arteria vestibular anterior y arteria coclear común. La arteria vestibular anterior irriga el nervio vestibular, la mayor parte del utrículo y las ampollas de los conductos semicirculares anterior y lateral. La arteria coclear común se divide en una rama principal que irriga gran parte de la cóclea y la arteria vestibulococlear que abastece de sangre a la ampolla del conducto semicircular posterior y a la porción inferior del

sáculo. El laberinto es muy susceptible a la isquemia pues no existen anastomosis entre sus sistemas arteriales colaterales.

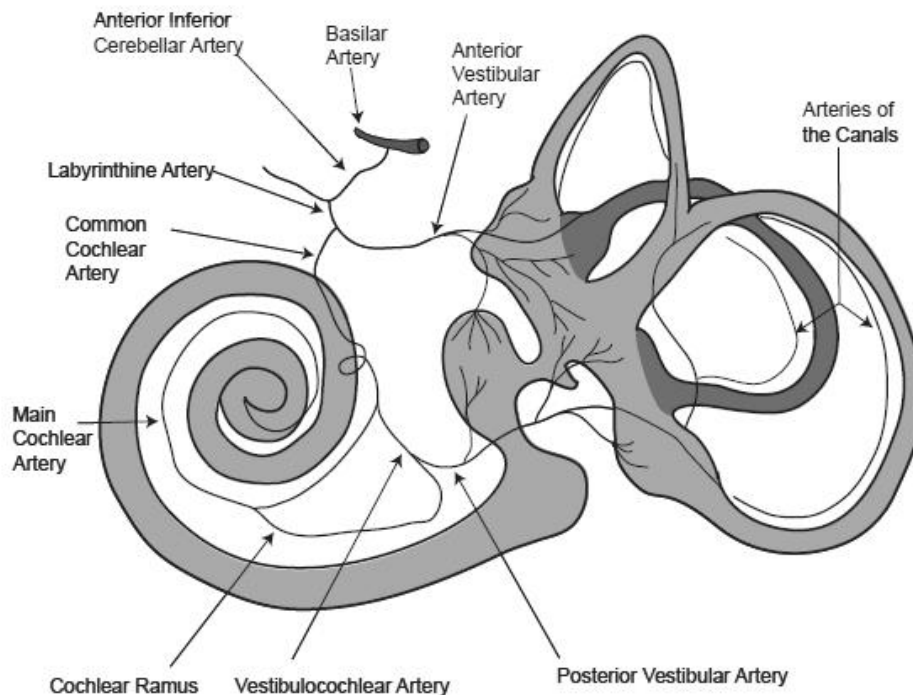


Figura 4. Aporte arterial del laberinto. Ilustración tomada de Schuknecht ¹⁹⁷.

Las arterias cerebelosas posteroinferiores (PICA) son ramas de la arteria vertebral e irrigan la mayor parte del sistema vestibular central. Aportan sangre a la médula dorsolateral, donde se localiza la parte inferior del complejo nuclear vestibular, por otro lado, la arteria basilar es la arteria principal de la protuberancia e irriga las estructuras vestibulares centrales.

3.2. FISIOLÓGÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR

Fisiología de los canales semicirculares

Las crestas ampulares de los canales semicirculares (CS) informan al sistema nervioso central sobre los movimientos de giro o rotación sobre cualquier eje (aceleración angular).

Al girar el canal semicircular, la endolinfa tiende por su inercia a quedarse quieta, con lo que realiza un movimiento contrario al giro del canal. Este movimiento de la endolinfa moviliza la cúpula de la cresta ampular, la cual empuja los cilios de las células neurosensoriales que son así estimuladas ¹⁶⁴. En consecuencia, hay un acoplamiento mecánico entre la cúpula y la endolinfa por el cual toda la corriente endolinfática conduce a una inclinación o deformación de la cúpula ⁷⁰.

Como en cada laberinto existen tres CS perpendiculares entre sí, pueden ser percibidas las rotaciones alrededor de cualquier eje.

Existen, además, aspectos espaciales importantes que caracterizan el alineamiento de estas estructuras⁸⁰.

- El plano de cada canal es perpendicular al plano de los otros canales dentro de cada laberinto. Sería equivalente a la disposición de dos paredes y el suelo de una habitación rectangular (Figura 5).
- Los planos de los CS de ambos laberintos son paralelos de forma que los seis CS forman tres pares coplanares: 1) lateral derecho e izquierdo, 2) anterior izquierdo y posterior derecho, y 3) posterior izquierdo y anterior derecho (Figura 5).
- Los planos de los CS son similares a los de los músculos extraoculares, por lo que existen relaciones relativamente sencillas entre las neuronas sensoriales de cada CS y las neuronas efectoras motoras de los músculos oculomotores.

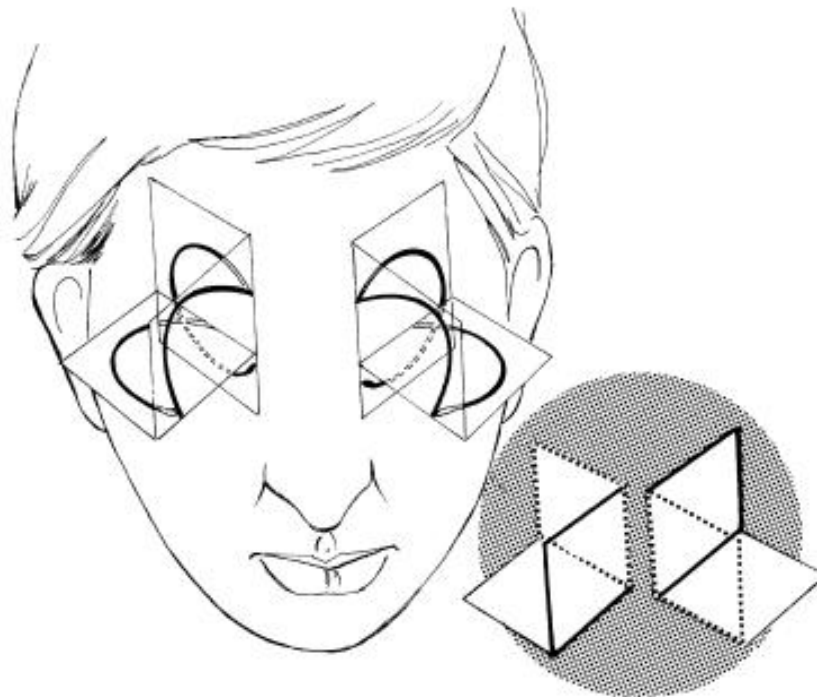


Figura 5. Disposición espacial de los canales semicirculares. Los canales de cada laberinto son perpendiculares entre sí y a su vez están emparejados con los del lado contralateral formando tres pares coplanares. Ilustración tomada de Hain⁸⁰.

Cuando la velocidad angular de la cabeza ocurre en el plano de un par coplanar, la endolinfa se desplaza hacia la ampolla en un CS (flujo ampulípeto) y se aleja de la ampolla en el otro CS (flujo ampulífugo), por lo que el impulso nervioso aumenta en un nervio vestibular y disminuye en el lado opuesto.

El acoplamiento de los CS tiene tres ventajas ¹²⁵:

1. Proporciona una redundancia sensorial. Si una enfermedad afecta los *inputs* de uno de los CS de un par, el SNC todavía recibe la información vestibular sobre la velocidad de la cabeza del otro canal semicircular.
2. Permite al cerebro ignorar cambios en el impulso nervioso que ocurren en ambos lados de forma simultánea, como sucede con los cambios de temperatura corporal o químicos.
3. Ayuda a los mecanismos de compensación vestibular en casos de sobrecarga sensorial.

Fisiología de la mácula del utrículo y del sáculo. Funcionamiento del aparato otolítico

Las máculas acústicas del utrículo y del sáculo informan a través de sus vías nerviosas de los movimientos lineales y de la posición de la cabeza (aceleración lineal). En bipedestación la mácula del utrículo, se excita con el movimiento lineal horizontal (paralelo a la superficie de la tierra) y la mácula del sáculo, con el movimiento lineal vertical (perpendicular a ésta).

Al actuar sobre el utrículo y el sáculo una aceleración lineal determinada, se produce una dispersión de masas en su interior. Los otolitos tienen mayor densidad que la endolinfa; por ello, en un movimiento lineal de la membrana otolítica se van a desplazar más enérgicamente que la endolinfa. La membrana con los otolitos sufre un movimiento tangencial a la superficie de las células sensoriales, traccionando lateralmente los estereocilios en una u otra dirección. Como ocurre en los canales semicirculares, la inclinación de los cilios hacia el kinocilio excita el sistema y la inclinación en sentido opuesto, lo inhibe.

Se debe tener en cuenta que en las máculas, las células ciliadas tienen orientado el kinocilio en sentido opuesto según estén en un lado u otro de la estriola; en el utrículo, el kinocilio asienta en el lugar de la célula próximo a la estriola y en el sáculo en el alejado de ella. Ante un movimiento dado, las células situadas en un lado de la estriola resultan estimuladas mientras que en el lado opuesto son inhibidas. Al existir una función integrada bilateral, esta relación estímulo/inhibición resulta fundamental ⁷⁰.

Aunque el mecanismo de estimulación es diferente en crestas ampulares que en máculas acústicas, el fundamento de activación es el mismo: un fenómeno de transducción, liberación de un neurotransmisor y la creación de un potencial de acción en el nervio utricular o sacular.

Vías centrales y reflejos vestibulares

Las proyecciones aferentes de las neuronas bipolares del ganglio vestibular o de Scarpa, constituyen el nervio vestibular, que discurre por el interior del conducto auditivo interno y entra en el tronco del encéfalo a nivel de la unión pontomedular.

El procesamiento central de las aferencias vestibulares es competencia del complejo nuclear vestibular y del cerebelo.

Los núcleos vestibulares superior y medial son los intermediarios del RVO. El núcleo vestibular medial, también está implicado en los RVE y coordina los movimientos conjuntos de la cabeza y los ojos. El núcleo vestibular lateral es el principal núcleo para el RVE y el núcleo descendente, establece conexión con todos los demás y con el cerebelo, sin embargo carece de vías eefectoras primarias. Todos ellos establecen conexiones entre sí mediante un sistema de comisuras, las cuales son principalmente inhibitoras. Las comisuras permiten que la información llegue a las dos partes del tronco cerebral ²¹².

El cerebelo recibe información del complejo nuclear vestibular e información sensorial primaria. Su misión es calibrar los reflejos vestibulares, al ejercer una acción inhibitoria sobre los primeros. Las tareas se encuentra repartidas según el área; el fólculo cerebeloso ajusta y mantiene la ganancia del RVO, el nódulo cerebeloso ajusta la duración de la respuesta del RVO y también se encarga de procesar la información de los órganos otolíticos y el vermis cerebeloso regula el RVE por lo que su lesión causa ataxia de la marcha e inestabilidad del tronco.

Las neuronas eferentes del RVO son las neuronas motoras de los núcleos oculomotores, que conducen los impulsos nerviosos hasta los músculos extraoculares. Existen dos tractos de sustancia blanca que llevan la información desde el complejo nuclear vestibular hasta los núcleos oculomotores: el tracto ascendente de Deiters, que conduce desde el núcleo vestibular hasta el núcleo abducens homolateral (recto lateral) durante el RVO horizontal y el fascículo longitudinal medial (Figura 6), donde se encuentran el resto de salidas relacionadas con el RVO ⁸⁰.

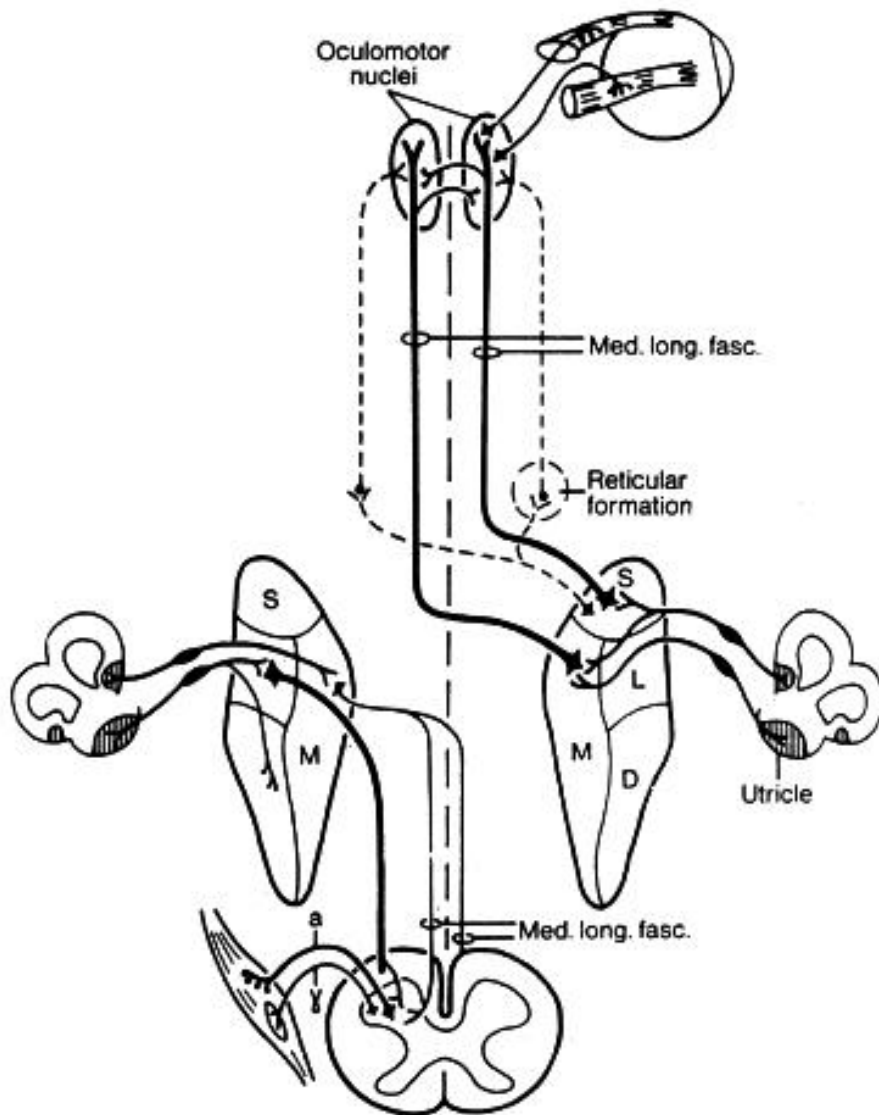


Figura 6. Los RVO y RVE. S, L, M y D indican el núcleo superior, lateral, medial y descendente, respectivamente. Los tractos vestibulo-espinal lateral y medial comienzan en el núcleo vestibular medial y lateral respectivamente. Ilustración tomada de Brodal³⁴.

Resumiendo, el objetivo del RVO es mantener la visión estable durante los movimientos de la cabeza. Cuenta con un reflejo angular, mediado por los CS que compensa las rotaciones y es el responsable de la estabilización de la mirada, y un reflejo lineal, mediado por los órganos otolíticos, que se encarga de compensar las traslaciones.

En cuanto al RVE, su objetivo es mantener la estabilidad corporal.

Las neuronas efectoras del RVE son las células del asta anterior de la médula (Figura 6), que conducen los impulsos nerviosos hasta los músculos esqueléticos. Sin embargo, las conexiones entre el complejo nuclear vestibular y las neuronas motoras son más complicadas que en el caso del RVO. El RVE tiene una tarea compleja ya que,

para mantener la estabilidad y evitar las caídas, son necesarias múltiples estrategias que implican diferentes sinergias motoras⁸⁰.

En resumen, las vías que conectan los núcleos vestibulares con las células del asta anterior de la médula son las siguientes⁸⁰:

- El tracto vestibulo-espinal lateral que recibe la mayor parte de la información de los otolitos y del cerebelo. Su función principal es generar actividad motora postural antigravitatoria.
- El tracto vestibulo-espinal medial, responsable de los cambios posturales en respuesta a la información sensorial de los CS (movimiento angular de la cabeza). Desciende por la médula espinal cervical formando el fascículo longitudinal medial y activa la musculatura cervical axial.
- El tracto retículo-espinal, que recibe información sensorial de todos los núcleos vestibulares, así como de otros sistemas sensoriales y motores implicados en el mantenimiento del equilibrio. Está probablemente implicado en la mayoría de acciones reflejas motoras del equilibrio, incluyendo ajustes posturales en respuesta a la información sensorial de tipo extravestibular (auditiva, visual y estímulos táctiles).

Como se ha dicho anteriormente, el RVE es una tarea complicada donde intervienen varios reflejos. La secuencia de eventos implicados en la generación del reflejo es la siguiente:

1. Al inclinar la cabeza hacia un lado, se estimulan los CS y los otolitos.
2. Se produce la activación del nervio vestibular y de los núcleos vestibulares.
3. Los impulsos eferentes son transmitidos a través de los tractos vestibuloespinal lateral y medial hacia la médula espinal.

La actividad extensora es inducida en el lado hacia el cual se inclina la cabeza y la actividad flexora en el lado opuesto.

Hemos descrito la anatomía del RVO y RVE, hablamos ahora de otros reflejos como;

El reflejo vestibulo-cólico (RVC), que actúa sobre la musculatura del cuello para estabilizar la cabeza. El movimiento reflejo de la cabeza es en dirección opuesta al movimiento que han detectado los órganos otolíticos o los CS. Las vías precisas que median este reflejo no han sido bien detalladas todavía.

El reflejo cérvico-ocular (RCO), que consiste en la generación de movimientos de los ojos originados a partir de la información de los propioceptores cervicales, que

pueden complementar al RVO en ciertas circunstancias. En sujetos sanos la ganancia del RCO es muy baja ¹⁷⁹. Sin embargo, el RCO es útil cuando el aparato vestibular está lesionado ^{32, 102}.

El reflejo cérvico-espinal (RCE) se basa en una actividad aferente cervical que origina cambios en la posición de las piernas. Como el RVE, el RCE consiste en la unión de varios reflejos. Está mediado por dos vías: una vía excitatoria del núcleo vestibular lateral y otra vía inhibitoria de la parte medial de la formación reticular medular ⁸⁰.

El sistema sensorial visual es capaz de originar respuestas visuales (ej. seguimiento lento) y reacciones posturales. Debido al retraso intrínseco en los mecanismos visuales multisinápticos, la respuesta visual es más lenta y menos adecuada que la respuesta vestibular. Las respuestas visuales pueden contribuir en mayor o menor medida a mantener el control postural tras una lesión vestibular ⁸⁰.

También los mecanismos somatosensoriales están implicados en la estabilidad postural. Bles y cols documentaron un nistagmus de origen somatosensorial ²⁹. Los sujetos con una lesión vestibular bilateral usan más esta información que los sujetos sanos.

4. Estudio del sistema vestibulo-espinal

4.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

En 1853, Romberg identificó la presencia de una alteración somatosensorial en pacientes con sífilis al observar que mantenían bien el equilibrio en posición de bipedestación con los ojos abiertos, pero tenían dificultades para permanecer de pie e incluso algunos tenían tendencia a caer cuando cerraban los ojos ¹⁸⁹. Desde entonces este test se ha incluido en la exploración neurológica básica para detectar alteraciones del equilibrio.

Robert Barany (1876-1936), premio Nobel de Medicina por sus trabajos sobre fisiología del sistema vestibular, describió la inestabilidad postural y exploró la función vestibulo-espinal en pacientes con vestibulopatía. Observó la tendencia de estos enfermos a caer hacia el lado lesionado, es decir, en el sentido del componente lento del nistagmus, a diferencia de los sujetos con patología cerebelosa ²¹⁰.

A partir de las mencionadas investigaciones de Romberg y Barany, la exploración de los RVE y del equilibrio se ha considerado fundamental en la valoración del paciente con vértigo, mareo o inestabilidad. De todas formas, las técnicas para la valoración objetiva de los RVO han sido más utilizadas que las destinadas a analizar y estudiar el control postural ^{188, 105, 100, 25}. Es decir, el estudio de los RVE y del equilibrio

ha tenido un papel solo complementario en la valoración del paciente inestable y esto parece ser debido a dos razones fundamentales:

- El desarrollo de las técnicas que valoran el sistema vestibular a través del estudio del nistagmo ocular ha sido continuo. Así, Fitzgerald y Hallpike sistematizaron la estimulación calórica en 1942⁷⁵, Henriksson consiguió medir la velocidad del ojo durante la fase lenta del nistagmo¹¹, y Mathlog y cols utilizaron sillones rotatorios con motor servocontrolado en los años 70⁷⁵. Posteriormente, la aplicación de técnicas computerizadas y el uso de sistemas de grabación ha permitido cuantificar mejor los resultados y almacenarlos para una posterior reproducción o comparativa entre las distintas medidas.
- Existe una gran dificultad para aislar los sistemas vestibular de la visión y la propiocepción¹¹, también implicados en el mantenimiento del equilibrio.

Desde finales del siglo XIX ha habido dos tendencias para el registro del control postural y las oscilaciones posturales: a) Registrar las oscilaciones posturales a nivel de la cabeza u otros segmentos corporales, y b) Registrar los movimientos del centro de gravedad del sujeto a través del centro de presiones en los pies.

En 1886, Mitchell y Lewis colocaron barras horizontales con escalas graduadas en pulgadas a nivel de los oídos del sujeto, sin tocar a éste. La observación del movimiento del sujeto desde una posición sentada del observador permitió cuantificar la oscilación postural anteroposterior y lateral del sujeto.

En 1887, Hinsdale⁸³ colocó un carboncillo en un casco sobre la cabeza del sujeto a estudio, y por encima, un papel en el que el carboncillo marcaba las oscilaciones de la postura. Como estudiaba sujetos atáxicos, a este dispositivo lo llamó ataxiógrafo. Hinsdale posteriormente, colocó unos cables finos sobre la cabeza del sujeto, conectados con un sistema de poleas que movían unas agujas e inscribían la oscilación postural anteroposterior y lateral en unos tambores rodantes; de esta forma se conseguía unos gráficos que representaban los movimientos en ambos sentidos en función del tiempo. Este método fue empleado hasta el diseño del ataxiómetro de Miles.

En 1922 Miles diseñó un sistema parecido a los anteriores, el ataxiómetro, que permitía la lectura directa en milímetros de la cantidad total de oscilación en cualquiera de los ejes¹³⁴ (Figura 7).

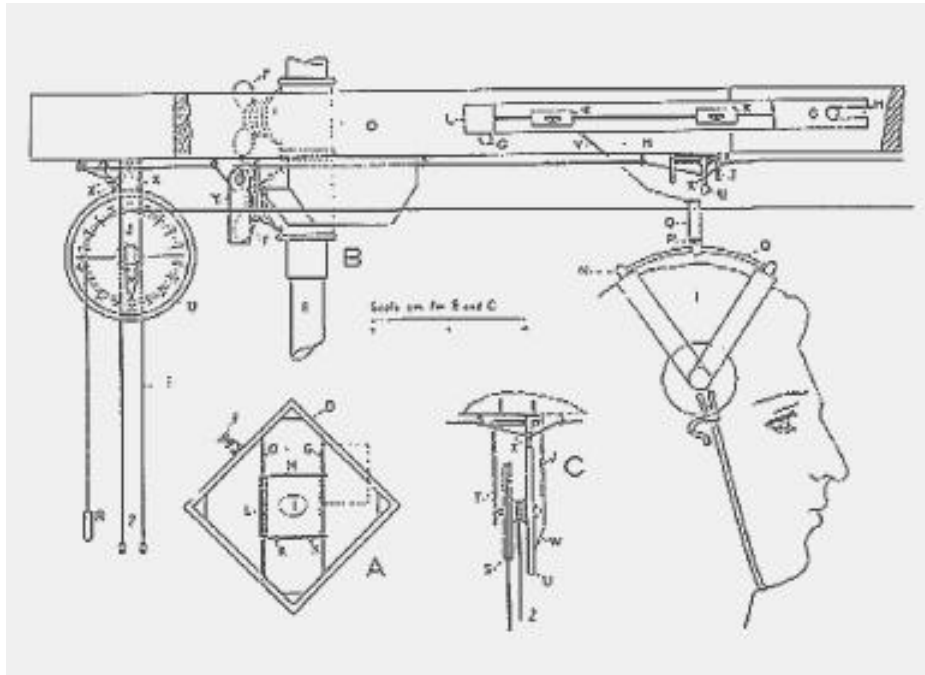


Figura 7. Diagrama de Ataxiómetro de Miles. Ilustración tomada del artículo original de Miles ¹³⁴

Todos estos sistemas han sido modificados y perfeccionados posteriormente, culminando en el desarrollo de la craneocorpografía y la videocraneocorpografía computerizada ⁴³.

La craneocorpografía, descrita por Claussen en 1970, consiste en el registro mediante cámara fotográfica de los movimientos de la cabeza y del cuerpo durante las pruebas de Romberg, Unterberger y Fukuda. En la placa fotográfica, de revelado inmediato, se obtiene una imagen de los desplazamientos del centro de gravedad y de los movimientos corporales de corrección. Permite registrar la oscilación corporal, analizarla cualitativa y cuantitativamente y archivarla para compararla con otros registros, por lo que constituye un método de exploración objetivo del mantenimiento del equilibrio y de la función del sistema vestibuloespinal.

Otra forma de estudio, más fácil y cómoda para el sujeto explorado ²⁵, consistía en cuantificar las oscilaciones posturales a través de las fuerzas de reacción del suelo a nivel de sus pies como consecuencia de la presión ejercida por éste, todo ello gracias a una plataforma dinamométrica.

A finales del siglo XIX, Marey utilizó cápsulas manométricas para detectar los desplazamientos del centro de gravedad del cuerpo en relación a la base de sustentación.

En 1937 Kelso y Hellebrandt diseñaron una plataforma que registraba las oscilaciones posturales en los dos planos y localizaba el centro de presiones a nivel de los pies en función del tiempo.

Baron diseñó un sistema que denominó estatoquinesímetro, que consistía en una plataforma con cuatro sensores de presión electromagnéticos. Las variaciones de presión eran proporcionales a los desplazamientos de la proyección del centro de gravedad. El sistema estaba conectado a un osciloscopio que permitía ver las oscilaciones en sentido anteroposterior y mediolateral en una gráfica (estabilograma) y los desplazamientos del centro de presiones (estatoquinesigrama) ¹⁴ (Figuras 8 y 9, respectivamente). Los resultados obtenidos podían ser fotografiados o filmados, y permitía valorar la regularidad de las curvas y el tamaño del área descrita por el movimiento del centro de presiones. Asimismo, permitía conocer parámetros tales como el área descrita, la longitud recorrida y la dispersión media y máxima en los ejes anteroposterior y mediolateral.

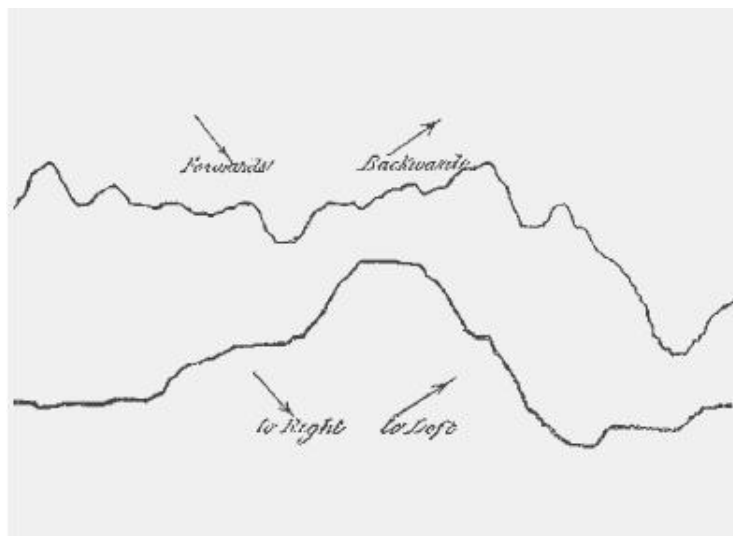


Figura 8. Estabilograma: representación de las oscilaciones posturales en sentido mediolateral y anteroposterior en función del tiempo.



Figura 9. Estatoquinesigrama de un paciente con ataxia: Representación gráfica de las oscilaciones en las cuatro direcciones en el plano horizontal en función del tiempo.

Sin embargo, el análisis de las oscilaciones posturales cuando el sujeto realiza el test de Romberg o alguna de sus variantes, no permite conocer la contribución de cada una de las aferencias sensoriales en el mantenimiento del equilibrio. Por ello, las técnicas modernas de posturografía permiten anular o disminuir la información visual y distorsionar la somatosensorial, con objetivo de determinar la importancia relativa de cada una de las aferencias sensoriales en el control postural.

4.2. TÉCNICAS ACTUALES DE REGISTRO DEL CONTROL POSTURAL EN BIPEDESTACIÓN: LA POSTUROGRAFÍA

4.2.1. Introducción a la posturografía

Se denomina posturografía al conjunto de técnicas que estudian objetivamente y cuantifican el control postural del individuo a través de los movimientos del CDP durante la realización del test de Romberg ¹⁷⁰. Se basa en la idea de que las oscilaciones del CDG reflejan la inestabilidad postural ¹⁷⁵. Sin embargo, como es imposible medir las variaciones de posición del CDG se miden las oscilaciones del CDP en el suelo mediante plataformas dinamométricas ¹⁰¹.

Las plataformas dinamométricas detectan y cuantifican fuerzas horizontales y verticales. La información recogida es remitida a un sistema informático que registra las coordenadas del CDP, el cual representa una buena estimación de la posición del CDG si el cuerpo se mueve lentamente ¹¹. Esto permite analizar distintos parámetros de las coordenadas del CDP como son: su posición media, su trayectoria en el eje anteroposterior y mediolateral, o la variación de su posición en función del tiempo. En definitiva, miden el balanceo u oscilación postural, que representa un importante indicador de la función de equilibrio ¹⁰⁴.

A su vez, la posturografía permite conocer la habilidad que tiene el sujeto para utilizar las informaciones vestibular, visual y somatosensorial, mediante la anulación o distorsión de las dos últimas.

Tiene un indudable interés clínico en diferentes ámbitos ¹⁵, y en particular, en el de la rehabilitación y valoración del daño corporal ²⁰⁴. Este interés radica en que puede servir para:

- Conocer el grado de alteración funcional y de compensación vestibular, ya que la exploración del sistema vestíbulo-espinal puede ser normal o alterada, independientemente de los resultados de la exploración del sistema vestíbulo-ocular. En este sentido, es útil para valorar múltiples patologías que pueden manifestarse con desequilibrio, como enfermedades vestibulares (Enfermedad de Ménière, vértigo posicional paroxístico

benigno, neuronitis vestibulares, etc.), neurológicas (esclerosis múltiple, traumatismos craneo-encefálicos, accidentes cerebrovasculares, polineuropatías periféricas, etc.), ortopédicas, dolor musculoesquelético, etc.

- Tiene valor médico-legal, pues resultados fisiológicamente poco consistentes pueden hacer sospechar una posible exageración o magnificación de los síntomas. Es útil en sujetos que buscan una indemnización tras sufrir un accidente.
- Estudiar la propiocepción tras cirugía ortopédica (ligamentoplastias, artroplastias), en las que la mejora de los parámetros obtenidos por la posturografía podría documentar la eficacia de tratamientos rehabilitadores.
- Diseñar y realizar un programa de reeducación del equilibrio mediante técnicas de retroalimentación visual, adaptadas individualmente al déficit sensorial y la capacidad funcional del paciente.
- Monitorizar la evolución espontánea o tras tratamiento del sujeto inestable. En este sentido, evalúa el grado de eficacia de un tratamiento prescrito.

A pesar de ser una exploración de gran utilidad para la valoración funcional de pacientes con desequilibrio o inestabilidad, el análisis instrumental mediante posturografía presenta varios inconvenientes o limitaciones:

- El coste de los equipos con frecuencia es elevado y se requiere entrenamiento del personal que realiza la exploración. Existe escasa normalización de los datos entre los distintos laboratorios ¹⁷⁵. Además, precisan un espacio físico amplio para la ubicación del posturógrafo y un tiempo prolongado para la realización de la exploración ¹⁷¹.
- Las plataformas de estabilimetría estudian el equilibrio del sujeto en posición de pie, por lo que los pacientes que no pueden mantener esta posición durante un tiempo mínimo no pueden ser evaluados por esta técnica. También resulta dificultosa la exploración en pacientes con trastornos globales de las funciones superiores ¹⁷⁵.
- No existe acuerdo en el valor de ciertos índices posturales obtenidos por posturografía ¹⁷⁵.
- No tiene valor diagnóstico nosológico ni topográfico: la posturografía sólo puede detectar capacidad funcional, y es incapaz de hacer un diagnóstico nosológico o de localización lesional. No obstante, a pesar de no servir para

el diagnóstico, da una información útil y complementaria a la que ofrece la electro o la videonistagmografía ¹⁷¹.

4.2.2. Posturografía dinámica computerizada (PDC)

Los sistemas de posturografía dinámica emplean una plataforma dinamométrica montada sobre un soporte capaz de trasladarse horizontalmente, inclinarse hacia delante o atrás y/o girar alrededor de un eje colinear con los tobillos. El movimiento de la plataforma está acoplado al del sujeto para mantener constante el ángulo del tobillo y de esta forma, disminuir la información de los propioceptores de esta articulación. Además pueden estar rodeadas de un entorno visual móvil capaz de desorientar al sujeto.

El sistema de PDC más ampliamente distribuido fue desarrollado por Nashner y cols para el estudio del control postural ¹⁴⁸. Consta de una plataforma móvil, un entorno visual móvil y un sistema informático que registra toda la información generada. Fue comercializada en 1986 por Neurocom Inc., como Equitest. Es un método preciso para evaluar el equilibrio, que complementa la información aportada por otras técnicas de estudio del sistema vestibular.

En la actualidad es considerada el “Gold Standard” para el estudio del control postural ¹⁵ y ha sido incluida por la American Medical Association entre los métodos que permiten la documentación de los déficits y discapacidades.

Permite conocer el grado de disfunción del equilibrio del paciente, el patrón de déficit sensorial, el desplazamiento del centro de gravedad, la estrategia de equilibrio utilizada y la distribución del peso en los miembros inferiores.

La PDC consta de varios tests:

- **Test de organización sensorial (Figura 10)**

Es un protocolo de estudio desarrollado por Nashner ¹⁴⁸, que evalúa el equilibrio del sujeto midiendo su oscilación anteroposterior en seis condiciones en las que se distorsionan o anulan selectivamente las aferencias somatosensorial y visual.

Pretende conocer la capacidad del sujeto para integrar los tres sistemas responsables del equilibrio en bipedestación y valorar la contribución relativa de cada uno de ellos, creando situaciones de conflicto sensorial ¹⁸¹. Los resultados de este test se comparan con los resultados de sujetos normales.

En las tres primeras pruebas la plataforma está fija. La primera se realiza con los ojos abiertos, la segunda con los ojos cerrados y la tercera con entorno visual móvil referenciado a las oscilaciones posturales.

En las tres pruebas restantes se repiten las condiciones visuales de las tres primeras pruebas, y además, la plataforma se mueve proporcionalmente a la oscilación anteroposterior del sujeto para mantener constante el ángulo tobillo-pie y así disminuir su información.

En cada una de las pruebas se calcula el ángulo de oscilación del centro de gravedad en tiempo real, basado en las relaciones biomecánicas entre la posición del centro de fuerzas vertical dado por los pies sobre la superficie de soporte, y lo compara con los límites de estabilidad obtenido por un grupo de sujetos normales. Se obtienen así, puntuaciones parciales de cada prueba y una puntuación global.

Permite conocer el grado de estabilidad del sujeto en cada una de las seis pruebas, hace un análisis sensorial que es expresión de la habilidad del sujeto para utilizar cada una de las aferencias sensoriales, analiza la estrategia de movimiento (tobillo o cadera) y la alineación del centro de gravedad antes de iniciar cada prueba. Se considera un test útil desde el punto de vista clínico, ya que permite caracterizar diferentes patrones de disfunción sensorial (disfunción vestibular, preferencia visual, patrones de dependencia somatosensorial y visual, y patrón afisiológico).

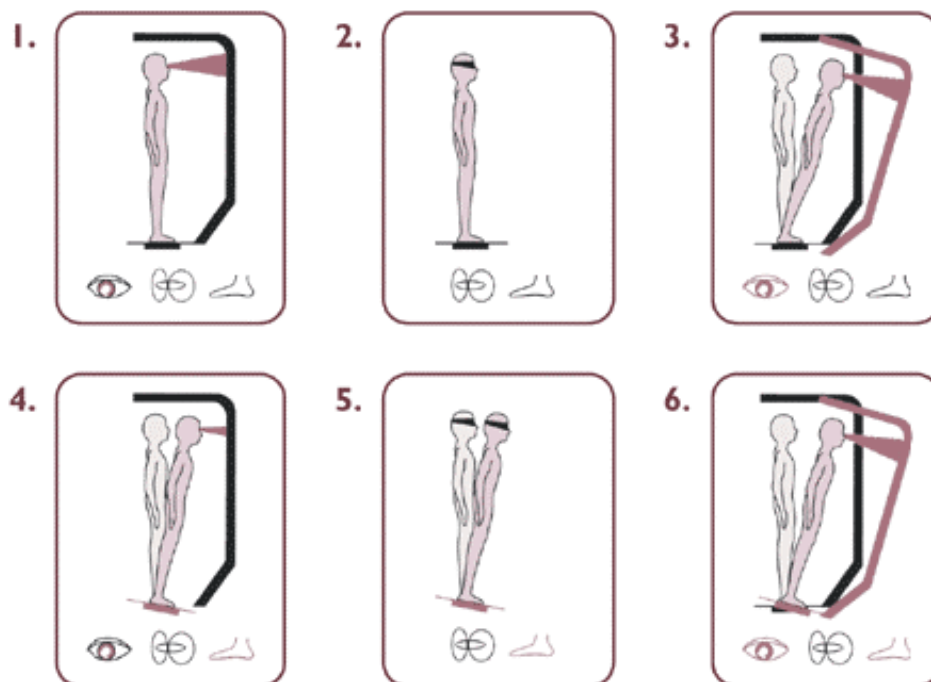


Figura 10. Representación gráfica de las seis condiciones sensoriales de la prueba de Organización Sensorial de sistema Smart Balance Master (NeuroCom). 1: Visión normal, plataforma y entorno visual fijos; 2: Ausencia de visión, plataforma fija; 3: Entorno visual móvil acoplado a las oscilaciones corporales, plataforma fija; 4: Visión normal, plataforma móvil acoplada a las oscilaciones corporales, entorno visual fijo; 5: Ausencia de visión, plataforma móvil acoplada a las oscilaciones corporales; 6: Plataforma y entorno visual móviles, ambos acoplados a las oscilaciones corporales.

- **Test de adaptación**

Esta prueba determina la capacidad del sujeto para mantener el equilibrio en situaciones en las que se produce una perturbación brusca de la estabilidad. Para ello, se expone al paciente a una serie de rotaciones antero-posteriores bruscas de la base de soporte en el eje de los tobillos: cinco que empujan al paciente hacia atrás, en la dirección de rotación de la superficie (toes-up), y cinco hacia delante (toes-down) ¹²⁶.

- **Límites de estabilidad**

Valora el control voluntario del sujeto para situar su centro de gravedad en la frontera de sus límites de estabilidad. El paciente ve reflejado su centro de gravedad, representado por el cursor, en la pantalla de un ordenador situado frente a él, y debe desplazarlo sin mover la base de sustentación hacia 8 dianas situadas en el límite de estabilidad teórico, dianas que se encuentran colocadas a intervalos de 45°. En cada una de ellas debe permanecer 5 segundos ¹²⁶.

- **Test de desplazamiento rítmico del peso**

Determina la capacidad del paciente de realizar desplazamientos rítmicos de su CG. Para ello debe seguir con el movimiento de su CG, el movimiento de un cursor que aparece en la pantalla que se desplaza a diferentes velocidades en el eje antero-posterior y lateral ¹²⁶.

4.2.3. Posturografía estática

La posturografía estática emplea plataformas dinamométricas fijas, sin movimiento, para medir las oscilaciones anteroposteriores y mediolaterales de los sujetos durante la realización del test de Romberg, mediante el registro de los movimientos del CDP sobre la misma. El sistema más conocido es el de Norré ¹⁵⁵. Norré estudió diferentes posibilidades modificando los test empleados y el programa informático. En el primer sistema S.P.G.-I, se realizaban tres tests de 60 segundos cada uno: el primero era un test de Romberg con los ojos abiertos, el segundo con los ojos cerrados que permitía valorar la influencia de la información visual, y en tercer lugar con el cuello en hiperextensión para distorsionar la información otolítica y de los propioceptores cervicales ^{157, 155}.

Posteriormente desarrolló el sistema S.P.G.-II, en el que intentó imitar las condiciones de la posturografía dinámica, aunque más simplificada. Realizó seis test de 60 segundos cada uno: el primero consistía en un test de Romberg con ojos abiertos, el segundo con ojos cerrados y el tercero con una cúpula de conflicto visual. Los otros test restantes eran como los primeros, pero sobre un colchón de gomaespuma.

La cúpula de conflicto visual fue diseñada y empleada inicialmente por Shumway-Cook y Horak ¹⁹⁹ para crear lo que Norré denomina “visión estabilizada”, que

consiste en proporcionar una información visual errónea al no corresponderse la sensación propioceptiva y vestibular con la visual ^{22, 23}.

El colchón de gomaespuma, ya utilizado también por Shumway-Cook ¹⁹⁹, pretende reducir o distorsionar la información propioceptiva de la articulación del tobillo.

Más tarde Norré desarrolló el sistema S.P.G.-III, que consistía en seis pruebas ¹⁵⁸: Romberg con ojos abiertos, con ojos cerrados, con cuello en hiperextensión, y los mismos sobre colchón de gomaespuma. En este nuevo sistema valora, como en los anteriores, la superficie y el desplazamiento del CDP. A partir de este sistema han surgido variantes como es la aplicación NedSVE/IBV que combina además pruebas de posturografía dinámica como son los límites de estabilidad, el seguimiento con el CDP de dianas móviles y el análisis de la marcha.

4.3. ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA

La marcha humana es la forma habitual de locomoción del hombre y consiste básicamente en un movimiento hacia delante en posición erguida, durante el cual el peso es soportado alternativamente por ambas piernas ⁶⁷. Mientras el peso es soportado por una pierna, la otra se balancea hacia delante como preparación para el siguiente apoyo. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo, y durante la transferencia del peso de la pierna retrasada a la pierna adelantada, existe un breve periodo de tiempo durante el cual el peso corporal se reparte entre ambos pies. Al aumentar la velocidad de la marcha, dichos periodos de apoyo bipodal son más breves en relación al ciclo de la marcha, hasta que el sujeto comienza a correr. Durante la carrera existen breves periodos de tiempo en que ambos pies se encuentran en el aire.

Para conseguir una deambulación estable, son necesarias la coordinación e integración de múltiples entradas sensoriales, entre ellas las informaciones vestibular, visual y somatosensorial, así como los reflejos espinales y modelos de movimiento controlados en el córtex cerebral (Alexander 96). Por este motivo adquiere especial importancia el estudio de la marcha en los pacientes con enfermedades vestibulares ¹⁷¹.

El estudio biomecánico de la marcha humana debería incluir la valoración de parámetros cinéticos y cinemáticos de la misma. Entre los parámetros cinéticos, merece la pena destacar las fuerzas de reacción entre los pies y el suelo y los momentos articulares, así como la secuencia e intensidad de actuación de los diferentes músculos involucrados en ella.

Durante la edad infantil, el ser humano aprende a caminar de forma natural, hasta alcanzar un estilo propio. A pesar del carácter individual de este proceso, las

semejanzas entre distintos sujetos nos permiten hablar de un patrón característico de la marcha humana normal, el cual puede verse alterado por la influencia de distintos factores, intrínsecos o extrínsecos al sujeto, y sobre todo, bajo determinadas situaciones patológicas o de déficit funcional ^{141, 142}.

Los factores intrínsecos que pueden modificar significativamente el patrón de marcha normal son la edad, el sexo, la talla corporal y la complexión del sujeto ^{203, 132}. El estado de ánimo también influye sobre el patrón de marcha en un momento dado.

Algunos factores extrínsecos al sujeto pueden repercutir en las características de su marcha. Entre ellos, mencionar la velocidad de la misma ^{221, 224, 7}, el tipo de suelo, el calzado (peso, altura del tacón, etc), la inclinación de la superficie, la carga transportada por el sujeto, etc.

La marcha humana puede verse afectada por numerosas patologías de los sistemas en ella involucrados, como son: el aparato locomotor, el sistema vestibular y el sistema nervioso, de ahí su importancia y de que sea constante objeto de estudio. Su análisis nos ayuda en la valoración, seguimiento y monitorización del resultado de un tratamiento ^{133, 196}.

4.3.1. Fases del ciclo de la marcha

El ciclo de marcha es un patrón periódico característico de la locomoción humana. Comienza cuando uno de los pies toma contacto con el suelo. Durante el mismo, en condiciones de normalidad, se producen, para cada pie, los siguientes eventos sucesivos:

- Contacto del talón con el suelo
- Apoyo completo de la planta del pie
- Despegue del talón o retropié
- Despegue de los dedos o del antepié
- Oscilación del miembro
- Siguiente contacto del talón

Algunas de las etapas anteriores pueden modificarse cuando existe una alteración de la marcha: el contacto inicial puede no realizarse con el talón, el miembro oscilante puede arrastrar por el suelo, etc.

Otra subdivisión (Figura 11), más extendida en la actualidad, considera la fase de apoyo compuesta por cinco periodos, y la oscilación formada por tres ¹⁷⁸.

Fase de apoyo

- Fase de contacto inicial
- Fase de apoyo inicial
- Fase media de apoyo
- Fase final del apoyo
- Fase previa a la oscilación

Fase de oscilación

- Fase inicial de oscilación
- Fase media de oscilación
- Fase final de oscilación

A continuación se describen cada una de las fases ¹⁷⁸:

La fase de contacto inicial constituye la toma de contacto del pie (habitualmente el talón) con el suelo, y permite el posicionamiento del miembro para iniciar la fase de apoyo.

La fase inicial de apoyo transcurre entre el contacto inicial del pie y el despegue del antepié del miembro contralateral, en condiciones fisiológicas.

El despegue del pie contralateral marca el principio de la fase de apoyo monopodal, que consta de dos fases: la primera es la fase media de apoyo, que se prolonga hasta el despegue del talón y permite la progresión del cuerpo sobre el pie en apoyo, manteniendo la estabilidad del miembro y del tronco; la segunda es la fase final de apoyo, que comienza con el despegue del talón y termina cuando el miembro contralateral contacta con el suelo, durante la cual el cuerpo queda por delante del pie apoyado.

El contacto del miembro contralateral marca el inicio del segundo periodo de doble apoyo, llamado fase previa a la oscilación, que culmina con el despegue del antepié.

La fase inicial de la oscilación corresponde al primer tercio del periodo de oscilación. Durante la misma se flexionan la cadera y la rodilla para asegurar la separación entre el pie y el suelo y evitar un tropiezo.

La fase media de la oscilación permite la progresión del miembro hasta que la tibia alcanza una posición vertical.

La fase final de la oscilación ultima el avance del miembro hasta el contacto. En ella se produce una acción de frenado de la flexión de la cadera y de la rodilla, quedando ésta en extensión.

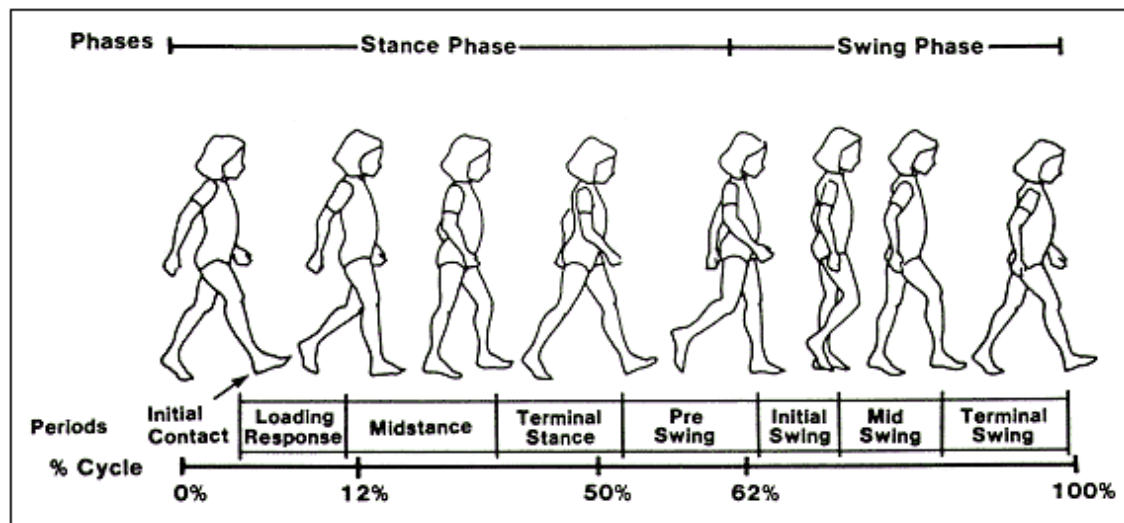


Figura 11. Ciclo de marcha humana según Perry¹⁷⁸. Se distinguen los cinco periodos de la fase de apoyo y los tres de la fase de balanceo. (Ilustración tomada de <http://www.clinicalgaitanalysis.com/history/modern.html>)

4.3.2. Técnicas de valoración de la marcha humana

Hasta mediados del siglo XX el único método posible de evaluación de la marcha humana consistía en la observación visual directa. La aparición durante la segunda mitad del siglo de técnicas experimentales permitió profundizar en este campo y en sus alteraciones.

El estudio biomecánico de la marcha humana se ha abordado desde diferentes disciplinas, cada una de las cuales cuenta con técnicas específicas de registro y de análisis.

La Cinemática estudia la evolución en el tiempo de la posición de los diferentes segmentos corporales durante la realización de un determinado gesto, sin atender a las causas físicas que lo hacen posible. Analiza posiciones, ángulos, velocidades (lineales y angulares) y aceleraciones.

La Cinética, por el contrario, estudia el equilibrio dinámico, es decir; fuerzas, momentos, masas y presiones, independientemente de la posición de los segmentos corporales. La instrumentación técnica requerida para los estudios cinéticos se basa normalmente en el principio de acción y reacción.

La utilización de ambos tipos de técnicas permite conocer mejor las características biomecánicas de la marcha en sujetos normales y con distintas patologías del aparato locomotor, sistema vestibular y enfermedades neurológicas.

Existen diferentes técnicas para el estudio cuantitativo de las fuerzas que tienen lugar en el contacto entre el pie y el suelo durante la marcha. La más importante se basa en el uso de las plataformas dinamométricas, aunque existen otras en situaciones específicas, como son los podómetros y las plantillas instrumentadas.

Técnicas de análisis cinemático o de registro del movimiento⁸⁵

Las patologías que afectan a la marcha humana se manifiestan con alguna alteración en el movimiento de los segmentos de los miembros inferiores durante la marcha. Para ello se han desarrollado diferentes formas de medida. En la actualidad las técnicas más empleadas son la fotogrametría, la electrogoniometría y la acelerometría.

- Fotogrametría

Esta técnica se basa en la obtención de dos o más imágenes planas simultáneas de un sujeto para conocer la posición espacial de las articulaciones en cada instante del muestreo. A partir de estos datos, mediante procedimientos matemáticos, pueden calcularse las velocidades y aceleraciones lineales y angulares de cualquier punto en cada instante, y es posible realizar un análisis cinemático completo del proceso.

- Electrogoniometría

En esta técnica se colocan electrogoniómetros sobre el cuerpo del sujeto, que generan una señal eléctrica proporcional al valor del ángulo existente entre los dos extremos del captador. Se utiliza para medir ángulos entre segmentos del cuerpo humano.

- Acelerometría

Se basa en el uso de acelerómetros, que son capaces de traducir una aceleración en señal eléctrica. Se colocan sobre diversos puntos del sujeto estudiado, y su principal utilidad es estudiar las vibraciones producidas por el golpe del pie sobre el suelo al caminar.

Técnicas de análisis cinético⁸⁵

El estudio cinético de la marcha humana puede realizarse mediante diferentes técnicas que permiten un estudio cuantitativo de sus características. Las plataformas de fuerzas o dinamométricas registran las fuerzas que el pie ejerce sobre el suelo en las tres direcciones del espacio. Los podómetros y las plantillas instrumentadas registran la distribución de las presiones plantares.

Las plataformas dinamométricas son instrumentos electrónicos que miden y analizan la fuerza de reacción que un sujeto ejerce sobre el suelo mientras realiza un movimiento o un gesto determinado ¹⁹².

La transformación de la fuerza de reacción en una señal electrónica se realiza merced a transductores extensométricos o piezoeléctricos. Las plataformas utilizadas actualmente suelen constar de cuatro transductores, situados en cada una de las 4 esquinas de la plataforma. Los transductores pueden ser bidimensionales o tridimensionales, según registren fuerzas en dos o tres direcciones perpendiculares.

También existen células de carga complejas que proporcionan los tres componentes de la fuerza y los tres componentes del momento actuante sobre ella.

Las plataformas deben estar fijadas al suelo para su correcto funcionamiento.

Normalmente se construye un foso o una pista elevada sobre el suelo. La plataforma debe quedar fija y a nivel para que el sujeto realice una marcha sobre una superficie plana, sin escalones ni desniveles. No puede quedar a un nivel distinto del que camina o corre el sujeto, porque el patrón de movimientos registrado no sería el propio de un estudio de marcha.

Cuando un sujeto camina y pisa sobre una plataforma dinamométrica, la fuerza que ejerce el pie sobre ella es absorbida por los cuatro captadores, para generar las correspondientes señales electrónicas. A partir de dichas señales se calculan los tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presiones vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

El tratamiento de toda la información que ofrecen las plataformas dinamométricas es difícilmente abordable, por su gran magnitud. Para obviar este problema, se recurre habitualmente a la selección de unos parámetros de interés, más fácilmente analizables mediante herramientas estadísticas clásicas.

Estos parámetros son ⁸⁵:

- Fuerzas de reacción vertical: presentan dos picos máximos, entre los cuales hay un valle, que corresponde con el momento en que el centro de gravedad del organismo está en su punto más elevado.
 - Fuerza vertical máxima durante el apoyo del talón (FZAT): es el máximo valor de la fuerza vertical, producida durante la primera fase del apoyo.
 - Fuerza vertical mínima o valle (FZV): es el mínimo valor de la fuerza vertical, que se produce durante la fase media del apoyo completo del pie.

- Fuerza vertical máxima en el despegue (FZD): es el máximo valor de la fuerza vertical, que se produce durante la fase final del apoyo del pie o despegue de la puntera.
- Fuerzas de reacción anteroposterior: presentan dos picos máximos inversos.
 - Fuerza anteroposterior máxima (frenado) (FXMAX): es el valor máximo de la fuerza horizontal en la dirección de la marcha y en sentido posteroanterior, que se produce durante la primera fase del apoyo.
 - Fuerza anteroposterior mínima (propulsión) (FXMIN): es el mínimo valor de la fuerza horizontal, en la dirección de la marcha y en sentido anteroposterior, que se produce durante la última fase de apoyo del pie (despegue de la puntera). Corresponde al empuje horizontal, hacia atrás.
- Fuerzas de reacción mediolateral: que también presentan dos picos máximos inversos.
 - Fuerza mediolateral mínima (FYMIN): es el mínimo valor de la fuerza horizontal, producida en dirección perpendicular a la de progresión de la marcha, en sentido lateromedial, que se produce al inicio del apoyo del talón.
 - Fuerza mediolateral máxima en el apoyo (FYMAX): es el máximo valor de la fuerza horizontal, en dirección perpendicular a la de la marcha, y en sentido mediolateral (externo) producida durante el apoyo del talón, el apoyo completo y el despegue de la puntera.

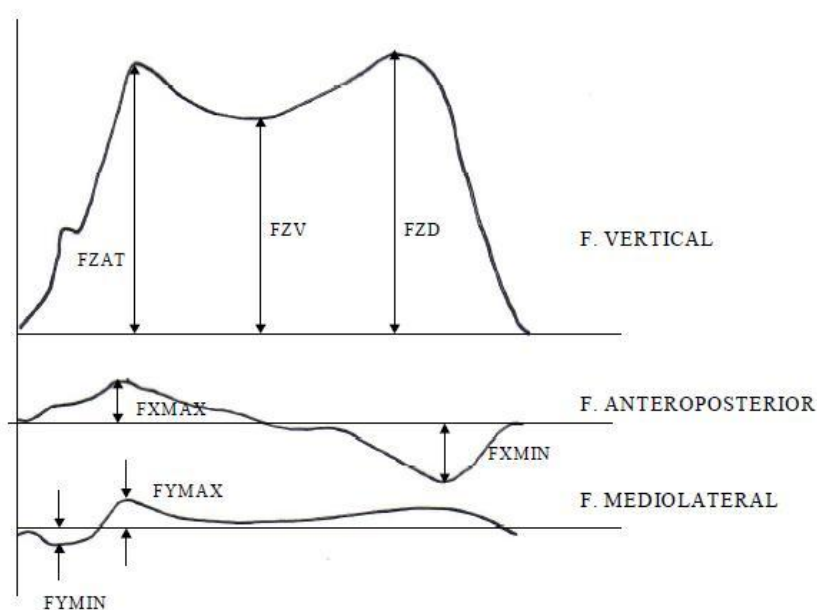


Figura 12. Parámetros cinéticos de la marcha humana. Se muestran las fuerzas de reacción vertical, anteroposterior y mediolateral. Ilustración tomada de Hoyos⁸⁵.

5. Deficiencia, incapacidad y minusvalía. Modelos de valoración de la discapacidad

El método de estudio para la valoración clínica de pacientes con mareo, vértigo o cualquier alteración del equilibrio basado en la determinación aislada de síntomas y signos, posee un valor innegable e incuestionable y es la base del conocimiento de cada patología ¹⁷⁷. Ahora bien, el estudio clínico, no ofrece una visión de la situación y del estado de salud desde la perspectiva del propio enfermo que, en definitiva, es lo que va a determinar su necesidad de atención médica. Por este motivo, resulta conveniente crear parámetros cuantificables que recojan los aspectos relativos al estado real del sujeto. En el caso de la patología vestibular, esta tarea resulta complicada dada la dificultad de expresar, de forma uniforme y objetivable, todo aquello que pueda limitar, en mayor o menor medida, las capacidades del enfermo y por tanto, deteriorar significativamente su calidad de vida.

En la actualidad, contamos con modelos de estudio, que permiten conocer las repercusiones que tiene la enfermedad en el sujeto. El modelo clásico es el biomédico, que se fundamenta en el diagnóstico de la entidad y la mortalidad resultante y cómo es obvio, no es aplicable a la patología vestibular por las características de la enfermedad a estudio. A ella si se puede aplicar otros modelos con los que se tiene en cuenta la valoración de la discapacidad asociada a enfermedades crónicas y que a continuación vamos a resumir ¹⁴⁰:

5.1. MODELO DE CALIDAD DE VIDA RELACIONADA CON LA SALUD

El concepto de calidad de vida asociada a la salud se define como <<el valor asignado por individuos, grupos de individuos o la sociedad a la duración de la vida modificada por las deficiencias, estados funcionales, las percepciones y las oportunidades sociales, que están influidas por la enfermedad, las lesiones, el tratamiento (médico) ó la política (sanitaria)>>. Incluye cuatro aspectos generales con una serie de dominios particulares: oportunidad (desventajas sociales y culturales), percepción del estado de salud (satisfacción con el propio estado general de salud), estado funcional (social, funcional y físico), patología (síntomas, signos, lesión, diagnóstico) y, muerte y duración de la vida. Este modelo es claramente multidimensional, y no separa nítidamente la discapacidad de la minusvalía ⁵.

5.2. MODELO UTILITARIO Y EL DIZZINESS HANDICAP INVENTORY (DHI)

Este modelo define como indicadores de salud del individuo los <<años de vida ajustados por calidad>> (QALY; quality adjusted life years). Se basa en las descripciones

de salud específicas que representan estados potenciales de salud, a los cuales se asocia un valor, denominado utilidad, otorgado por una muestra de evaluadores ó jueces. Este modelo se aproxima más al aspecto de minusvalía que el primero.

En patología vestibular la medida de capacidad funcional y la calidad de vida son aspectos de indudable interés. Para esto, se utilizan instrumentos válidos y fiables que ofrecen unas medidas, que a su vez expresan los resultados clínicos, en un lenguaje objetivo y universal con las que es posible cuantificar la repercusión ó consecuencia de la enfermedad, establecer categorías de incapacidad ó minusvalía, planificar tratamientos, documentar la evolución que se produce y realizar investigaciones sobre los resultados obtenidos ¹⁷⁷.

Dentro de este modelo es donde encuadramos los cuestionarios para el estudio de la discapacidad y minusvalía en pacientes con trastornos vestibulares como es el Dizziness Handicap Inventory (DHI), el cual fue propuesto como una herramienta para cuantificar el impacto del vértigo en las actividades y situaciones propias de la vida diaria.

El DHI ⁹⁴ es un instrumento ampliamente difundido y usado en todo el mundo en pacientes con vértigo, mareo ó inestabilidad, y mide como estos síntomas afectan la calidad de vida. Se encuentra estandarizado y se correlaciona positivamente con la valoración funcional del equilibrio mediante posturografía ⁹³. La correlación para pacientes con disfunción vestibular fue alta ($r= 0.97$) en un estudio del mismo Jacobson y colaboradores, empleando el DHI como test de valoración subjetiva ⁽⁹³⁾.

Este instrumento tiene su mayor utilidad al identificar problemas específicos de orden funcional, emocional ó físico, relacionados con trastornos del equilibrio, dando una información más completa sobre esta patología.

Además, la batería de pruebas del “Sensory Organization Test” de la posturografía dinámica se correlaciona de forma altamente positiva con las medidas obtenidas por medio de este cuestionario teniendo una gran utilidad, por ejemplo, para corroborar la eficacia de un tratamiento médico, quirúrgico ó rehabilitador ⁹³.

5.3. CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL DE DEFICIENCIA, INCAPACIDAD Y MINUSVALÍA

En este modelo los conceptos de deficiencia, incapacidad y minusvalía son diferentes pero relacionados con la consecuencia de la enfermedad ¹⁶⁸. Es importante reseñar que esta clasificación ha contribuido a uniformar la terminología aplicada mostrando además un diseño para el manejo y valoración de las consecuencias de las enfermedades crónicas ¹⁷⁷.

Deficiencia

Es <<...toda pérdida o anomalía de una estructura o función psicológica, fisiológica ó anatómica>>. Representa el nivel orgánico, la exteriorización del estado patológico. En la lesión vestibular la deficiencia se mide durante la realización de la prueba calórica por los parámetros de paresia canalicular y preponderancia direccional; en la prueba rotatoria sinusoidal armónica por el valor de ganancia, retraso de fase y simetría del reflejo vestibular inducido; en la prueba rotatoria impulsiva, por el valor de la ganancia y constante de tiempo y, en la posturografía dinámica por la puntuación obtenida en cada uno de las condiciones de estudio ¹⁷⁷.

Incapacidad

Se define como <<...toda restricción o ausencia (debida a una deficiencia) de la capacidad de realizar una actividad en la forma ó dentro del margen que se considera normal del ser humano>>. La incapacidad está caracterizada por la no realización de las actividades y comportamientos esperados y representa la objetivación de una deficiencia y el trastorno a nivel personal. Este concepto es genérico y en él se engloban las actividades ó comportamientos que son considerados esenciales en la vida diaria e incluye la restricción para la realización de actividades en el ámbito personal del individuo. No podemos buscar una relación unívoca de incapacidad como resultante de la deficiencia pues ambos conceptos influyen uno en otro ¹⁷⁷.

Minusvalía

Es <<...una situación desventajosa para un individuo determinado, consecuencia de una deficiencia ó de una incapacidad, que limita ó impide el desempeño de un rol que es normal en su caso (en función de su edad, sexo, y factores sociales y culturales)>>. Representa la socialización de la deficiencia y/o incapacidad, y refleja las consecuencias (desde el punto de vista cultural, social ó económico) que para el individuo se derivan de su presencia.

La desventaja se acrecienta como resultado de la imposibilidad del sujeto para adaptarse a las normas de su mundo y un sujeto, puede ser valorado como minusválido en un ambiente pero no en otro diferente ¹⁷⁷.

La OMS define seis dimensiones en las que se refleja todo lo que el grupo espera de un individuo:

- Orientación con el entorno. Recepción, asimilación de señales y, respuesta.
- Independencia física. Actividades de la vida diaria y cuidado personal.
- Movilidad. Interacción eficaz con el ambiente que le rodea.

- Integración social. Participación y mantenimiento de relaciones sociales con los demás.
- Ocupación. El individuo ha de ocupar su tiempo en una forma adecuada para su sexo, edad y cultura.
- Suficiencia económica. Independencia económica a través de trabajo o explotación de sus posesiones.

Todos estos conceptos son extrapolables a cualquier tipo de patología (incluye, por tanto, a los individuos con patología vestibular) aunque en algunos casos, la deficiencia puede ser la menos relevante¹⁷⁷.

HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

Actualmente existen un gran número de tecnologías capaces de generar información sobre multitud de variables biomecánicas relacionadas con el estudio del control postural, pero a pesar de ello se detecta una carencia de conocimientos sobre los posibles parámetros relevantes en la valoración de la estabilidad del paciente con trastornos del equilibrio de origen vestibular periférico.

Por este motivo, se pretende desarrollar un protocolo completo de valoración de la postura, que englobe los aspectos más importantes que influyen en el equilibrio (sistema visual, vestibular, propioceptivo y músculo-esquelético), capaz de determinar de forma objetiva minusvalías, discapacidades y deficiencias en pacientes vestibulares en edad laboral.

Partiendo de esta hipótesis, se han establecido los siguientes objetivos:

- Establecer qué parámetros del sistema de posturografía estática empleado permiten discriminar entre los sujetos normales y los pacientes con patología vestibular de nuestra muestra
- Analizar el comportamiento postural que han tenido los sujetos explorados en las diferentes condiciones de la posturografía estática y conocer la aportación de las pruebas de conflicto visual a la valoración de los sistemas sensoriales.
- Conocer cuál es el efecto de la inclinación cervical sobre los resultados de la posturografía estática en los sujetos patológicos.
- Determinar la posible correlación existente entre el cuestionario de medida de discapacidad por vértigo (DHI) y los resultados obtenidos mediante la metodología propuesta en este proyecto.
- Comparar los resultados de la prueba de control rítmico y direccional, los límites de estabilidad y las características biomecánicas de la marcha entre sujetos normales y patológicos.

-

MATERIAL Y MÉTODOS

1. Material

La recogida de datos del presente estudio fue realizada en el servicio de Otorrinolaringología del Hospital Universitario Dr. Peset (Valencia) en colaboración con el Hospital de La Ribera (Alzira) entre noviembre de 2008 y mayo de 2010.

La población estudiada se dividió en dos grupos. Uno de ellos, al que denominamos “Patológico” estaba formado por sujetos con un trastorno vestibular periférico previamente diagnosticado y en seguimiento por sus respectivos servicios de ORL. El otro lo componían sujetos sin patología conocida y se les etiquetó como “Normales”

1.1. SUJETOS NORMALES

Criterios de inclusión

Este grupo estaba constituido por 59 personas que reunían los siguientes criterios de inclusión:

- Edad menor a 65 años y mayor de 15 años.
- Ausencia de enfermedad vestibular conocida o de historia clínica de vértigo, desequilibrio o inestabilidad.
- Ausencia de enfermedad neurológica (enfermedad de Parkinson, ACV, esclerosis múltiple, secuelas post-traumatismo cráneo-encefálico, neuropatía diabética, etc.) que pudiera ser causa de un trastorno del equilibrio.
- Ausencia de enfermedades sintomáticas del aparato músculo-esquelético (coxartrosis, gonartrosis, enfermedades de los pies, atrofia muscular, etc.) que impidiesen una correcta bipedestación y/o deambulación que les obligara a modificar sustancialmente su estilo de vida.
- Ausencia de patología oftalmológica que pudiera limitar o dificultar de forma significativa la visión (glaucoma, cataratas, miopía acusada, etc.).
- No estar en tratamiento con fármacos que actúen a nivel del SNC (antidepresivos, neurolépticos, benzodiacepinas, antiepilépticos, sedantes vestibulares, etc.).

- Ausencia de enfermedad psiquiátrica (depresión, síndrome ansioso, etc.) o deterioro cognitivo que pudiera impedir comprender y ejecutar los test clínicos y las pruebas de posturografía.

Procedencia

Los datos de los sujetos normales fueron proporcionados por el Instituto de Biomecánica de Valencia.

Todos los componentes de este grupo fueron informados de las características y objetivos del estudio y firmaron un documento de consentimiento informado. Su participación fue voluntaria y desinteresada, formando el grupo control.

Todos ellos fueron requeridos para realizar el estudio instrumental mediante el sistema NedSVE/IBV que incluía posturografía estática (pruebas Romberg), pruebas dinámicas (estudio de los límites de estabilidad y de control rítmico y direccional) y un estudio de la marcha

1.2. PACIENTES

Este grupo estaba formado por 30 pacientes previamente estudiados, diagnosticados y en seguimiento por los servicios de ORL del hospital Dr.Peset de Valencia y el hospital de la Ribera que cumplían los siguientes criterios de inclusión:

- Edad menor a 65 años y mayor de 15 años.
- Historia clínica de alteración del equilibrio debida a patología vestibular periférica.
- Cumplir un periodo de seguimiento médico entre 1 y 5 años para establecer el diagnóstico.
- Presentar uno o más de estos síntomas; vértigo, mareo o inestabilidad antes de las 6 semanas previas a la realización del estudio.
- Ausencia de enfermedad neurológica (enfermedad de Parkinson, ACV, esclerosis múltiple, secuelas post-traumatismo cráneo-encefálico, neuropatía diabética, etc.) que pudiera ser causa de un trastorno del equilibrio.
- Ausencia de enfermedades sintomáticas del aparato músculo-esquelético (coxartrosis, gonartrosis, enfermedades de los pies, atrofia muscular, etc.) que impidiesen una correcta bipedestación y/o deambulación que les obligara a modificar sustancialmente su estilo de vida.
- Ausencia de patología oftalmológica que pudiera limitar o dificultar de forma significativa la visión (glaucoma, cataratas, miopía acusada, etc.).

- No estar en tratamiento con fármacos que actúen a nivel del SNC (antidepresivos, neurolépticos, benzodiazepinas, antiepilépticos, sedantes vestibulares, etc.).
- Ausencia de enfermedad psiquiátrica (depresión, síndrome ansioso, etc.) o deterioro cognitivo que pudiera impedir comprender y ejecutar los test clínicos y las pruebas de posturografía.

De acuerdo a la historia clínica de cada sujeto este grupo lo constituyen:

- ✓ Pacientes con diagnóstico de enfermedad de Ménière unilateral que cumplieran los criterios de enfermedad definida de acuerdo con las indicaciones de la American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery ⁴⁶.
- ✓ Pacientes con crisis vestibulares de repetición. Comprende aquellos vértigos espontáneos recurrentes sin criterios de vértigo-migraña ¹⁵⁰, sin enfermedades metabólicas conocidas y descompensadas (diabetes, nefropatía,...) ni trastornos vasculares centrales que pudieran explicar el cuadro. Estos pueden ser clasificados como vértigos de origen indeterminado ¹³⁸. En 6 de ellos se observó una hiporreflexia unilateral en las pruebas calóricas.
- ✓ Pacientes que habían sufrido una Neuronitis Vestibular. El criterio de inclusión en este estudio ha sido la historia clínica (crisis única de vértigo de varios días de evolución, con cortejo vegetativo, test de Romberg positivo, nistagmo espontáneo y ausencia de afectación auditiva) y los resultados de las pruebas calóricas (hiporreflexia/ arreflexia vestibular). Ninguno de los casos presentaban alteraciones en la RM. La naturaleza del proceso fue idiopática.
- ✓ Pacientes que habían sufrido una laberintitis. Con este diagnóstico se han incluido los síndromes laberínticos que cursaron con crisis súbita de vértigo, cortejo vegetativo, nistagmo espontáneo y desequilibrio postural junto con hipoacusia neurosensorial ¹³⁸. En ninguno de los pacientes la causa fue otógena, tumoral ni degenerativa.

Este grupo, también incluye:

- ✓ Un paciente con inestabilidad continua tras laberintectomía como parte del tratamiento de un Carcinoma Epidermoide del CAE.
- ✓ Un paciente con crisis de vértigo recurrente, secundario a una fístula perilinfática del CSL en el contexto de una OMC Colesteatomatosa.
- ✓ Paciente con inestabilidad continua con hipoacusia neurosensorial severa e hipofunción vestibular bilateral crónica por ototóxicos.

Todos los componentes de este grupo fueron informados de las características y objetivos del estudio y firmaron un documento de consentimiento informado. Su participación fue voluntaria y desinteresada.

Todos ellos fueron requeridos para responder el cuestionario DHI y realizar el estudio instrumental mediante el sistema NedSVE/IBV que incluía posturografía estática (pruebas Romberg), pruebas dinámicas (estudio de los límites de estabilidad y de control rítmico y direccional) y un estudio de la marcha.

2. Métodos

2.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

La revisión bibliográfica es una tarea primordial que precede a todo trabajo de investigación, y debe ser continuada hasta su finalización. La estrategia de búsqueda ha sido informatizada, fundamentalmente a través de la base de datos Medline. Los artículos resultantes en las diferentes búsquedas se seleccionaron de acuerdo al interés que suscitaba su resumen, y a continuación, el texto completo se descargaba de las fuentes de información bibliográfica (EBSCO, IOS Press, OVID, Swets Information Service, etc.).

Los artículos que no se pudieron localizar de esta forma, se solicitaron a las hemerotecas del Hospital Dr. Peset de Valencia, Consorcio Hospital General de Valencia y del Instituto de Biomecánica de Valencia o a través de las bibliotecas virtuales del Colegio de Médicos de Valencia (<http://www.comv.es>) y del Portal de la Conselleria de Sanitat (<http://www.san.gva.es>)

La búsqueda se centró en artículos preferiblemente en idioma inglés y castellano.

Las palabras clave utilizadas fueron: *Balance; Base of support; Biomechanics; Center of mass; Disability; Dizziness; Dizziness Handicap Inventory; Dynamic posturography; Equilibrium; Gait; Ground reaction force; Human locomotion; Instabilit; Kinematic analysis; Kinetic; Lateral head tilt; Neck position; Optokinetic; Postural control; Posturography; Quality of life; Sensory organisation test; Stability limits; Stabilometric platform; Vertigo; Vestibular disorder; Vestibulopathy; Visual dependence; Visual vertigo.*

Además de esta búsqueda inicial que precisó ser actualizada y matizada con posterioridad, se realizaron búsquedas dirigidas con el fin de explicar algunos aspectos obtenidos en los resultados del trabajo.

2.2. VALORACIÓN CLÍNICA DE LOS PACIENTES.

El estudio se realizó de forma prospectiva, tras desestimar a los que no cumplían los criterios de inclusión. Todos ellos habían sido valorados y diagnosticados previamente por su otorrinolaringólogo. De su anamnesis, exploración otoneurológica y estudio audio-vestibular sólo se registraron ciertos datos relevantes para la realización de este estudio.

2.2.1. Anamnesis

De ella se recogieron los siguientes aspectos biográficos y clínicos:

- Datos demográficos: sexo, fecha de nacimiento, peso y talla.
- Antecedentes de enfermedades del aparato locomotor, sistema visual, enfermedades neurológicas y psiquiátricas.
- Antecedente de vértigo, mareo o inestabilidad.
- Tiempo de evolución desde el comienzo de la clínica y desde el último episodio.
- Tratamiento médico actual.
- Estado laboral (en activo o no) y condición laboral (autónomo o no autónomo)

2.2.2. Exploración otoneurológica y estudio audio-vestibular

La exploración otoneurológica consistió en el análisis del nistagmo espontáneo (con y sin fijación de la mirada), nistagmo posicional, maniobra oculocefálica y nistagmo de agitación cefálica. El estudio audio-vestibular se basaba en: 1) la audiometría tonal liminal junto a otras pruebas audiológicas (en función de la audiometría tonal liminal) con audiómetro clínico (Interacoustics A/S AC 40 con auriculares TDH 39 y un conductor vía ósea Radioear B71) y 2) estudio de la motilidad ocular extrínseca (sacadas, seguimiento y nistagmo optocinético) junto con pruebas calóricas (PC) irrigando el conducto auditivo externo con agua (150 µl en 30 s, a 30-44°C) y se registró el nistagmo mediante videonistagmografía (Ulmer VNG, v. 1.4, SYNAPSIS®, Marsella, Francia). Los parámetros utilizados fueron la paresia canalicular y la preponderancia direccional de acuerdo con las fórmulas de Jongkees considerando valores normales los inferiores a 20 y 28%, respectivamente.

Esta exploración instrumental, se realizó solo para orientar el diagnóstico de la vestibulopatía y conocer el lado afecto. Sus resultados no se compararon con los hallados en la exploración mediante posturografía.

2.3. CUESTIONARIO DE DISCAPACIDAD POR VÉRTIGO

Para ello se empleó el cuestionario Dizziness Handicap Inventory (DHI): que evalúa el impacto del vértigo en la vida diaria desde la perspectiva del propio paciente. Con respecto a la interpretación del test, la puntuación total máxima es 100, la cual se obtiene a partir de 36 puntos de la escala emocional (nueve preguntas), 36 puntos de la escala funcional (nueve preguntas) y 28 puntos de la escala física (siete preguntas). Mientras más alta sea la puntuación, mayor será la discapacidad. Las respuestas se califican según el siguiente orden; “Si” equivale a 4 puntos, “a veces” equivale a 2 puntos y “no” equivale a 0 puntos⁹⁴.

El DHI ha sido traducido y adaptado al español manteniendo una elevada fiabilidad y consistencia interna ¹⁷⁷.

Con la idea de facilitar el trabajo estadístico de acuerdo a la puntuación, el resultado total (DHI_t) se subdivide en dos grupos de valores: 1) DHI_t< 50 (*bajo*) y 2) DHI_t> 51 (*alto*).

En las subescalas se crearon dos grupos para series pequeñas de pacientes. De 0 a 12 y de 13 a 36 para las escalas emocional y funcional y de 0 a 9 y de 10 a 28 para la física ¹⁷⁷.

En el anexo se encuentra el cuestionario traducido textualmente al castellano por Ceballos et al ⁴¹ y los detalles para su interpretación.

2.4. POSTUROGRAFÍA

2.4.1. Sistema empleado

El sistema de posturografía empleado consta de dos aplicaciones: NedSVE/IBV y NedAMH/IBV.

La aplicación NedSVE/IBV es un sistema de valoración funcional de patologías del equilibrio humano basado en las plataformas de fuerza Dinascan/IBV, que combina pruebas de posturografía estática con pruebas dinámicas, diferenciando las valoraciones en el plano anteroposterior y en el mediolateral.

Los elementos que componen el sistema de valoración son los siguientes (Figura 13):

- Una plataforma dinamométrica Dinascan /IBV de 600x370 mm. de área activa, 100 mm. de altura y de 25 Kg. de peso.
- Tarima y estructura mecánica para el alojamiento de la plataforma, de 3,5 x 1 m.
- Monitor con pantalla plana de altura regulable, integrada en la estructura mecánica.
- Barrera doble de fotocélulas integrada en la estructura, para el registro de la velocidad de marcha.
- Ordenador (pantalla plana, teclado y ratón inalámbricos), mesa e impresora en color para el registro y análisis de los datos.
- Accesorios para la realización de las pruebas Romberg
- Tallímetro

- Colchoneta de gomaespuma con las siguientes características:
 - Grosor: 9 cm.
 - Tamaño: el de la plataforma.
 - Densidad: 56.7 Kg/m³.
 - Resistencia a la penetración del 25%: 246 N.
- Juego de arneses.
- Gafas de realidad virtual VUZIX VR 920, compuestas por dos pantallas de 640 x 480 píxeles que, en visión binocular, se corresponden a una pantalla de 62 pulgadas a una distancia de 3 metros.
- Licencia de software de adquisición y tratamiento desarrollado en entorno Windows®.



Figura 13. Sistema de posturografía NedSVE/IBV: 1) Gomaespuma situada sobre la plataforma dinamométrica. 2) Pasillo de marcha. 3) Células fotoeléctricas. 4) Monitor para el paciente. 5) Soporte para arneses. 6) Ordenador para el registro de los datos.

2.4.2. Pruebas de valoración funcional del equilibrio

Las pruebas de valoración del equilibrio están divididas en dos grandes grupos:

1) La Valoración Sensorial y Dinámica, que incluye las pruebas de posturografía estática y el análisis de la marcha y 2) La Valoración del Control y Habilidad, que incluye los límites de estabilidad y el control rítmico y direccional.

2.4.2.1. Pruebas de posturografía estática.

Para la realización de las mismas se ha seguido un método similar al Test de Interacción Sensorial empleado por Norré ¹⁶¹. La duración de cada prueba se prefijó en 30 segundos y la frecuencia de muestreo fue de 40 Hz.

Las pruebas incluidas son:

- Romberg con ojos abiertos (ROA): el paciente se sitúa sobre la plataforma erecto con los brazos extendidos y pegados al cuerpo tratando de no moverse, la cabeza en posición neutra dirigiendo la mirada al frente, los pies descalzos formando un ángulo de apertura de 30°, haciéndolos coincidir con unas huellas marcadas sobre la plataforma (figura 14).
- Romberg con ojos cerrados (ROC): misma posición que en la prueba ROA pero con los ojos cerrados (anulación de la información visual).
- Romberg sobre colchón de gomaespuma y ojos abiertos (RGA): se coloca encima de la plataforma un colchón de gomaespuma para distorsionar la información propioceptiva. Se sigue el mismo procedimiento que en las anteriores (figura 14).
- Romberg sobre colchón de gomaespuma y ojos cerrados (RGC): mismo procedimiento descrito en RGA pero con los ojos cerrados, para anular la información visual y alterar la propioceptiva.
- Romberg con alteración visual (RAV): misma posición que en la prueba ROA pero se le colocan al paciente unas gafas de realidad virtual que proyectan un vídeo con la finalidad de alterar la información visual.
- Romberg sobre colchón de gomaespuma con alteración visual (RGV): se siguen las mismas indicaciones que en la prueba RAV, pero situando al paciente sobre el colchón de gomaespuma con la finalidad de alterar la información visual y propioceptiva.



Figura 14. Pruebas ROA y RGA, respectivamente.

El orden de realización de las pruebas fue de dificultad progresiva: 1º ROA, 2º ROC, 3º RGA y finalmente, 4º RGC. Las condiciones RAV y RGV, se realizaron tras el resto, al considerarlas adicionales al protocolo estándar de valoración sensorial.

Se realizaron un total de 2 registros de 30 segundos para cada una de las pruebas y un tercer registro si la *repetibilidad* entre ambas medidas era inferior al 50%. La *repetibilidad* es un índice que cuantifica la similitud entre los registros de una misma prueba en relación a la semejanza que existe entre las repeticiones en la población normal. Así por ejemplo, un índice de *repetibilidad* de 100% en 3 repeticiones de la prueba de Romberg con ojos abiertos indica que el sujeto en estudio ha efectuado las 3 pruebas con la misma variabilidad que el grupo de población normal tomado como referencia.

Cuando el paciente precisaba el apoyo de un acompañante para evitar la caída, se consideraba como prueba nula y no se contabilizaba. No se dejaron realizar más de tres registros de la misma prueba para evitar el factor aprendizaje.

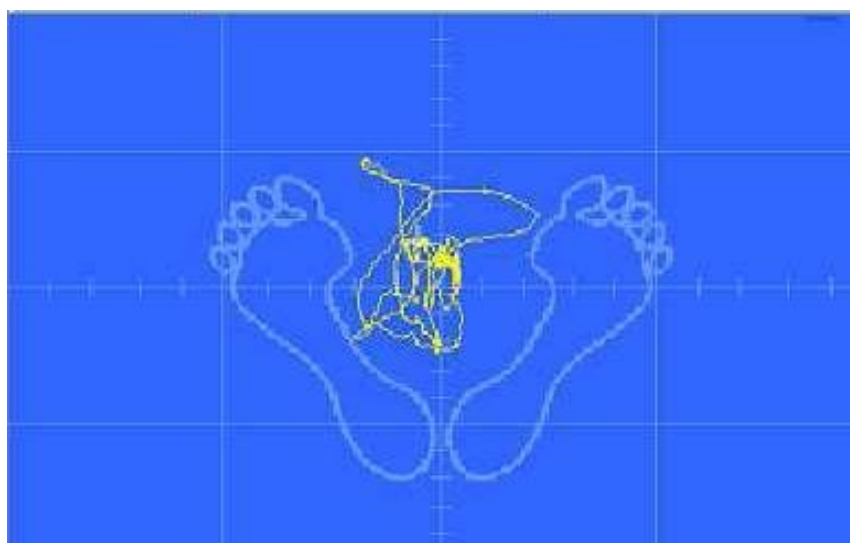


Figura 15. Traza que muestra el desplazamiento del centro de presiones en la prueba de RGC.

En cada una de las pruebas Romberg, se registraron los siguientes parámetros:

- Ángulo de desplazamiento (°): es la orientación del vector desplazamiento expresado en grados. El vector desplazamiento se extiende desde el punto inicial del que parte el sujeto hasta su posición final.
- Área barrida (mm²): estima el área aproximada, expresada en milímetros cuadrados, en la que se produce el balanceo del sujeto. Para realizar este cálculo, la aplicación informática determina una elipse que engloba una nube de puntos que representan la trayectoria del sujeto durante el tiempo que dura la prueba.
- Velocidad media (m/s): es una estimación de la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones del sujeto durante toda la prueba, expresada en metros por segundo. Para realizar esta medición, la aplicación calcula la distancia total recorrida por el centro de presiones durante la prueba y la divide por el tiempo transcurrido.
- Desplazamientos máximos mediolateral y anteroposterior (mm.): representan el punto más lejano en los ejes mediolateral y anteroposterior al que se desplaza el centro de presiones durante el tiempo de registro.
- Fuerzas máximas mediolaterales y anteroposteriores (N): es la fuerza máxima expresada en Newtons, en dirección mediolateral y anteroposterior ejercida durante el ejercicio.

Las pruebas de posturografía estática, sin incluir el RAV y el RGV, se repitieron a todos los pacientes modificando la orientación de la cabeza. Ésta se inclinó 40° a 45° en el plano frontal a cada lado ¹³.

La finalidad de esta prueba es comparar los parámetros de la posturografía desde la posición inicial con la cabeza en posición neutra con las observadas tras la inclinación de la misma en las distintas condiciones del estudio.

Para asegurar la reproductibilidad de las medidas se utilizó un goniómetro ISOM 360° de plástico de 30 cm colocado sobre el vértice craneal que verificó el mismo ángulo de inclinación en todos los pacientes antes de comenzar la prueba.

El número de pruebas y parámetros estudiados para cada lado, derecho e izquierdo, son los mismos que los realizados en la posturografía estática sin inclinación de la cabeza.

Para la comparación de los resultados de la posturografía con inclinación cervical en función del lado afecto (tantos derechos y tantos izquierdos) se han excluido un caso de ototoxicidad, por presentar una hipofunción vestibular bilateral y un vértigo recurrente al no estar determinado el lado.

2.4.2.2. Valoración del control y habilidad

Este bloque de valoración incluye la determinación de los LE y el análisis de la habilidad y el control rítmico direccional (CRD). Para la realización de las pruebas de CRD es necesario haber determinado previamente los LE, ya que éstas se adaptan a las posibilidades del sujeto en estudio.

a. Límites de estabilidad

Permite determinar los LE del sujeto en 8 direcciones de forma independiente. La aplicación informática proporciona una valoración porcentual en cada una de estas direcciones y una valoración conjunta.

Durante la realización de la prueba, se solicitaba inicialmente al sujeto que buscara la posición de mayor estabilidad en bipedestación, con los brazos relajados paralelos a su cuerpo y los pies situados de forma que sus talones estuvieran juntos y las puntas divergentes en un ángulo de 30°. Cuando lo conseguía, el explorador situaba el centro de presiones del sujeto en una diana central. A continuación, observaba en el monitor del ordenador situado enfrente y a la altura de sus ojos, un cursor que reflejaba la posición de su centro de gravedad, el cual debía desplazar sin mover la base de sustentación hacia las 8 dianas situadas en el límite de estabilidad teórico, a intervalos de 45° (Figura 16). Disponía de 8 segundos para desplazar su centro de gravedad hasta cada diana debiendo permanecer en ella todo el tiempo que pudiera. Se iniciaba por la diana frontal, y se seguía un orden según el movimiento de las agujas del reloj. La distancia a la que aparecía cada una de las mismas dependía de la edad y la estatura del sujeto, factores éstos por los que está segmentada la base de datos de normalidad del IBV.

El parámetro calculado para cada LE (frontal, frontal-derecho, derecho, trasero-derecho, trasero, trasero-izquierdo, izquierdo y frontal izquierdo) fue el desplazamiento máximo (%), que es el porcentaje respecto al patrón de normalidad (segmentado por sexo, edad y altura) de la mayor distancia alcanzada en cada una de las direcciones. Un valor del 100% expresa que la distancia alcanzada en la dirección del límite, obtenida como proyección sobre la recta que une el origen con la diana, es igual a la del patrón de normalidad.

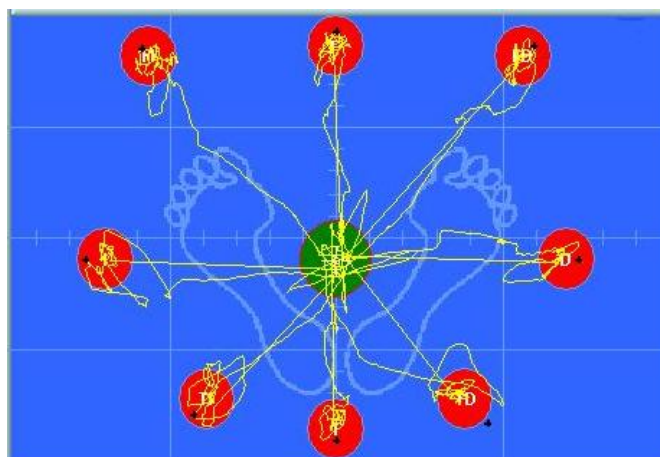


Figura 16. Traza descrita por el desplazamiento del centro de presiones en su desplazamiento hasta las dianas.

b. Control Rítmico y Direccional

El objetivo de estas pruebas fue obtener una valoración de la capacidad del individuo a estudio de seguir con la proyección de su centro de gravedad el movimiento rítmico de una diana móvil en un monitor situado enfrente y a la altura de sus ojos. Proporciona una valoración independiente en cada una de las direcciones.

El estudio constaba de dos pruebas (Figura 17): en una de ellas la diana se movía rítmica y horizontalmente en la pantalla, el sujeto debía desplazar su centro de gravedad de izquierda a derecha y viceversa, siguiendo su movimiento. En la otra, la diana se movía rítmica y verticalmente en la pantalla, y el sujeto debía desplazar su centro de gravedad de delante a atrás y viceversa intentando seguirla. Se hicieron 2 intentos. En cada una de las pruebas la diana se movía a tres velocidades diferentes: lentamente durante los primeros 3.5 segundos, para seguir a velocidad intermedia durante 2.5 segundos y finalmente a un ritmo más rápido durante 1.5 segundos.

Para llevar a cabo este ejercicio, fue necesario haber determinado previamente los límites de estabilidad del sujeto. Una vez establecidos, la aplicación fijaba el máximo de la excursión de las dianas medio-lateral y antero-posterior al 60% de las distancias máximas alcanzadas en cada una de las direcciones.

En esta prueba se calcularon los siguientes parámetros:

- Habilidad (%): estima lo ajustado del seguimiento que realiza el sujeto con su centro de gravedad en la dirección del movimiento de la diana móvil.
- Control y eficacia (%): estima el seguimiento que realiza el sujeto con su centro de gravedad en la dirección perpendicular a la del movimiento de la diana.

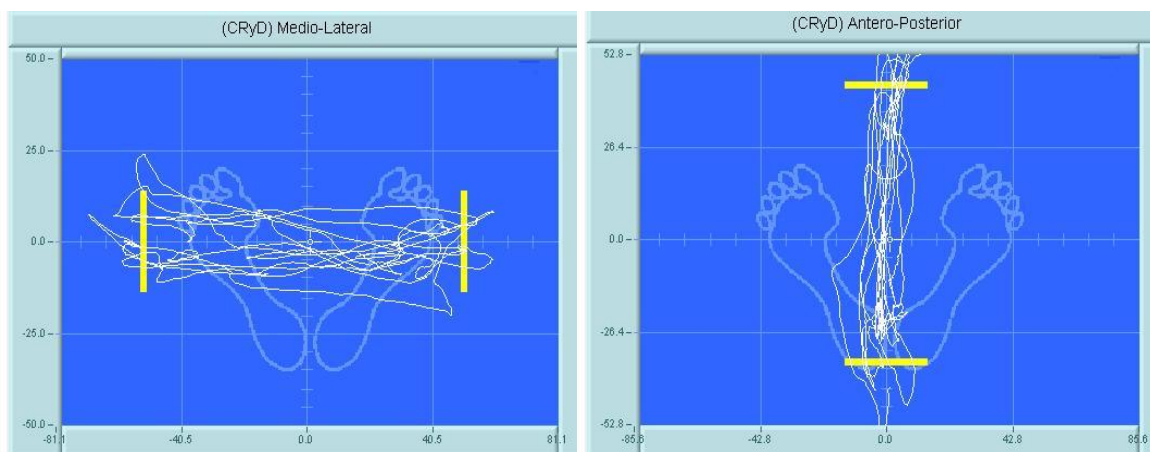


Figura 17. Traza que deja el desplazamiento del centro de presiones en las pruebas de control rítmico y direccional mediolateral (izquierdo) y anteroposterior (derecho).

2.4.2.3. Prueba de la marcha

El sistema de posturografía empleado dispone de un pasillo de marcha de 1,5 metros, con una plataforma dinamométrica y dos células fotoeléctricas en los extremos del mismo.

Permite registrar el tiempo que le cuesta al sujeto recorrer la distancia entre ambas células, calculando así la velocidad de la marcha. Independientemente, los sensores dinamométricos registran el tiempo que duran las fuerzas ejercidas por cada pie (tiempo de apoyo) y la magnitud de las diferentes fuerzas en los tres planos (Figura 18).

En el presente estudio se invitaba a los participantes a que caminaran a velocidad confortable y libre. Tras varios pasos por el pasillo y ya estabilizada la marcha se registraba un valor único de la velocidad. A continuación, el sujeto debía caminar repetidas ocasiones a similar velocidad pisando la plataforma, con objeto de conseguir un mínimo de 5 pisadas con cada pie; de esta forma se obtenían los valores medios de todos los parámetros estudiados, en ambos pies.

En ésta prueba se han estudiado los siguientes parámetros:

- Velocidad media de desplazamiento del centro de presiones (m/s)
- Tiempo de apoyo del pie (s)
- Fuerza de propulsión anteroposterior (N), que corresponde al mínimo valor de dichas fuerzas que se producen en la fase final del apoyo del pie.
- Fuerza de frenado anteroposterior (N), que corresponde al pico máximo de fuerzas anteroposteriores producido durante el apoyo del talón.
- Fuerza vertical máxima (N), que se produce al final de la fase de apoyo del pie.
- Fuerza de oscilación (N), que corresponde al mínimo valor de las fuerzas verticales, que se produce durante la fase media del apoyo del pie.

Se realizó la media de los dos pies para cada uno de los parámetros.

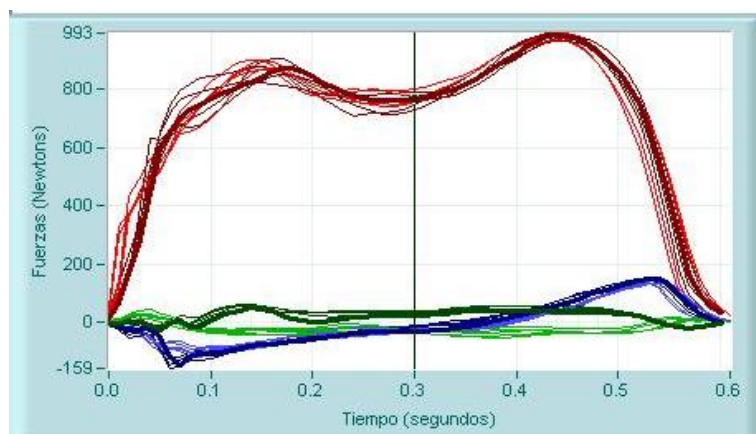


Figura 18. Representación esquemática de las fuerzas generadas en cada pisada en los 3 ejes (fuerzas verticales en rojo; anteroposteriores en azul; mediolaterales en verde).

En el presente trabajo se estudió la marcha a velocidad libremente elegida, siendo esta segura y confortable para el sujeto y se tomaron los valores absolutos de todos los registros.

Para sintetizar su análisis comparativo, se ha hallado la media entre los dos pies para cada uno de los parámetros.

2.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La base de datos definitiva de este trabajo se ha elaborado en varias etapas; 1) elección de aquellos sujetos normales y patológicos que cumplieran los criterios de inclusión, 2) de sus características anatómicas, demográficas e historia clínica, se seleccionaron los datos relevantes en relación a los objetivos de este estudio, 3) recogida de los datos posturográficos óptimos que ayudaran a evaluar funcionalmente a los sujetos explorados y 4) integración de la información recopilada en las distintas fases de trabajo.

La base de datos definitiva se realizó con el programa SPSS v.17. La evaluación de los resultados consta de un análisis descriptivo y uno comparativo.

En el análisis descriptivo de las variables se ha tenido en cuenta si éstas presentaban una distribución paramétrica o no (test de Kolmogorov-Smirnov). En las no paramétricas se empleó la mediana y el rango y en las paramétricas, la media aritmética y la desviación típica como medidas de centralización y dispersión, respectivamente.

Para la comparación entre variables cuantitativas independientes entre sí, se utilizó el test de análisis de la varianza (test de ANOVA), ya que posee una mayor potencia estadística que la prueba t de comparación de dos medias de muestras independientes (prueba t de Student-Fisher).

Para establecer la relación entre variables cuantitativas se utilizó el coeficiente de correlación lineal de Pearson (r).

Se consideraron diferencias muestrales estadísticamente significativas cuando se alcanzaban valores de p menores de 0,05. Si la p era inferior a 0,001 se utilizaba este mismo valor. En algunos análisis las condiciones de aplicación de los tests de comparación no se cumplían por el tamaño de la muestra y la variabilidad del parámetro estimado. En éstos se empleó el término No Sig.

RESULTADOS

Se estudiaron un total de 89 sujetos, que fueron divididos en dos grupos. Uno de ellos estaba formado por 59 personas que no habían tenido síntomas sugerentes de patología vestibular ni presentaban patología asociada (neurológica, músculo-esquelética o visual) incapacitante. El otro grupo estaba compuesto por 30 sujetos con patología vestibular. A los componentes del primer grupo les denominamos *normales*, y a los del segundo, *patológicos*.

1. Descripción y análisis comparativo de las variables no posturográficas

1.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO

1.1.1. Distribución de normales y patológicos según el sexo

El total de la muestra estaba formada por 43 hombres y 46 mujeres. Entre los normales, 29 eran hombres y 30 eran mujeres. Entre los patológicos, 14 eran hombres y 16 eran mujeres.

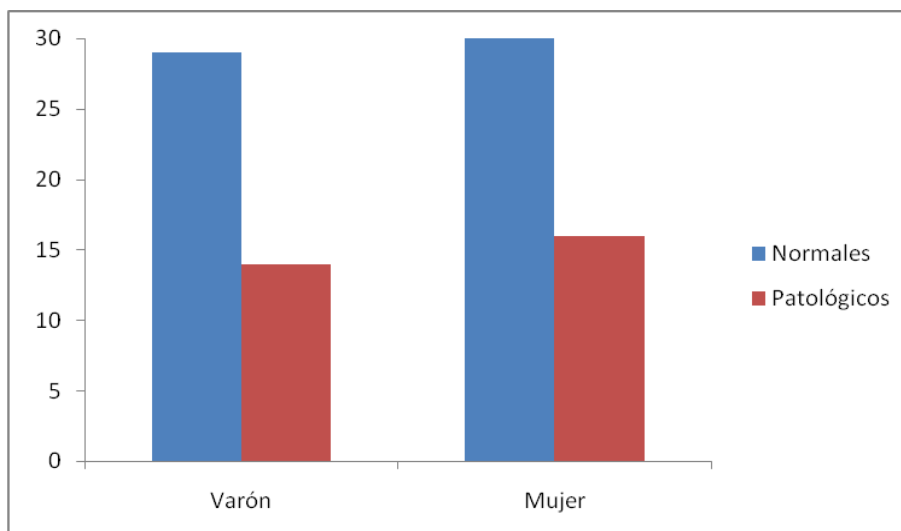


Figura 1. Distribución por sexo de los sujetos normales y patológicos.

1.1.2. Características generales de la muestra

Las características generales de ambos grupos fueron las siguientes:

- Grupo de sujetos normales: su edad media fue de $49,15 \pm 18,15$ años, su peso medio de $74,00 \pm 16,13$ Kg, su talla media de $167 \pm 9,26$ cm con un índice de masa corporal (IMC) medio de $26,42 \pm 4,70$ Kg /m².

- Grupo de sujetos patológicos: su edad media fue de $48,15 \pm 9,89$ años, su peso medio de $75,17 \pm 16,99$ Kg, su talla media de $167,33 \pm 8,97$ cm con un índice de masa corporal (IMC) medio de $26,71 \pm 5,00$ Kg /m².

Las características generales en el grupo de patológicos según el sexo fueron las siguientes:

- Hombres: su edad media fue de $47,85 \pm 10,50$ años, su peso medio de $87,47 \pm 13,33$ Kg, su talla media de $172,78 \pm 5,30$ cm con un índice de masa corporal (IMC) medio $29,28 \pm 4,18$ Kg /m².

- Mujeres: su edad media fue de $48,43 \pm 9,69$ años, su peso medio de $64,40 \pm 11,81$ Kg, su talla media de $162,56 \pm 8,90$ cm con un índice de masa corporal (IMC) medio de $24,47 \pm 4,66$ Kg /m².

1.1.3. Distribución del grupo de patológicos según diagnóstico clínico o causal y lado afecto

Los diagnósticos clínicos de los sujetos que forman el grupo de patológicos se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Diagnóstico clínico en el grupo de patológicos.

	N
Enfermedad de Ménière unilateral	15
Neuritis vestibular	3
Laberintitis	2
Vértigo de origen indeterminado	7
Laberintectomía	1
Ototoxicidad farmacológica	1
Fístula perilinfática	1
Total	30

La distribución de los sujetos que forman el grupo de patológicos en función del lado afecto se muestra en la tabla 2. De los 30 enfermos, en 28 se determinó un solo vestíbulo lesionado. El resto presentaban: 1) una hipofunción vestibular bilateral, en el caso del paciente con inestabilidad secundaria a ototoxicidad farmacológica y 2) en uno de los pacientes con vértigo de origen indeterminado no pudo conocerse el lado afecto de acuerdo a los resultados en la exploración audio-vestibular.

Tabla 2. Distribución según el lado afecto.

Lado	N
Derecho	18
Izquierdo	10

1.1.4. Distribución del grupo de patológicos según su condición y estado laboral

La situación laboral de los sujetos del grupo patológico se muestra en la figura 2.

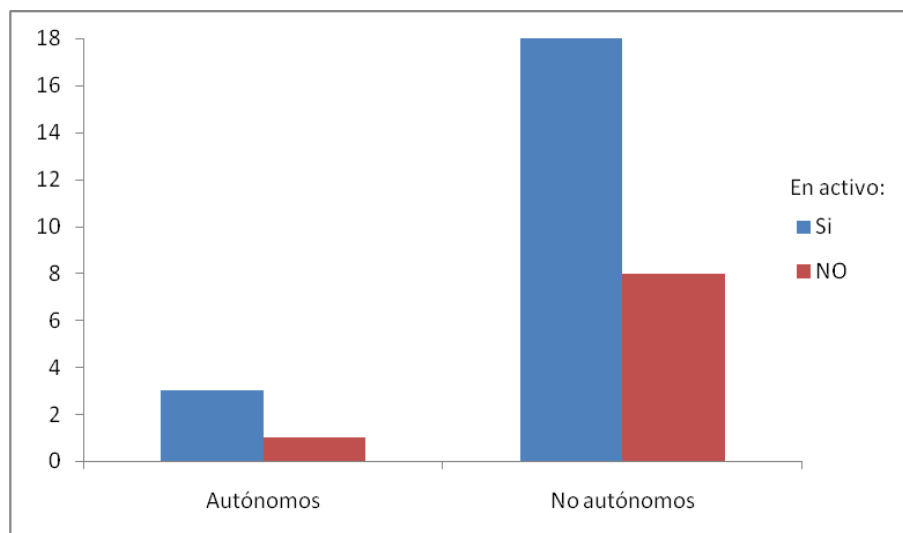


Figura 2. Distribución según el estado laboral (en activo o no) y de la condición laboral (autónomo o no autónomo) en el grupo de patológicos.

1.1.5. Descripción de los resultados del DHI en el grupo de patológicos

La media y DT del DHI total en el grupo de patológicos fue de $48,46 \pm 28,53$. Los resultados de cada una de las escalas y el total se detallan en la tabla 3.

Tabla 3. Descripción de los resultados del DHI.

	Media	Mediana	DT	Mínimo	Máximo
Emocional	14,00	11,00	11,22	0	36
Funcional	19,13	19,00	11,23	2	36
Físico	16,00	16,00	8,82	0	28
Total	48,46	47,00	28,53	4	100

Los resultados en cada una de las escalas y el total del DHI en varones se detallan en la tabla 4.

Tabla 4. Descripción de los resultados del DHI en varones.

	Media	Mediana	DT	Mínimo	Máximo
Emocional	15,29	10,00	13,09	0	36
Funcional	18,86	20,00	12,19	4	36
Físico	16,00	16,00	9,11	0	28
Total	48,71	44,00	31,32	10	100

Los resultados en cada una de las escalas y el total del DHI en mujeres se detallan en la tabla 5.

Tabla 5. Descripción de los resultados del DHI en mujeres.

	Media	Mediana	DT	Mínimo	Máximo
Emocional	12,88	11,00	9,60	0	36
Funcional	19,38	19,00	10,72	2	36
Físico	16,00	15,00	8,85	0	28
Total	48,25	50,00	26,89	4	100

La distribución de la discapacidad en pacientes de acuerdo a los resultados del DHI se muestra en la figura 3.

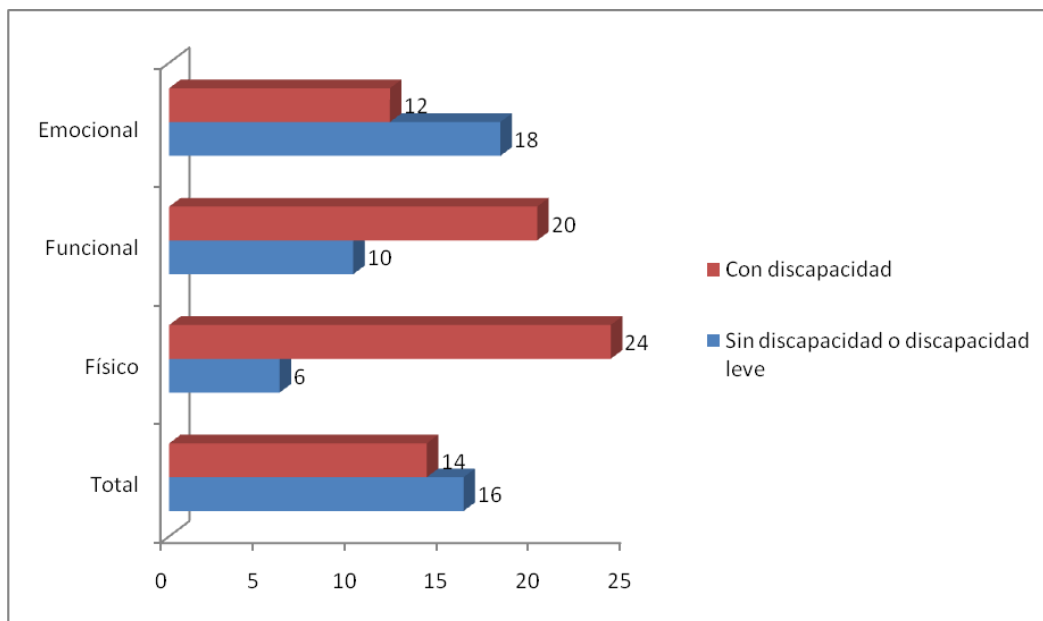


Figura 3. Distribución de la discapacidad (sin discapacidad o discapacidad leve y con discapacidad, según los intervalos para cada escala) en el grupo de patológicos.

1.2. ESTUDIO COMPARATIVO

1.2.1. Comparación de las características generales de la muestra

Se compararon la edad, el peso, la talla y el IMC entre normales y patológicos sin encontrar diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,788$; $p = 0,754$; $p = 0,872$; $p = 0,783$, respectivamente).

Se compararon la edad, el peso, la talla y el IMC en el grupo de patológicos según el sexo, encontrando diferencias estadísticamente significativas en todas las variables excepto la edad ($p = 0,882$; $p = 0,001$; $p = 0,001$; $p = 0,006$ respectivamente).

1.2.2. Comparación del DHI en el grupo de patológicos

1.2.2.1. DHI según sexo

El estudio comparativo mediante el test de ANOVA del DHI emocional según el sexo no mostró diferencias con significación estadística ($p = 0,567$).

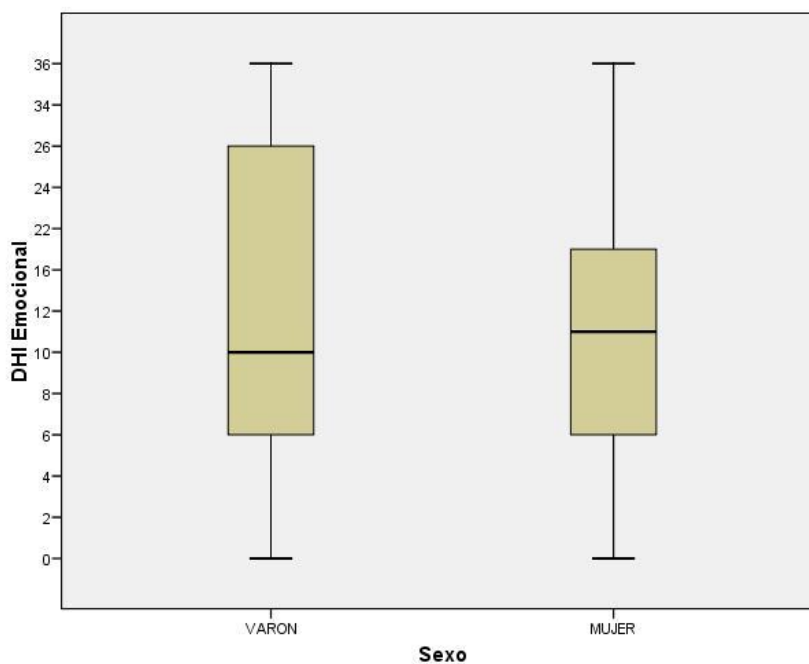


Figura 4. Comparación del DHI emocional en ambos sexos.

El estudio comparativo mediante el test de ANOVA del DHI funcional según el sexo no mostró diferencias con significación estadística ($p = 0,902$).

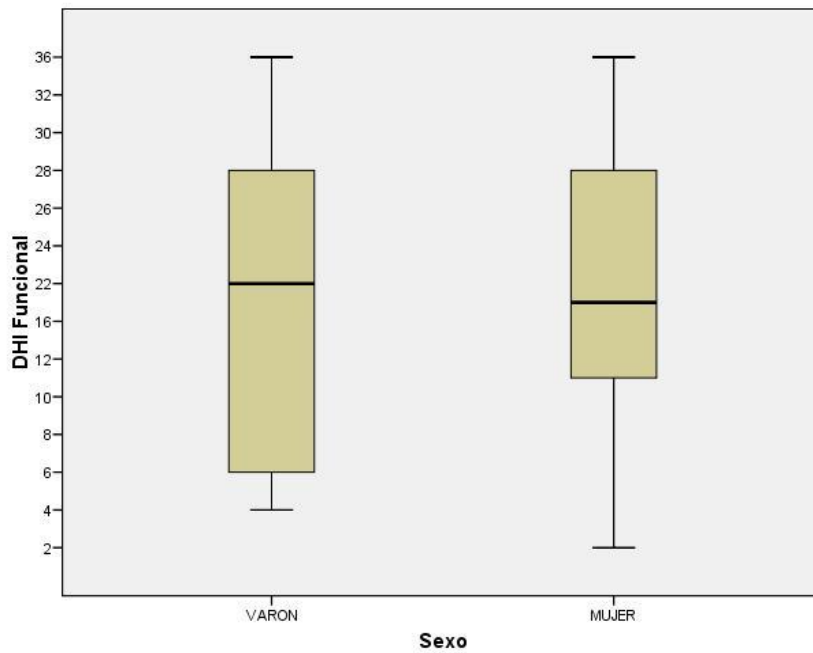


Figura 5. Comparación del DHI funcional en ambos sexos.

El estudio comparativo mediante el test de ANOVA del DHI físico según el sexo no mostró diferencias con significación estadística ($p = 1$).

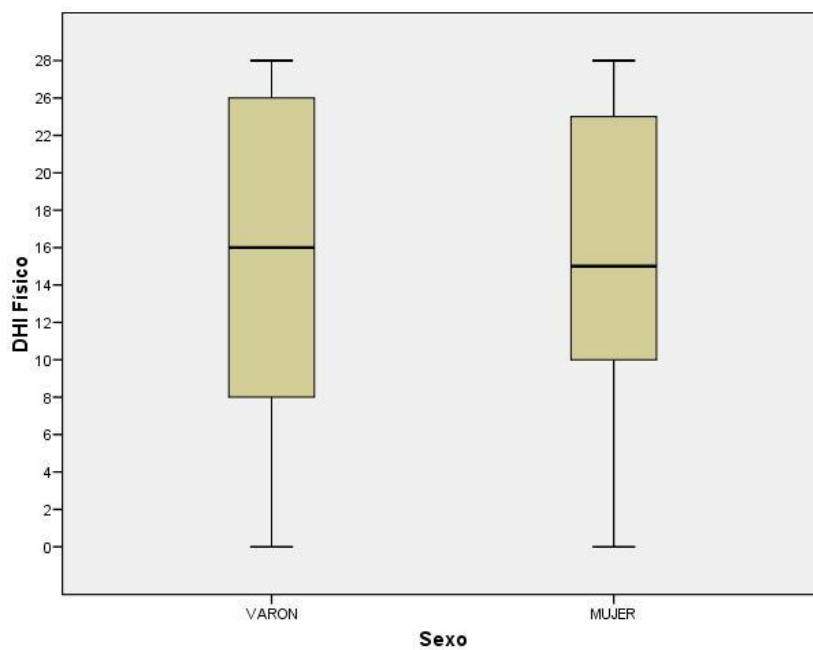


Figura 6. Comparación del DHI físico en ambos sexos.

El estudio comparativo mediante el test de ANOVA del DHI total según el sexo no mostró diferencias con significación estadística ($p = 0,965$).

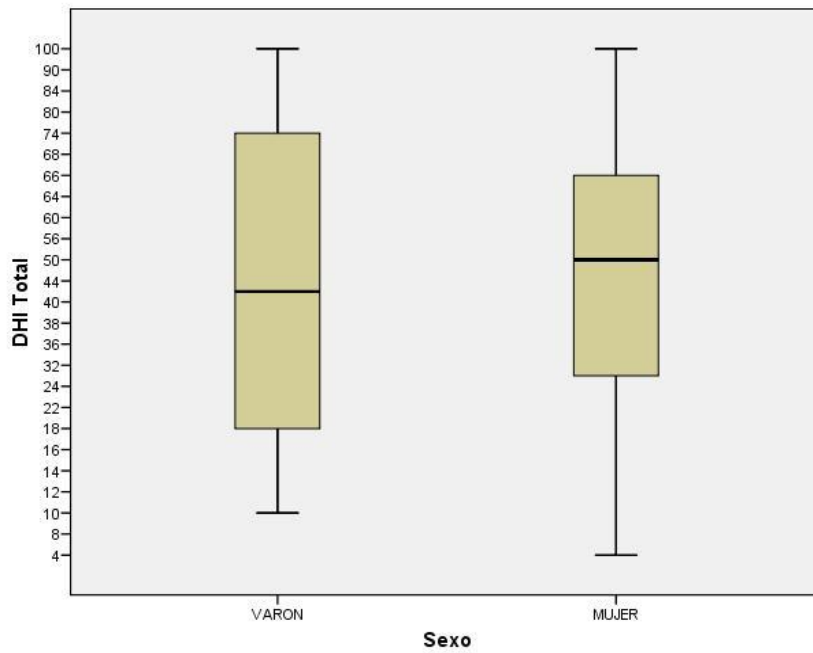


Figura 7. Comparación del DHI total en ambos sexos.

1.2.2.2. DHI según edad

El estudio de correlación del DHI emocional según la edad mostró una asociación directa aunque sin significación estadística ($r = 0,151$; $p = 0,454$).

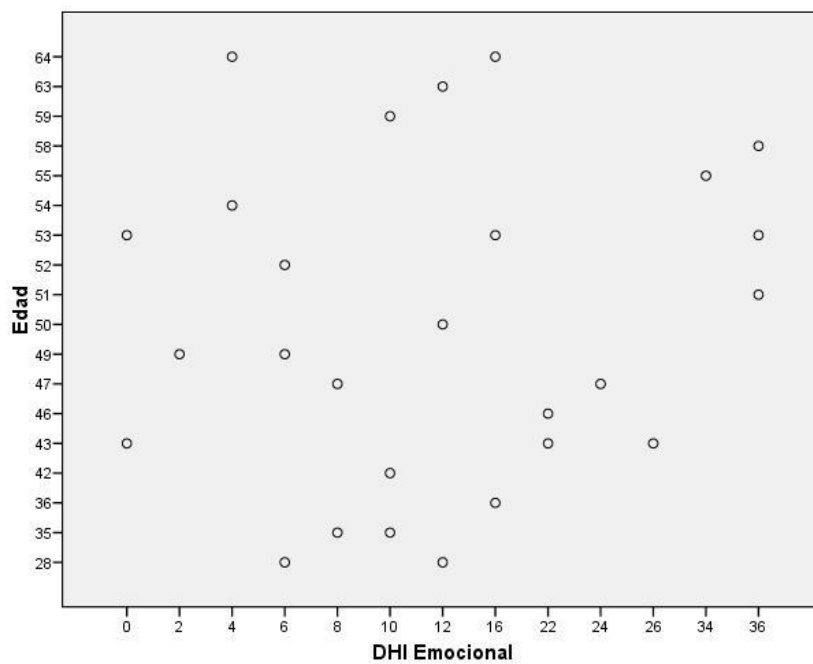


Figura 8. Correlación entre el DHI emocional y la edad.

El estudio de correlación del DHI funcional según la edad mostró una asociación directa aunque sin significación estadística ($r = 0,240$; $p = 0,228$).

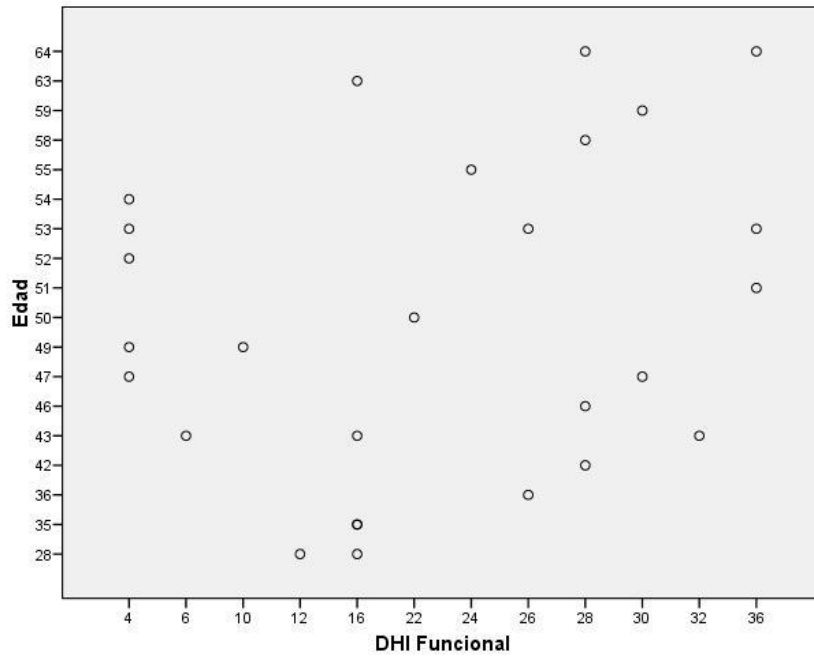


Figura 9. Correlación entre el DHI funcional y la edad.

El estudio de correlación del DHI físico según la edad mostró una asociación indirecta aunque sin significación estadística ($r = -0,460$, $p = 0,819$).

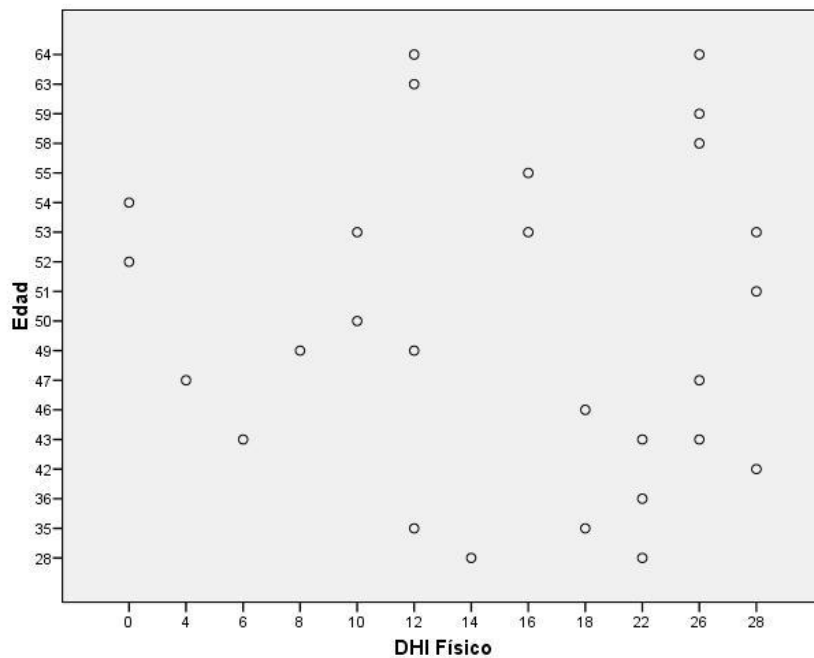


Figura 10. Correlación entre el DHI físico y la edad.

El estudio de correlación del DHI total según la edad mostró una asociación directa aunque sin significación estadística ($r = 0,127$; $p = 0,528$).

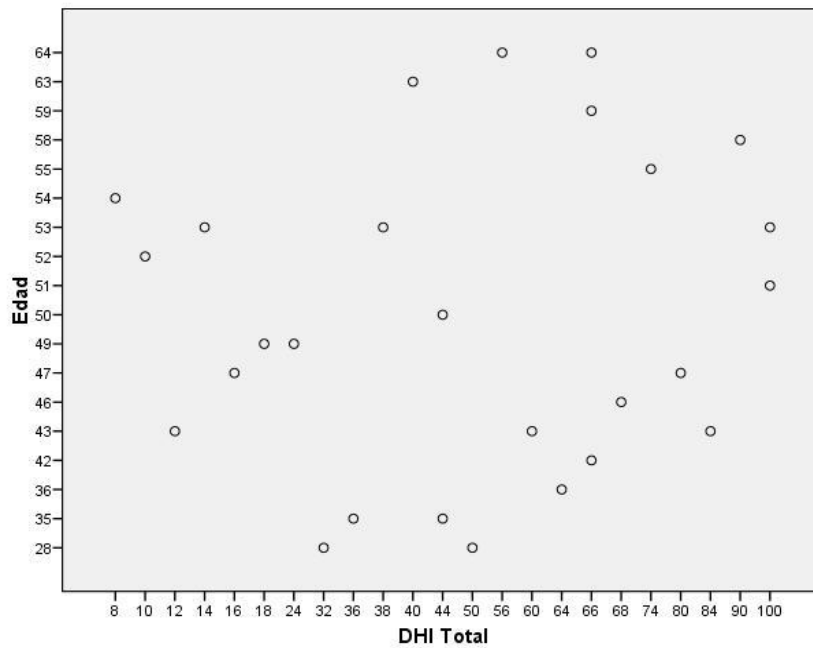


Figura 11. Correlación entre el DHI total y la edad.

1.2.2.3. Según el IMC

El estudio de correlación del DHI emocional según el IMC mostró una asociación directa con significación estadística ($r = 0,480$; $p = 0,007$).

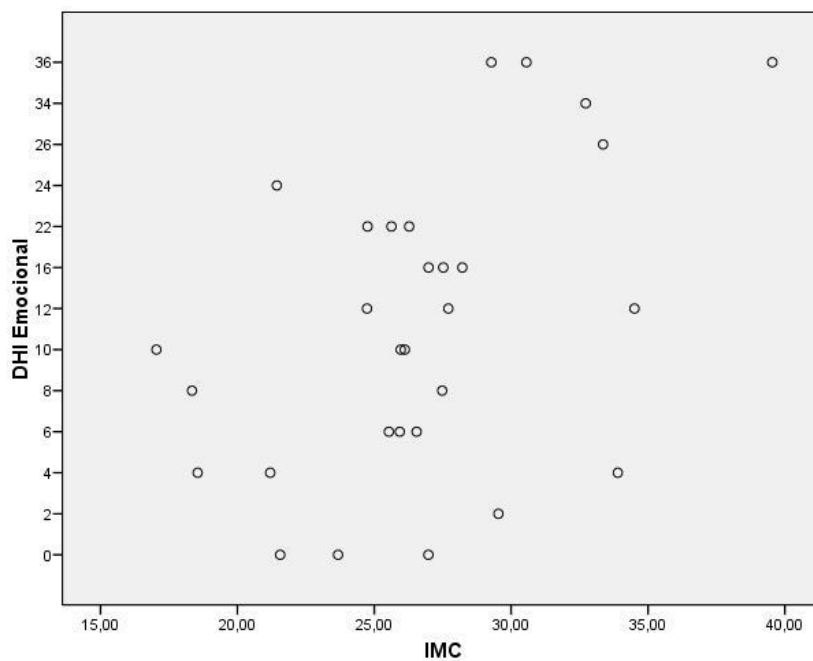


Figura 12. Correlación entre el DHI emocional y el IMC.

El estudio de correlación del DHI funcional según el IMC mostró una asociación directa con significación estadística ($r = 0,423$; $p = 0,020$).

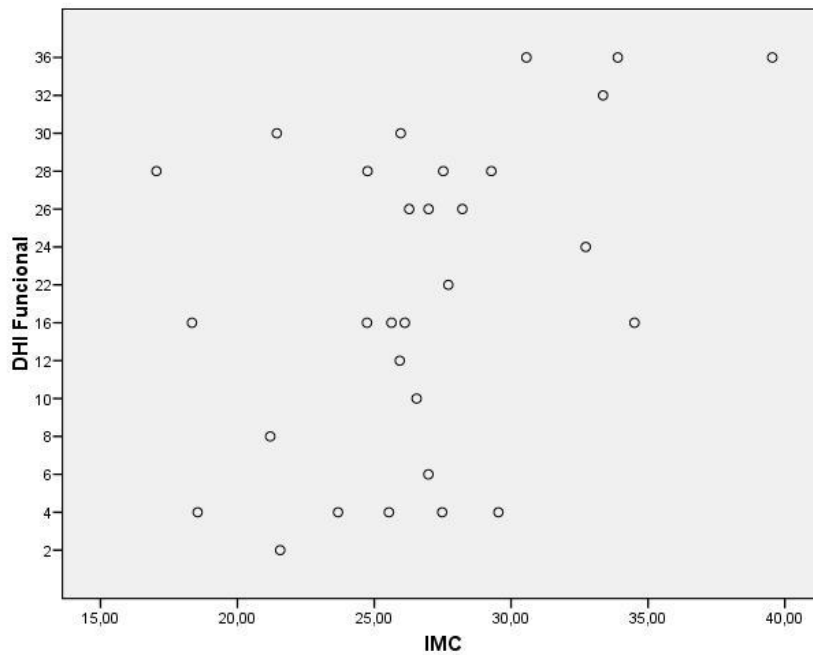


Figura 13. Correlación entre el DHI funcional y el IMC.

El estudio de correlación del DHI físico según el IMC mostró una asociación directa aunque sin significación estadística ($r = 0,320$; $p = 0,085$).

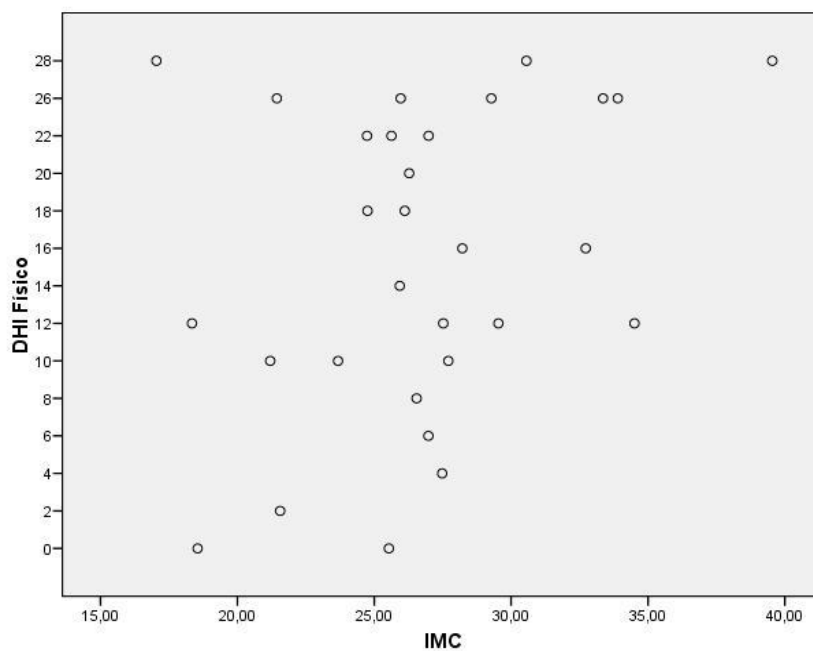


Figura 14. Correlación entre el DHI físico y el IMC.

El estudio de correlación del DHI total según el IMC mostró una asociación directa con significación estadística ($r = 0,447$; $p = 0,013$).

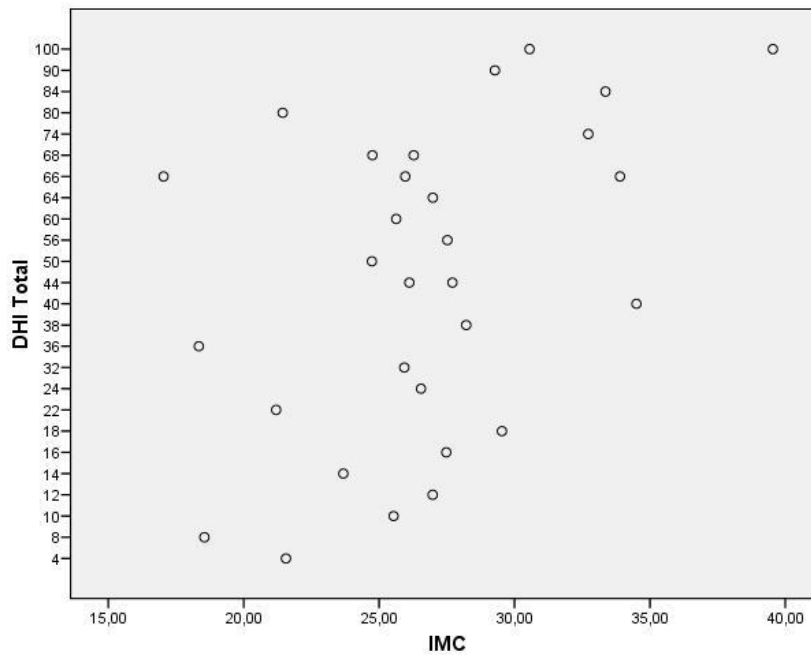


Figura 15. Correlación entre el DHI total y el IMC.

2. Posturografía estática

2.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

2.1.1. Resultados descriptivos en normales y patológicos

2.1.1.1. Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Ojos Abiertos (ROA)

Tabla 6. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba ROA.

	Normales				Patológicos			
	Media	DT	Mediana	ET	Media	DT	Mediana	ET
Ángulo de desplazamiento (°)	161,01	81,02	137,83	11,02	215,10	79,84	218,78	17,42
Área barrida (mm ²)	39,97	23,58	29,99	3,20	83,03	91,71	48,17	20,01
Velocidad media (m/s)	0,011	0,002	0,010	0,0004	0,014	0,006	0,012	0,001
Despl. mediolateral (mm)	13,33	4,19	12,66	0,57	18,12	8,94	16,18	1,95
Despl. anteroposterior (mm)	17,08	4,81	16,30	0,65	26,27	12,49	20,37	2,72
Fuerza máx. mediolateral (N)	3,69	2,10	2,81	0,28	6,73	3,91	5,76	0,85
Fuerza máx. anteroposterior (N)	4,84	2,04	4,36	0,27	6,40	4,02	5,10	0,87

2.1.1.2. Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Ojos Cerrados (ROC)

Tabla 7. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba ROC.

	Normales				Patológicos			
	Media	DT	Mediana	ET	Media	DT	Mediana	ET
Ángulo de desplazamiento (°)	166,92	77,32	168,44	10,52	183,60	81,62	188,19	17,81
Área barrida (mm ²)	80,50	46,65	66,65	6,34	201,86	239,43	109,13	52,24
Velocidad media (m/s)	0,016	0,006	0,015	0,0008	0,022	0,011	0,019	0,002
Despl. mediolateral (mm)	23,06	7,10	22,77	0,96	31,46	17,60	25,65	3,84
Despl. anteroposterior (mm)	22,54	6,55	21,14	0,89	38,18	23,56	29,35	5,14
Fuerza máx. mediolateral (N)	5,47	2,97	4,42	0,40	9,91	7,59	7,32	1,65
Fuerza máx. anteroposterior (N)	7,48	3,61	6,13	0,49	12,19	14,19	7,31	3,09

2.1.1.3. Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Gomaespuma y Ojos Abiertos (RGA)

Tabla 8. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba RGA.

	Normales				Patológicos			
	Media	DT	Mediana	ET	Media	DT	Mediana	ET
Ángulo de desplazamiento (°)	175,98	87,37	190,41	11,89	173,64	82,68	187,21	18,04
Área barrida (mm ²)	104,63	44,39	102,35	6,04	205,78	147,32	141,52	32,14
Velocidad media (m/s)	0,019	0,004	0,018	0,0006	0,027	0,007	0,026	0,001
Despl. mediolateral (mm)	22,29	3,91	22,47	0,53	29,26	8,71	26,46	1,90
Despl. anteroposterior (mm)	32,62	7,62	31,82	1,03	46,67	19,09	37,93	4,16
Fuerza máx. mediolateral (N)	6,52	3,30	5,67	0,44	11,98	6,11	10,67	1,33
Fuerza máx. anteroposterior (N)	10,57	3,53	10,11	0,48	14,73	7,70	13,67	1,68

2.1.1.4. Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Gomaespuma y Ojos Cerrados (RGC)

Tabla 9. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba RGC.

	Normales				Patológicos			
	Media	DT	Mediana	ET	Media	DT	Mediana	ET
Ángulo de desplazamiento (°)	175,59	80,55	160,19	10,96	205,49	96,58	240,34	21,07
Área barrida (mm ²)	748,62	377,16	664,32	51,32	994,64	522,86	941,98	114,09
Velocidad media (m/s)	0,057	0,017	0,056	0,002	0,068	0,022	0,071	0,004
Despl. mediolateral (mm)	68,56	16,93	67,25	2,30	80,10	23,96	80,94	5,22
Despl. anteroposterior (mm)	72,72	15,17	72,94	2,06	81,37	21,13	83,75	4,61
Fuerza máx. mediolateral (N)	16,15	8,19	13,43	1,11	25,77	14,27	21,52	3,11
Fuerza máx. anteroposterior (N)	28,38	8,44	27,16	1,14	31,71	17,29	29,89	3,77

2.1.1.5. Resultados posturográficos en la prueba de Romberg con Alteración Visual (RAV)

Tabla 10. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba RAV.

	Normales				Patológicos			
	Media	DT	Mediana	ET	Media	DT	Mediana	ET
Ángulo de desplazamiento (°)	190,42	73,87	195,27	10,05	195,88	94,19	214,88	20,55
Área barrida (mm ²)	73,57	45,71	59,15	6,22	138,86	143,14	91,01	31,23
Velocidad media (m/s)	0,017	0,005	0,016	0,0007	0,020	0,008	0,020	0,001
Despl. mediolateral (mm)	22,34	7,61	21,83	1,03	24,70	8,85	23,60	1,93
Despl. anteroposterior (mm)	21,33	6,53	20,37	0,88	34,27	21,53	25,88	4,69
Fuerza máx. mediolateral (N)	5,05	2,84	4,32	0,38	8,78	6,76	7,52	1,47
Fuerza máx. anteroposterior (N)	7,04	3,09	6,62	0,42	10,45	9,79	7,25	2,13

2.1.1.6. Resultados posturográficos en la prueba Romberg con Gomaespuma y Alteración Visual (RGV)

Tabla 11. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba RGV.

	Normales				Patológicos			
	Media	DT	Mediana	ET	Media	DT	Mediana	ET
Ángulo de desplazamiento (°)	151,41	69,81	159,50	9,50	175,00	71,71	186,09	15,64
Área barrida (mm ²)	596,46	296,50	522,92	40,34	794,62	305,83	857,89	66,73
Velocidad media (m/s)	0,054	0,018	0,049	0,002	0,062	0,016	0,056	0,003
Despl. mediolateral (mm)	63,26	15,35	61,83	2,08	73,29	14,34	74,89	3,12
Despl. anteroposterior (mm)	64,17	16,75	61,32	2,27	77,14	18,02	80,78	3,93
Fuerza máx. mediolateral (N)	14,95	6,25	14,08	0,85	23,51	12,35	20,50	2,69
Fuerza máx. anteroposterior (N)	26,48	10,23	24,51	1,39	28,70	14,52	23,67	3,16

Los gráficos 16-22 muestran la mediana de los parámetros posturográficos en normales y patológicos obtenida en las 6 pruebas Romberg. (Gráfico de Barras).

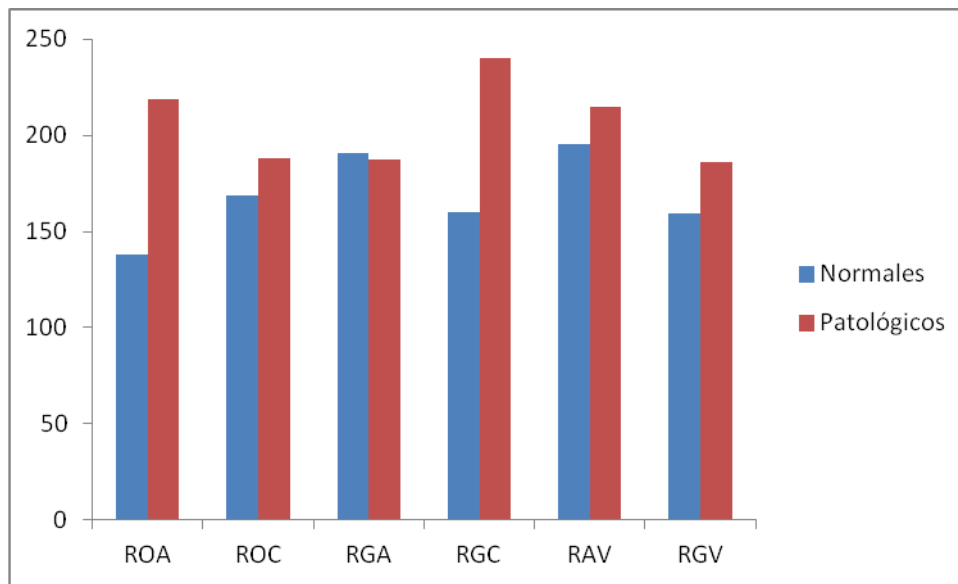


Figura 16. Valor de la mediana del ángulo de desplazamiento (°) en las 6 pruebas Romberg.

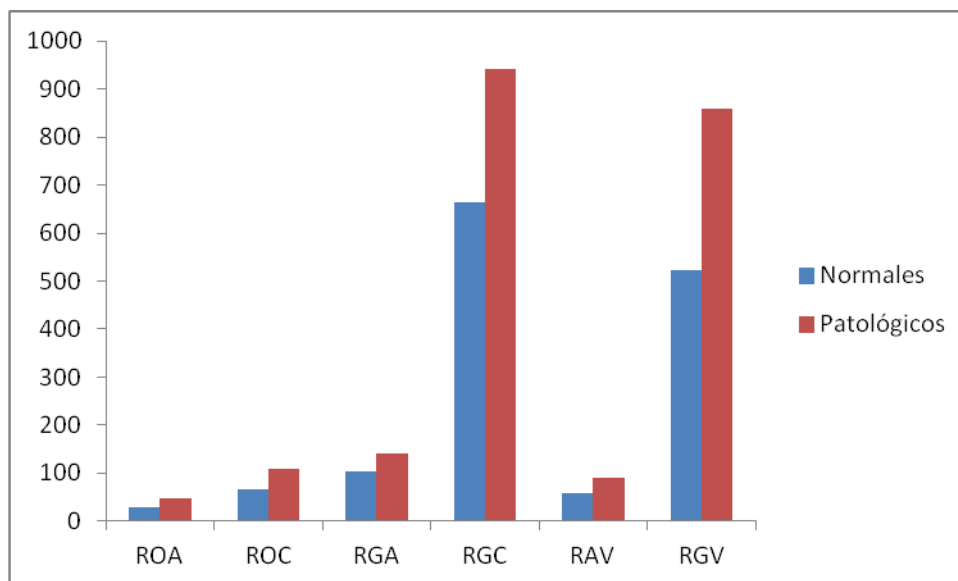


Figura 17. Valor de la mediana del área de barrida (mm²) en las 6 pruebas Romberg.

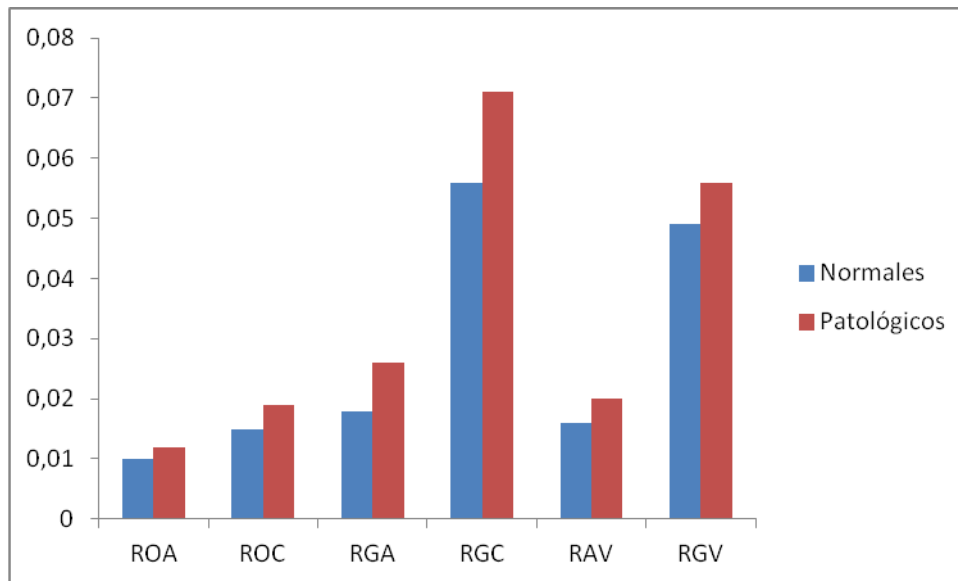


Figura 18. Valor de la mediana de la velocidad media (m/s) en las 6 pruebas Romberg.

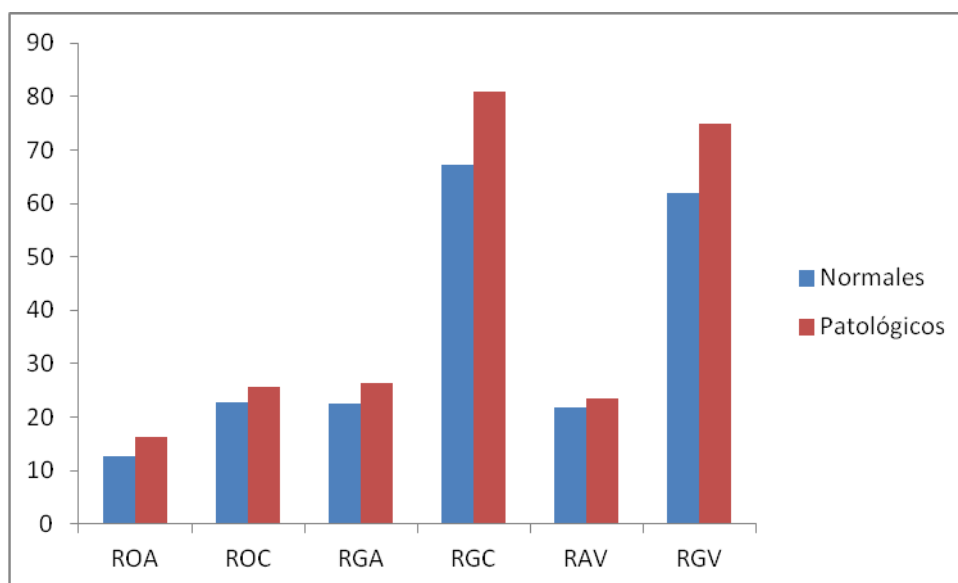


Figura 19. Valor de la mediana del desplazamiento mediolateral (mm) en las 6 pruebas Romberg.

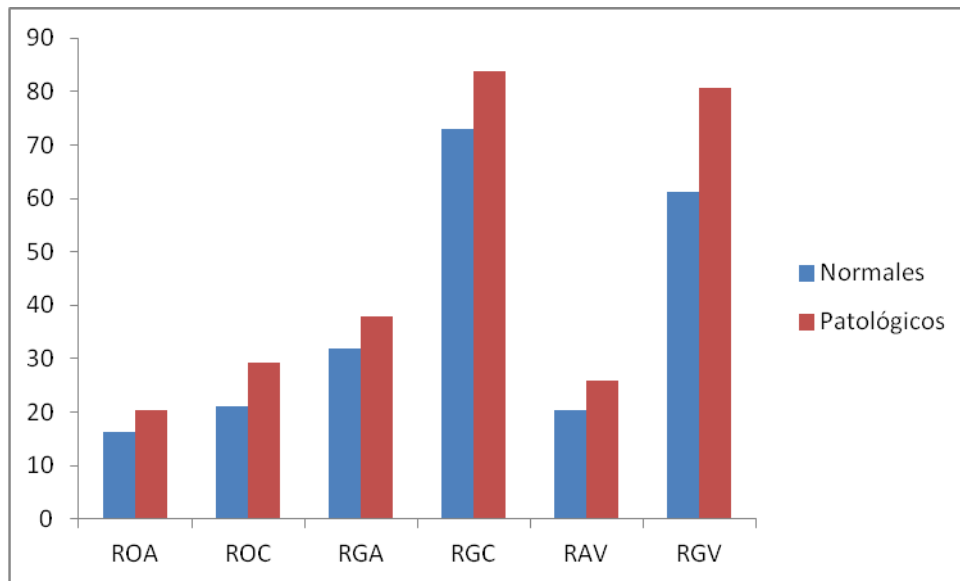


Figura 20. Valor de la mediana del desplazamiento anteroposterior (mm) en las 6 pruebas Romberg.

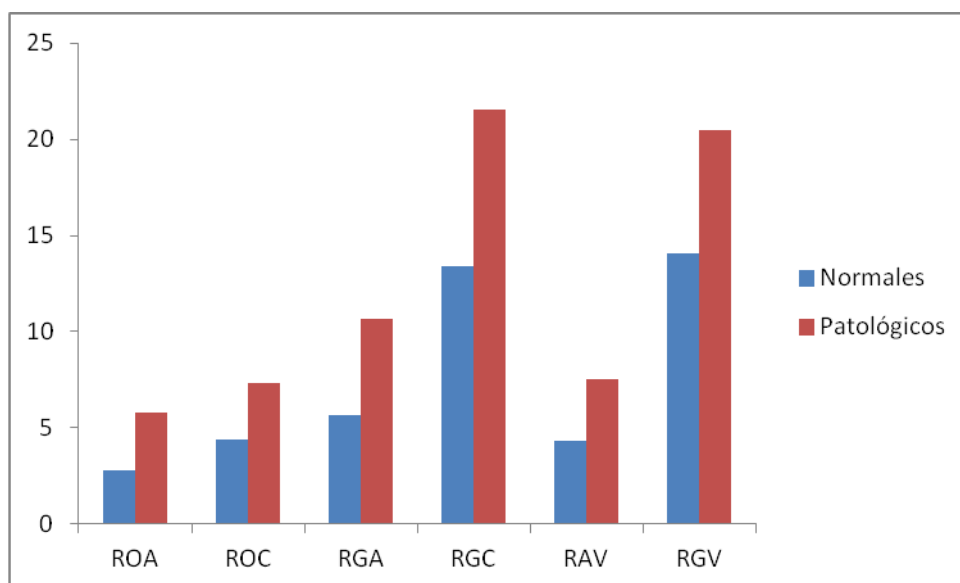


Figura 21. Valor de la mediana del fuerza máxima mediolateral (N) en las 6 pruebas Romberg.

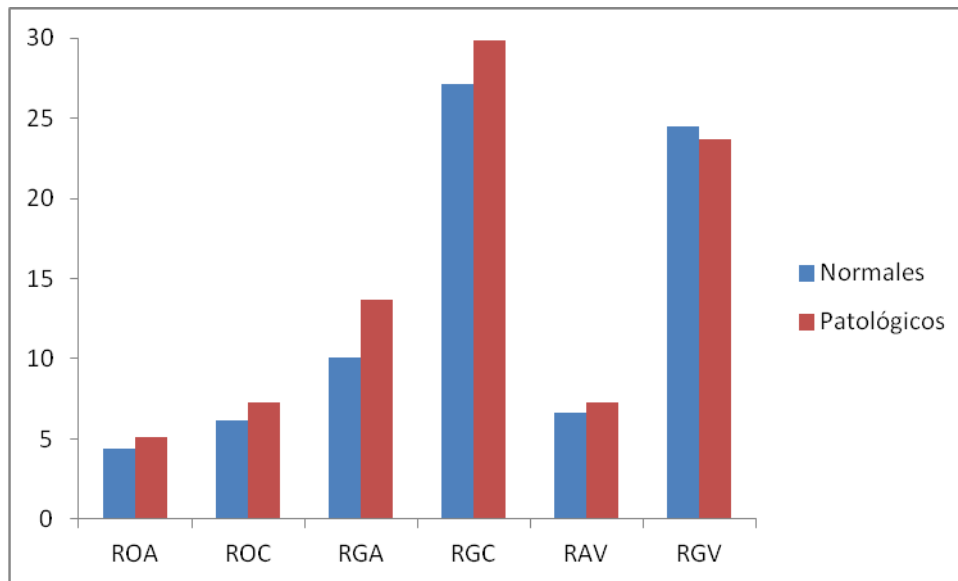


Figura 22. Valor de la mediana del fuerza máxima anteroposterior (N) en las 6 pruebas Romberg.

2.1.2. Resultados descriptivos en patológicos según el sexo

La media y la desviación típica de los parámetros posturográficos observados en el grupo de patológicos en función el sexo, se muestran en la Tabla 12.

Tabla 12. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática según el sexo.

		ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
AD	H	209,70 ± 66,49	187,73 ± 82,60	171,40 ± 67,84	206,73 ± 112,04	174,18 ± 72,84	165,19 ± 68,35
	M	217,08 ± 80,76	185,39 ± 72,66	178,59 ± 89,01	183,29 ± 94,44	210,79 ± 91,74	175,27 ± 76,96
AB	H	63,00 ± 61,33	228,88 ± 317,16	235,90 ± 281,61	1228,74 ± 938,25	300,07 ± 685,39	777,96 ± 379,77
	M	155,39 ± 255,92	243,16 ± 327,25	302,17 ± 305,66	1115,55 ± 622,03	125,61 ± 93,15	1002,07 ± 524,88
VM	H	0,015 ± 0,007	0,025 ± 0,013	0,029 ± 0,009	0,081 ± 0,030	0,020 ± 0,008	0,072 ± 0,027
	M	0,015 ± 0,009	0,022 ± 0,018	0,030 ± 0,010	0,066 ± 0,027	0,025 ± 0,020	0,063 ± 0,021
DML	H	17,14 ± 13,04	31,77 ± 21,44	31,36 ± 15,84	89,22 ± 33,65	23,57 ± 7,30	74,36 ± 18,13
	M	23,89 ± 19,70	36,11 ± 27,09	36,30 ± 24,05	83,35 ± 29,23	32,00 ± 34,37	78,6 ± 18,34
DAP	H	23,48 ± 13,21	40,76 ± 28,57	45,13 ± 20,31	89,15 ± 29,52	37,65 ± 34,25	78,42 ± 22,31
	M	34,61 ± 27,89	39,85 ± 26,66	54,07 ± 21,16	83,58 ± 24,24	33,79 ± 20,24	82,77 ± 20,12
FMML	H	8,88 ± 5,13	13,30 ± 8,82	15,68 ± 5,92	40,84 ± 25,76	12,66 ± 10,48	31,02 ± 12,17
	M	6,20 ± 6,41	8,27 ± 9,54	9,40 ± 7,53	18,53 ± 9,61	5,41 ± 2,75	19,83 ± 12,64
FMAP	H	6,67 ± 4,65	15,55 ± 17,34	15,96 ± 9,68	42,04 ± 24,89	13,62 ± 14,76	33,88 ± 18,20
	M	8,15 ± 8,23	10,03 ± 7,79	15,07 ± 6,36	28,12 ± 14,16	8,57 ± 5,95	29,34 ± 17,65

AD: Ángulo de desplazamiento, AB: Área barrida, VM: Velocidad media, DML: Desplazamiento mediolateral, DAP: Desplazamiento anteroposterior, FMML: Fuerza máxima mediolateral, FMAP: Fuerza máxima anteroposterior, H: Hombre, M: Mujer.

2.1.3. Resultados descriptivos en patológicos con inclinación cervical

La media y la desviación típica de los parámetros posturográficos observados en el grupo de patológicos al realizar la prueba con inclinación cervical a ambos lados, se muestran en la tabla 13.

Tabla 13. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática con inclinación cervical a ambos lados.

		ROA	ROC	RGA	RGC
AD	Derecha	193,57 ± 69,60	179,94 ± 47,39	182,66 ± 72,55	174,01 ± 80,54
	Izquierda	199,99 ± 34,21	176,76 ± 45,74	158,78 ± 42,22	154,94 ± 38,20
AB	Derecha	118,48 ± 19,73	266,95 ± 48,09	280,34 ± 31,36	1159,08 ± 152,92
	Izquierda	130,83 ± 19,06	291,06 ± 36,53	363,70 ± 63,15	1187,66 ± 158,13
VM	Derecha	0,021 ± 0,002	0,030 ± 0,003	0,033 ± 0,002	0,079 ± 0,005
	Izquierda	0,021 ± 0,001	0,029 ± 0,003	0,034 ± 0,003	0,073 ± 0,004
DML	Derecha	22,47 ± 4,11	35,89 ± 4,52	37,25 ± 4,85	87,02 ± 9,08
	Izquierda	22,87 ± 2,57	35,38 ± 4,56	41,49 ± 4,88	91,12 ± 6,12
DAP	Derecha	25,75 ± 4,29	41,35 ± 6,04	44,71 ± 3,86	87,53 ± 8,46
	Izquierda	29,08 ± 3,49	41,28 ± 4,84	49,49 ± 6,38	89,39 ± 6,04
FMML	Derecha	7,00 ± 1,24	10,67 ± 1,46	12,10 ± 1,10	27,44 ± 2,77
	Izquierda	6,99 ± 0,77	10,67 ± 1,29	13,04 ± 1,56	28,93 ± 1,78
FMAP	Derecha	7,03 ± 1,00	13,00 ± 2,47	14,92 ± 0,88	33,88 ± 3,78
	Izquierda	7,07 ± 0,75	13,74 ± 1,91	15,32 ± 1,77	32,45 ± 4,34

AD: Ángulo de desplazamiento, AB: Área barrida, VM: Velocidad media, DML: Desplazamiento mediolateral, DAP: Desplazamiento anteroposterior, FMML: Fuerza máxima mediolateral, FMAP: Fuerza máxima anteroposterior.

La media y la desviación típica de los parámetros posturográficos de los pacientes con vestibulopatía derecha (18 casos) al realizar la prueba con inclinación cervical a ambos lados, se muestran en la Tabla 14.

Tabla 14. Descripción de los resultados en pacientes con vestibulopatía derecha al realizar la prueba con inclinación cervical a ambos lados.

		ROA	ROC	RGA	RGC
AD	Derecha	203,37 ± 90,76	206,99 ± 89,13	171,32 ± 72,23	158,64 ± 61,34
	Izquierda	211,18 ± 50,30	176 ± 83,90	160,25 ± 60,01	171,12 ± 83,43
AB	Derecha	68,39 ± 53,99	179,75 ± 125,23	240,75 ± 324,81	1204,28 ± 535,46
	Izquierda	77,73 ± 74,56	168,96 ± 118,21	313,20 ± 419,66	1266,80 ± 860,85
VM	Derecha	0,020 ± 0,008	0,030 ± 0,011	0,033 ± 0,012	0,082 ± 0,022
	Izquierda	0,019 ± 0,007	0,028 ± 0,009	0,034 ± 0,010	0,072 ± 0,027
DML	Derecha	17,99 ± 5,88	32,22 ± 12,56	34,65 ± 15,51	87,06 ± 16,41
	Izquierda	18,94 ± 6,20	30,91 ± 8,13	38,95 ± 17,25	90,94 ± 26,95
DAP	Derecha	23,21 ± 10,49	39,91 ± 14,14	40,62 ± 16,19	89,77 ± 18,51
	Izquierda	26,25 ± 14,19	38,17 ± 16,69	47,13 ± 19,04	90,96 ± 28,73
FMML	Derecha	6,13 ± 3,43	10,13 ± 6,55	11,16 ± 5,37	28,33 ± 14,14
	Izquierda	6,40 ± 3,22	9,52 ± 6,55	12,04 ± 5,46	27,83 ± 13,17
FMAP	Derecha	6,60 ± 3,71	13,33 ± 10,05	14,49 ± 8,65	35,05 ± 14,59
	Izquierda	6,49 ± 4,35	12,73 ± 11,82	14,19 ± 7,90	32,77 ± 13,02

AD: Ángulo de desplazamiento, AB: Área barrida, VM: Velocidad media, DML: Desplazamiento mediolateral, DAP: Desplazamiento anteroposterior, FMML: Fuerza máxima mediolateral, FMAP: Fuerza máxima anteroposterior.

La media y la desviación típica de los parámetros posturográficos de los pacientes con vestibulopatía izquierda (10 casos) al realizar la prueba con inclinación cervical a ambos lados, se muestran en la tabla 15.

Tabla 15. Descripción de los resultados en pacientes con vestibulopatía izquierda al realizar la prueba con inclinación cervical a ambos lados.

		ROA	ROC	RGA	RGC
AD	Derecha	186,22 ± 186,22	143,34 ± 101,35	215,16 ± 70,09	197,61 ± 91,34
	Izquierda	199,95 ± 42,54	176,40 ± 52,52	152,21 ± 82,23	133,19 ± 102,56
AB	Derecha	221,23 ± 361,10	456,09 ± 659,56	386,44 ± 482,11	1024,29 ± 340,48
	Izquierda	242,12 ± 390,31	554,02 ± 987,08	507,65 ± 732,19	1078,83 ± 368,02
VM	Derecha	0,022 ± 0,012	0,029 ± 0,014	0,033 ± 0,010	0,075 ± 0,015
	Izquierda	0,022 ± 0,012	0,032 ± 0,017	0,036 ± 0,011	0,073 ± 0,017
DML	Derecha	31,42 ± 29,72	44,43 ± 38,08	43,96 ± 32,60	84,31 ± 17,53
	Izquierda	31,17 ± 27,70	45,75 ± 40,93	49,85 ± 37,71	91,79 ± 15,06
DAP	Derecha	31,61 ± 26,35	47,16 ± 31,46	54,60 ± 29,05	82,66 ± 18,10
	Izquierda	36,42 ± 30,83	50,01 ± 37,37	56,52 ± 30,94	87,55 ± 17,26
FMML	Derecha	8,37 ± 6,22	11,70 ± 7,809	13,58 ± 7,78	27,66 ± 12,33
	Izquierda	7,95 ± 5,25	12,75 ± 9,18	14,50 ± 7,69	29,66 ± 16,35
FMAP	Derecha	8,32 ± 6,41	13,43 ± 8,53	16,92 ± 9,11	32,74 ± 13,84
	Izquierda	8,62 ± 6,44	16,95 ± 16,16	18,52 ± 12,63	32,53 ± 13,15

AD: Ángulo de desplazamiento, AB: Área barrida, VM: Velocidad media, DML: Desplazamiento mediolateral, DAP: Desplazamiento anteroposterior, FMML: Fuerza máxima mediolateral, FMAP: Fuerza máxima anteroposterior.

2.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

2.2.1. Comparación de los resultados de la posturografía estática entre normales y patológicos

Se compararon los resultados de la posturografía estática en las pruebas ROA, ROC, RGA, RGC, RAV y RVG entre normales y patológicos observándose diferencias estadísticamente significativas en todos los parámetros en cada una de las condiciones exceptuando el ángulo de desplazamiento en las pruebas ROC, RGA, RGC, RAV y RVG. No fueron significativas las diferencias halladas en el desplazamiento mediolateral en la prueba RAV ni la fuerza máxima anteroposterior en RVG. La tabla 16 muestra su significación estadística.

Tabla 16. Significación estadística de la comparación de los resultados de la posturografía estática entre normales y patológicos (se señala en negrita cuando $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RVG
Ángulo de desplazamiento (°)	0,003	0,302	0,815	0,426	0,740	0,280
Área barrida (mm ²)	0,004	0,001	0,001	0,002	0,035	0,001
Velocidad media (m/s)	0,001	0,002	0,001	0,003	0,015	0,011
Despl. mediolateral (mm)	0,003	0,002	0,001	0,002	0,149	0,002
Despl. anteroposterior (mm)	0,001	0,001	0,001	0,005	0,001	0,001
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,007	0,006	0,001	0,040	0,014	0,120

2.2.2. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y la edad en el grupo de patológicos

La correlación entre los diferentes parámetros registrados de la posturografía estática y la edad de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 17. Se encontró una correlación positiva con significación estadística en el desplazamiento anteroposterior en la prueba RGA ($r = 0,458$; $p = 0,016$).

Tabla 17. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y la edad (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RVG
Ángulo de desplazamiento (°)	0,976	0,976	0,618	0,651	0,529	0,145
Área barrida (mm ²)	0,157	0,056	0,089	0,462	0,424	0,267
Velocidad media (m/s)	0,466	0,622	0,326	0,704	0,974	0,860
Despl. mediolateral (mm)	0,242	0,161	0,112	0,333	0,462	0,174
Despl. anteroposterior (mm)	0,088	0,099	0,016	0,400	0,392	0,518
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,061	0,078	0,106	0,299	0,311	0,356
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,156	0,317	0,071	0,133	0,304	0,064

2.2.3. Comparación entre los resultados de la posturografía estática y el sexo en el grupo de patológicos

La comparación entre los parámetros registrados de la posturografía estática y el sexo de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 18. Se encontraron diferencias con significación estadística en las fuerzas máximas anteroposteriores en RGA ($p = 0,018$), RGC ($p = 0,013$), RAV ($p = 0,015$) y RGV ($p = 0,043$).

Tabla 18. Comparación entre los resultados de la posturografía estática y el sexo (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,788	0,935	0,808	0,592	0,247	0,744
Área barrida (mm ²)	0,199	0,905	0,544	0,739	0,337	0,258
Velocidad media (m/s)	0,822	0,449	0,847	0,217	0,327	0,379
Despl. mediolateral (mm)	0,286	0,634	0,519	0,661	0,361	0,606
Despl. anteroposterior (mm)	0,184	0,929	0,250	628	0,713	0,628
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,222	0,148	0,018	0,013	0,015	0,043
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,557	0,260	0,765	0,119	0,232	0,550

2.2.4. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y la estatura en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los diferentes parámetros de la posturografía estática y la estatura de los sujetos patológicos, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas (tabla 19).

Tabla 19. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y la estatura.

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,545	0,311	0,368	0,708	0,417	0,587
Área barrida (mm ²)	0,120	0,553	0,862	0,327	0,370	0,154
Velocidad media (m/s)	0,626	0,819	0,674	0,190	0,295	0,846
Despl. mediolateral (mm)	0,399	0,443	0,587	0,160	0,322	0,482
Despl. anteroposterior (mm)	0,059	0,671	0,668	0,257	0,871	0,209
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,825	0,793	0,289	0,094	0,080	0,650
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,302	0,441	0,579	0,088	0,328	0,950

2.2.5. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el IMC en el grupo de patológicos

La correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el IMC de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 20. Se encontró una correlación positiva con significación estadística en la fuerza máxima mediolateral en todas las pruebas: ROA ($r = 0,454$; $p = 0,012$),

ROC ($r = 0,534$; $p = 0,002$), RGA ($r = 0,606$; $p = 0,001$), RGC ($r = 0,461$; $p = 0,027$), RAV ($r = 0,603$; $p = 0,001$), RGV ($r = 0,606$; $p = 0,002$) y en la fuerza máxima anteroposterior en ROC ($r = 0,526$; $p = 0,003$), RGA ($r = 0,405$; $p = 0,026$) y RAV ($r = 0,476$; $p = 0,009$).

Tabla 20. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el IMC (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,416	0,504	0,030	0,645	0,433	0,632
Área barrida (mm ²)	0,748	0,392	0,742	0,495	0,478	0,746
Velocidad media (m/s)	0,557	0,190	0,605	0,731	0,475	0,840
Despl. mediolateral (mm)	0,854	0,639	0,721	0,399	0,304	0,938
Despl. anteroposterior (mm)	0,734	0,058	0,583	0,724	0,166	0,712
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,012	0,002	0,001	0,027	0,001	0,002
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,219	0,003	0,026	0,135	0,009	0,066

2.2.6. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el DHI en el grupo de patológicos

La correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el DHI emocional de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 21. Se encontró una correlación positiva con significación estadística en la fuerza máxima anteroposterior en las pruebas ROC ($r = 0,402$; $p = 0,027$) y RGA ($r = 0,427$; $p = 0,019$).

Tabla 21. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el DHI emocional (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,573	0,366	0,122	0,450	0,719	0,706
Área barrida (mm ²)	0,818	0,976	0,717	0,685	0,748	0,498
Velocidad media (m/s)	0,086	0,066	0,071	0,427	0,233	0,511
Despl. mediolateral (mm)	0,858	0,670	0,740	0,979	0,546	0,272
Despl. anteroposterior (mm)	0,765	0,145	0,297	0,516	0,265	0,574
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,117	0,121	0,091	0,095	0,109	0,342
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,177	0,027	0,019	0,118	0,122	0,424

La correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el DHI funcional de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 22. Se encontraron correlaciones positivas con significación estadística en el área de barrida en la prueba ROC ($r = 0,427$; $p = 0,019$), en la velocidad media en ROA ($r = 0,460$; $p = 0,011$), ROC ($r = 0,504$; $p = 0,005$), RGA ($r = 0,460$; $p = 0,011$) y RAV ($r = 0,374$; $p = 0,046$), en el desplazamiento anteroposterior en las pruebas ROA ($r = 0,423$; $p = 0,020$), ROC ($r = 0,570$; $p = 0,001$), RGA ($r = 0,461$; $p = 0,010$) y RAV ($r = 0,501$; $p = 0,006$), en la fuerza máxima mediolateral en ROA ($r = 0,461$; $p = 0,010$), ROC ($r = 0,463$; $p = 0,010$), RGA ($r = 0,388$; $p = 0,034$), RGC ($r = 0,480$; $p = 0,020$), RAV ($r = 0,431$;

$p = 0,020$) y RGV ($r = 0,471$; $p = 0,023$) y en la fuerza máxima anteroposterior en las pruebas ROA ($r = 0,520$; $p = 0,003$), ROC ($r = 0,505$; $p = 0,004$), RGA ($r = 0,613$; $p = 0,001$), RGC ($r = 0,538$; $p = 0,008$), RAV ($r = 0,532$; $p = 0,003$) y RGV ($r = 0,591$; $p = 0,003$).

Tabla 22. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el DHI funcional (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,257	0,738	0,599	0,952	0,862	0,781
Área barrida (mm ²)	0,191	0,019	0,070	0,234	0,173	0,229
Velocidad media (m/s)	0,011	0,005	0,011	0,203	0,046	0,433
Despl. mediolateral (mm)	0,173	0,056	0,075	0,615	0,135	0,706
Despl. anteroposterior (mm)	0,020	0,001	0,010	0,186	0,006	0,192
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,010	0,010	0,034	0,020	0,020	0,023
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,003	0,004	0,001	0,008	0,003	0,003

La correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el DHI físico de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 23. Se encontraron correlaciones positivas con significación estadística en el área de barrida en la prueba ROC ($r = 0,389$; $p = 0,033$), en la velocidad media en ROA ($r = 0,454$; $p = 0,012$), ROC ($r = 0,521$; $p = 0,003$) y RGA ($r = 0,388$; $p = 0,034$), en el desplazamiento anteroposterior en las pruebas ROA ($r = 0,414$; $p = 0,023$), ROC ($r = 0,456$; $p = 0,002$), RGA ($r = 0,440$; $p = 0,015$) y RAV ($r = 0,421$; $p = 0,023$), en la fuerza máxima mediolateral en ROA ($r = 0,452$; $p = 0,012$), ROC ($r = 0,454$; $p = 0,012$), RGA ($r = 0,390$; $p = 0,033$) y RGV ($r = 0,438$; $p = 0,037$) y en la fuerza máxima anteroposterior en las pruebas ROA ($r = 0,529$; $p = 0,003$), ROC ($r = 0,475$; $p = 0,008$), RGA ($r = 0,541$; $p = 0,022$), RAV ($r = 0,442$; $p = 0,016$) y RGV ($r = 0,558$; $p = 0,006$).

Tabla 23. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el DHI físico (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,073	0,464	0,352	0,184	0,907	0,805
Área barrida (mm ²)	0,158	0,033	0,145	0,566	0,469	0,211
Velocidad media (m/s)	0,012	0,003	0,034	0,498	0,129	0,460
Despl. mediolateral (mm)	0,186	0,062	0,189	0,946	0,335	0,737
Despl. anteroposterior (mm)	0,023	0,002	0,015	0,360	0,023	0,305
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,012	0,012	0,033	0,138	0,073	0,037
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,003	0,008	0,022	0,072	0,016	0,006

La correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el DHI total de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 24. Se encontraron correlaciones positivas con significación estadística en la velocidad media en las pruebas ROA ($r = 0,411$; $p = 0,024$), ROC ($r = 0,458$; $p = 0,011$) y RGA ($r = 0,397$; $p = 0,030$), en el desplazamiento anteroposterior en ROC ($r = 0,473$; $p = 0,008$) y RGA ($r = 0,374$; $p = 0,042$), en la fuerza máxima mediolateral en las pruebas ROA ($r = 0,409$; $p = 0,025$), ROC ($r = 0,413$; $p = 0,023$) y RGA ($r = 0,378$; $p = 0,039$) y en la

fuerza máxima anteroposterior en ROA ($r = 0,450$; $p = 0,013$), ROC ($r = 0,468$; $p = 0,009$), RGA ($r = 0,533$; $p = 0,002$), RAV ($r = 0,380$; $p = 0,042$) y RGV ($r = 0,484$; $p = 0,019$).

Tabla 24. Correlación entre los resultados de la posturografía estática y el DHI total (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC	RAV	RGV
Ángulo de desplazamiento (°)	0,159	0,404	0,261	0,509	0,787	0,914
Área barrida (mm ²)	0,430	0,195	0,363	0,715	0,817	0,137
Velocidad media (m/s)	0,024	0,011	0,030	0,484	0,260	0,759
Despl. mediolateral (mm)	0,467	0,233	0,352	0,853	0,627	0,886
Despl. anteroposterior (mm)	0,089	0,008	0,042	0,501	0,086	0,524
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,025	0,023	0,039	0,149	0,108	0,053
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,013	0,009	0,002	0,078	0,042	0,019

2.2.7. Relación entre la inclinación cervical y el control postural

Se compararon los resultados de la posturografía estática con los observados al realizar la prueba con inclinación cervical a ambos lados no encontrando diferencias significativas en ninguna de las condiciones (tabla 25).

Tabla 25. Comparación de los resultados de la posturografía estática y los observados con la inclinación cervical a ambos lados.

		ROA	ROC	RGA	RGC
Ángulo de desplazamiento (°)	Derecha	0,372	0,853	0,698	0,362
	Izquierda	0,352	0,722	0,375	0,182
Área barrida (mm ²)	Derecha	0,171	0,252	0,123	0,291
	Izquierda	0,126	0,175	No sig.	0,250
Velocidad media (m/s)	Derecha	No sig.	No sig.	No sig.	No sig.
	Izquierda	No sig.	No sig.	No sig.	No sig.
Despl. mediolateral (mm)	Derecha	0,144	0,278	No sig.	0,310
	Izquierda	0,112	0,296	No sig.	0,193
Despl. anteroposterior (mm)	Derecha	0,668	0,415	0,470	0,313
	Izquierda	0,290	0,426	0,402	0,244
Fuerza máx. mediolateral (N)	Derecha	0,562	0,485	0,750	0,556
	Izquierda	0,561	0,481	0,366	0,363
Fuerza máx. anteroposterior (N)	Derecha	0,381	0,591	0,722	0,494
	Izquierda	0,367	0,460	0,549	0,699

Se compararon los resultados de la posturografía en los pacientes con vestibulopatía derecha (18 casos) al inclinar la cabeza hacia la derecha y los hallados al inclinar la misma hacia la izquierda observando diferencias estadísticamente significativas (tabla 26).

Tabla 26. Comparación entre los resultados de la posturografía en los pacientes con vestibulopatía derecha al inclinar la cabeza hacia ambos lados (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Ángulo de desplazamiento (°)	0,488	0,894	0,780	0,367
Área barrida (mm ²)	0,001	0,001	0,001	0,013
Velocidad media (m/s)	0,001	0,001	0,001	0,001
Despl. mediolateral (mm)	0,001	0,001	0,001	0,016
Despl. anteroposterior (mm)	0,001	0,001	0,001	0,035
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,001	0,001	0,001	0,001
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,001	0,001	0,001	0,006

Se compararon los resultados de la posturografía en los pacientes con vestibulopatía izquierda (10 casos) al inclinar la cabeza hacia la derecha y los hallados al inclinar la misma hacia la izquierda observando diferencias estadísticamente significativas (tabla 27).

Tabla 27. Comparación entre los resultados de la posturografía en los pacientes con vestibulopatía izquierda al inclinar la cabeza hacia ambos lados (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Ángulo de desplazamiento (°)	0,351	0,962	0,923	0,084
Área barrida (mm ²)	0,001	0,001	0,001	0,094
Velocidad media (m/s)	0,001	0,001	0,001	0,033
Despl. mediolateral (mm)	0,001	0,001	0,001	0,130
Despl. anteroposterior (mm)	0,001	0,001	0,001	0,033
Fuerza máx. mediolateral (N)	0,001	0,001	0,001	0,010
Fuerza máx. anteroposterior (N)	0,001	0,001	0,001	0,005

3. Límites de estabilidad

3.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

3.1.1. Resultados descriptivos en normales y patológicos

Las medias y desviación típica de los desplazamientos máximos (%) de cada límite de estabilidad en normales y patológicos se muestran en la tabla 28.

Tabla 28. Valor medio y desviación típica de los desplazamientos máximos en normales y patológicos.

	Normales		Patológicos	
	Media	DT	Media	DT
Frontal	108,66	5,97	105,82	16,64
Frontal derecho	102,21	8,85	101,66	17,21
Derecho	104,69	10,01	102,34	12,26
Trasero derecho	109,02	9,12	108,14	13,77
Trasero	102,45	12,41	112,47	18,72
Trasero izquierdo	104,16	10,48	104,63	17,06
Izquierdo	102,88	10,36	99,69	12,05
Frontal izquierdo	102,38	7,26	99,05	11,50

3.1.2. Resultados descriptivos en patológicos según el sexo

La media y la desviación típica de los de los desplazamientos máximos en el grupo de patológicos según el sexo, se muestran en la tabla 29.

Tabla 29. Valor medio y desviación típica de los desplazamientos máximos según el sexo.

	Hombres	Mujeres
Frontal	104,08 ± 15,28	107,35 ± 18,10
Frontal derecho	101,53 ± 16,70	101,78 ± 18,19
Derecho	102,31 ± 12,01	102,27 ± 12,87
Trasero derecho	106,23 ± 14,97	109,81 ± 12,88
Trasero	113,81 ± 15,28	111,30 ± 21,73
Trasero izquierdo	102,93 ± 11,63	106,12 ± 20,99
Izquierdo	97,13 ± 13,17	101,92 ± 10,90
Frontal izquierdo	99,10 ± 8,66	99,01 ± 13,80

3.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

3.2.1. Comparación de los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad en normales y patológicos

Se compararon los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad en normales y patológicos sin obtener diferencias con significación estadística (tabla 30).

Tabla 30. Significación estadística de la comparación de los desplazamientos máximos (%) de los distintos límites de estabilidad en normales y patológicos.

	p
Frontal	0,452
Frontal derecho	0,545
Derecho	0,077
Trasero derecho	0,195
Trasero	0,130
Trasero izquierdo	0,725
Izquierdo	0,445
Frontal izquierdo	0,096

3.2.2. Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y la edad en el grupo de patológicos

La correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y la edad de los sujetos patológicos se muestra en la tabla 31.

Se obtuvo una correlación positiva con significación estadística entre el límite izquierdo y la edad ($r = 0,436$ $p=0,023$).

Tabla 31. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y la edad (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	p
Frontal	0,288
Frontal derecho	0,462
Derecho	0,357
Trasero derecho	0,174
Trasero	0,211
Trasero izquierdo	0,848
Izquierdo	0,023
Frontal izquierdo	0,883

3.2.3. Comparación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y el sexo en el grupo de patológicos

Se compararon los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad de los sujetos patológicos en ambos sexos, sin detectar significación estadística (tabla 32).

Tabla 32. Comparación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad según el sexo.

	p
Frontal	0,601
Frontal derecho	0,970
Derecho	0,990
Trasero derecho	0,487
Trasero	0,721
Trasero izquierdo	0,618
Izquierdo	0,286
Frontal Izquierdo	0,983

3.2.4. Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y la estatura en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y la estatura de los sujetos patológicos, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas (tabla 33).

Tabla 33. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y la estatura.

	p
Frontal	0,494
Frontal derecho	0,396
Derecho	0,377
Trasero derecho	0,262
Trasero	0,836
Trasero izquierdo	0,886
Izquierdo	0,182
Frontal Izquierdo	0,464

3.2.5. Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y el IMC en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y el índice de masa corporal de los sujetos patológicos, sin detectar diferencias estadísticamente significativas (tabla 31).

Tabla 34. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y el IMC.

	p
Frontal	0,555
Frontal derecho	0,306
Derecho	0,476
Trasero derecho	0,741
Trasero	0,762
Trasero izquierdo	0,964
Izquierdo	0,966
Frontal Izquierdo	0,470

3.2.6. Correlación entre los desplazamientos máximos de los límites de estabilidad y el DHI en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y el DHI emocional de los sujetos patológicos, sin encontrar diferencias con significación estadística (tabla 32).

Tabla 35. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y el DHI emocional.

	p
Frontal	0,491
Frontal derecho	0,753
Derecho	0,298
Trasero derecho	0,672
Trasero	0,187
Trasero izquierdo	0,430
Izquierdo	0,975
Frontal Izquierdo	0,640

Se estudió la correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y el DHI funcional de los sujetos patológicos, sin detectar diferencias estadísticamente significativas (tabla 36).

Tabla 36. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y el DHI funcional.

	p
Frontal	0,963
Frontal derecho	0,561
Derecho	0,976
Trasero derecho	0,235
Trasero	0,810
Trasero izquierdo	0,757
Izquierdo	0,713
Frontal Izquierdo	0,515

Se estudió la correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y el DHI físico de los sujetos patológicos, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas (tabla 37).

Tabla 37. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y el DHI físico.

	p
Frontal	0,853
Frontal derecho	0,802
Derecho	0,474
Trasero derecho	0,601
Trasero	0,513
Trasero izquierdo	0,562
Izquierdo	0,872
Frontal Izquierdo	0,837

Se estudió la correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los diferentes límites de estabilidad y el DHI total de los sujetos patológicos sin detectar diferencias estadísticamente significativas (tabla 38).

Tabla 38. Correlación entre los desplazamientos máximos (%) de los límites de estabilidad y el DHI total.

	p
Frontal	0,768
Frontal derecho	0,834
Derecho	0,572
Trasero derecho	0,265
Trasero	0,485
Trasero izquierdo	0,616
Izquierdo	0,889
Frontal Izquierdo	0,711

4. Control rítmico y direccional

4.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

4.1.1. Resultados descriptivos en normales y patológicos

Las valoraciones medias y la desviación típica de la habilidad y del control - eficacia en las pruebas de control rítmico y direccional mediolateral y anteroposterior en normales y patológicos se muestran en la tabla 39.

Tabla 39. Valor de la media y desviación típica de la habilidad y del control - eficacia en las pruebas de control rítmico y direccional en normales y patológicos.

	Normales		Patológicos	
	Media	DT	Media	DT
Habilidad mediolateral	99,07	3,46	90,25	13,85
Control y eficacia mediolateral	97,33	8,34	93,47	15,05
Habilidad anteroposterior	99,37	2,36	89,68	16,25
Control y eficacia anteroposterior	97,78	6,93	84,59	20,91

4.1.2. Resultados descriptivos en patológicos según el sexo

La media y la desviación típica de de la habilidad y del control - eficacia en las pruebas de control rítmico y direccional mediolateral y anteroposterior en el grupo de patológicos según el sexo, se muestran en la tabla 40.

Tabla 40. Valor de la media y desviación típica de la habilidad y del control - eficacia en las pruebas de control rítmico y direccional según el sexo.

	Hombre	Mujer
Habilidad mediolateral	90,86 ± 13,79	89,12 ± 13,07
Control y eficacia mediolateral	93,97 ± 15,25	92,77 ± 14,41
Habilidad anteroposterior	97,11 ± 6,77	87,32 ± 16,45
Control y eficacia anteroposterior	85,07 ± 16,47	80,77 ± 22,02

4.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

4.2.1. Comparación de los resultados de la prueba de control rítmico y direccional en normales y patológicos

La comparación de la puntuación obtenida en los distintos parámetros de esta prueba en normales y patológicos se muestra en la tabla 41. Se encontraron diferencias estadísticamente

significativas en la habilidad mediolateral y anteroposterior y en el control y eficacia anteroposterior.

Tabla 41. Significación estadística de la comparación de los resultados de la prueba de control rítmico y direccional en normales y patológicos (se señala en negrita cuando la $p < 0,05$).

	p
Habilidad mediolateral	0,027
Control y eficacia mediolateral	0,397
Habilidad anteroposterior	0,035
Control y eficacia anteroposterior	0,031

4.2.2. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la edad en el grupo de patológicos

Se estudio la correlación entre los resultados obtenidos en la prueba de control rítmico y direccional y la edad de los sujetos patológicos, sin detectar significación estadística (tabla 42).

Tabla 42. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la edad.

	p
Habilidad mediolateral	0,185
Control y eficacia mediolateral	0,280
Habilidad anteroposterior	0,970
Control y eficacia anteroposterior	0,242

4.2.3. Comparación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el sexo en el grupo de patológicos

La comparación de los resultados de la prueba de control rítmico y direccional de los sujetos patológicos en ambos sexos se muestra en la tabla 43. Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la habilidad anteroposterior ($p = 0,047$).

Tabla 43. Comparación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el sexo

	p
Habilidad mediolateral	0,726
Control y eficacia mediolateral	0,827
Habilidad anteroposterior	0,047
Control y eficacia anteroposterior	0,554

4.2.4. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la estatura en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la estatura de los sujetos patológicos, sin detectar diferencias estadísticamente significativas entre ambas variables (tabla 44).

Tabla 44. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y la estatura.

	p
Habilidad mediolateral	0,553
Control y eficacia mediolateral	0,264
Habilidad anteroposterior	0,544
Control y eficacia anteroposterior	0,601

4.2.5. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el IMC en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el índice de masa corporal de los sujetos patológicos, no observando diferencias estadísticamente significativas (tabla 45).

Tabla 45. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el IMC.

	p
Habilidad mediolateral	0,511
Control y eficacia mediolateral	0,299
Habilidad anteroposterior	0,672
Control y eficacia anteroposterior	0,651

4.2.6. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI emocional de los sujetos patológicos, sin observar diferencias estadísticamente significativas (tabla 46).

Tabla 46. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI emocional.

	p
Habilidad mediolateral	0,091
Control y eficacia mediolateral	0,329
Habilidad anteroposterior	0,914
Control y eficacia anteroposterior	0,613

Se estudió la correlación entre los resultados obtenidos en la prueba de control rítmico y direccional y el DHI funcional de los sujetos patológicos, sin detectar diferencias significativas (tabla 47).

Tabla 47. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI funcional.

	p
Habilidad mediolateral	0,157
Control y eficacia mediolateral	0,699
Habilidad anteroposterior	0,894
Control y eficacia anteroposterior	0,065

Se estudió la correlación entre los resultados obtenidos en la prueba de control rítmico y direccional y el DHI físico de los sujetos patológicos, sin observar diferencias con significación estadística (tabla 48).

Tabla 48. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI físico.

	p
Habilidad mediolateral	0,139
Control y eficacia mediolateral	0,612
Habilidad anteroposterior	0,684
Control y eficacia anteroposterior	0,101

Se estudió la correlación entre los resultados obtenidos en la prueba de control rítmico y direccional y el DHI total de los sujetos patológicos, sin observar diferencias estadísticamente significativas (tabla 49).

Tabla 49. Correlación entre los resultados de la prueba de control rítmico y direccional y el DHI total.

	p
Habilidad mediolateral	0,139
Control y eficacia mediolateral	0,557
Habilidad anteroposterior	0,833
Control y eficacia anteroposterior	0,234

5. Análisis de la marcha

5.1. PARÁMETROS CINEMÁTICOS

5.1.1. Resultados descriptivos

Se registraron la velocidad de la marcha y el tiempo de apoyo de cada pie.

5.1.1.1. Resultados descriptivos en normales y patológicos

La media y la desviación típica de los parámetros cinemáticos de la prueba de la marcha fueron los siguientes:

- Grupo de sujetos normales: la velocidad de la marcha fue de $1 \pm 0,14$ m/s y el tiempo de apoyo de $0,77 \pm 0,08$ s
- Grupo de patológicos: la velocidad de marcha fue de $1,03 \pm 0,18$ m/s y el tiempo de apoyo de $0,68 \pm 0,05$ s

5.1.1.2. Resultados descriptivos en patológicos según el sexo

La media y la desviación típica de los parámetros cinemáticos del grupo de patológicos según el sexo fueron los siguientes.

- Hombres: la velocidad de marcha fue de $1,03 \pm 0,17$ m/s y el tiempo de apoyo de $0,70 \pm 0,04$ s.
- Mujeres: la velocidad de marcha fue de $1,03 \pm 0,19$ m/s y el tiempo de apoyo de $0,66 \pm 0,05$ s.

5.1.2. Resultados comparativos

5.1.2.1. Velocidad de la marcha

a) Velocidad de la marcha. Normales y patológicos

Se comparó la velocidad de marcha en normales y patológicos sin encontrar diferencias con significación estadística ($p=0,631$).

b) Velocidad de la marcha y edad en el grupo de patológicos

Se comparó la velocidad de marcha y la edad en el grupo de patológicos, observando una correlación negativa ($r= - 0,261$) pero sin significación estadística ($p=0,164$).

c) Velocidad de la marcha y sexo en el grupo de patológicos

Se comparó la velocidad de marcha en el grupo de patológicos en ambos sexos sin observar diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,996$).

d) Velocidad de la marcha y Talla en el grupo de patológicos

Se comparó la velocidad de marcha y la talla en el grupo de patológicos, observando una correlación positiva ($r=0,107$) pero sin diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,574$).

e) Velocidad de la marcha y IMC en el grupo de patológicos

Se comparó la velocidad de marcha y el IMC en el grupo de patológicos, observando una correlación negativa ($r= - 0,328$) pero sin diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,077$).

f) Velocidad de la marcha y el DHI

La comparación entre la velocidad de marcha y el DHI en el grupo de patológicos se muestra en la tabla 50. Se observó una correlación negativa estadísticamente significativa al relacionar esta variable con el DHI funcional.

Tabla 50. Correlación entre la velocidad de la marcha y el DHI en el grupo de patológicos. Se muestra la p de significación estadística y la r de correlación de Pearson.

	Emocional	Funcional	Físico	Total
r	- 0,301	- 0,421	- 0,303	- 0,326
p	0,107	0,021	0,104	0,078

5.1.2.2. Tiempo de apoyo

a) Tiempo de apoyo. Normales y patológicos

Se comparó el tiempo de apoyo en normales y patológicos sin encontrar diferencias con significación estadística ($p = 0,841$).

b) Tiempo de apoyo y edad en el grupo de patológicos

Se comparó el tiempo de apoyo y la edad en el grupo de patológicos, observando una correlación negativa ($r = - 0,063$) pero sin significación estadística ($p = 0,740$).

c) Tiempo de apoyo y sexo en el grupo de patológicos

Se comparó el tiempo de apoyo en el grupo de patológicos en ambos sexos, observando diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,037$).

d) Tiempo de apoyo y Talla en el grupo de patológicos

Se comparó el tiempo de apoyo y la talla en el grupo de patológicos, observando una correlación positiva ($r = 0,212$) pero sin diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,260$).

e) Tiempo de apoyo y el IMC en el grupo de patológicos

Se comparó el tiempo de apoyo y el IMC en el grupo de patológicos, observando una correlación positiva ($r = 0,361$) con diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,05$).

f) Tiempo de apoyo y DHI

La comparación entre el tiempo de apoyo el DHI en el grupo de patológicos se muestra en la tabla 51. Se observó una correlación positiva estadísticamente significativa al relacionar esta variable con todas las escalas del DHI y el DHI total.

Tabla 51. Correlación entre el tiempo de apoyo y el DHI en el grupo de patológicos. Se muestra la p de significación estadística y la r de correlación de Pearson.

	Emocional	Funcional	Físico	Total
p	0,040	0,018	0,017	0,024
r	0,378	0,428	0,431	0,410

5.2. PARÁMETROS CINÉTICOS

5.2.1. Resultados descriptivos

5.2.1.1. Resultados descriptivos en normales y patológicos

La media y la desviación típica de los parámetros cinéticos de la marcha en normales y patológicos se muestran en la tabla 52.

Tabla 52. Resultados descriptivos de los parámetros cinéticos de la marcha en normales y patológicos. Las unidades se expresan en Newtons (N).

	Normales		Patológicos	
	Media	DT	Media	DT
Pisadas Izquierdas				
FPAP	98,30	33,55	98,73	26,37
FFAP	112,782	38,22	112,42	33,31
FVM	763,78	152,06	797,60	181,68
FO	570,10	127,84	608,06	145,66
Pisadas Derechas				
FPAP	91,80	27,94	93,80	33,47
FFAP	115,32	35,42	112,64	28,57
FVM	764,71	137,59	797,53	176,89
FO	572,69	129,76	607,57	143,63
Valoración Global				
FPAP	95,05	29,48	96,27	29,23
FFAP	114,05	36,35	112,53	30,40
FVM	764,25	144,24	797,56	179,01
FO	571,39	128,16	607,82	144,49

5.2.1.2. Resultados descriptivos en patológicos según el sexo

La media y la desviación típica de los parámetros cinéticos del grupo de patológicos en función del sexo se muestran en la tabla 53.

Tabla 53. Resultados descriptivos de los parámetros cinéticos del grupo de patológicos según el sexo. Las unidades se expresan en Newtons (N).

	Hombre		Mujer	
Pisadas Izquierdas	Media	DT	Media	DT
FPAP	116,51	702,74	83,17	18,57
FFAP	131,22	33,13	95,96	23,98
FVM	932,40	136,39	679,65	126,07
FO	704,54	127,44	523,64	103,22
Pisadas Derechas	Media	DT	Media	DT
FPAP	116,59	33,09	73,86	17,54
FFAP	128,27	27,07	98,97	22,70
FVM	930,53	137,36	681,15	114,84
FO	702,74	122,81	524,30	104,70
Valoración Global	Media	DT	Media	DT
FPAP	116,55	27,27	78,52	16,96
FFAP	129,74	29,33	97,46	22,85
FVM	931,46	136,36	680,40	120,25
FO	703,64	124,90	523,97	103,78

5.2.2. Resultados comparativos

a) Parámetros cinéticos. Normales y patológicos

Se compararon los valores de los parámetros cinéticos obtenidos por los sujetos normales y patológicos. En la tabla 54 se muestra la significación estadística de las comparaciones.

Tabla 54. Comparación de los resultados de los parámetros cinéticos de la marcha en normales y patológicos.

	Pisadas Izquierdas	Pisadas Derechas	Valoración Global
FPAP	0,800	0,644	0,968
FFAP	0,245	0,499	0,347
FVM	0,355	0,323	0,341
FO	0,757	0,583	0,666

b) Parámetros cinéticos y sexo en el grupo de patológicos

Se compararon los valores de los parámetros cinéticos obtenidos por los sujetos patológicos según el sexo. En la tabla 55 se muestra la significación estadística de las comparaciones.

Tabla 55. Comparación de los resultados de los parámetros cinéticos de la marcha en patológicos según el sexo.

	Pisadas Izquierdas	Pisadas Derechas	Valoración Global
FPAP	0,001	0,001	0,001
FFAP	0,002	0,003	0,002
FVM	0,001	0,001	0,001
FO	0,001	0,001	0,001

c) Parámetros cinéticos y DHI en el grupo de patológicos

Se compararon los valores de los parámetros cinéticos obtenidos por los sujetos patológicos y los resultados del DHI. En la tabla 56 se muestra la significación estadística de las comparaciones.

Tabla 56. Comparación de los resultados de los parámetros cinéticos de la marcha y el DHI. Se muestra la p de significación estadística y la r de correlación de Pearson.

	Emocional		Funcional		Físico		Total	
	r	P	r	p	r	p	r	p
FPAP	0,211	0,261	- 0,024	0,895	- 0,041	0,828	0,074	0,695
FFAP	0,210	0,265	- 0,008	0,964	0,051	0,787	0,093	0,624
FVM	0,294	0,114	0,1618	0,392	0,166	0,379	0,212	0,260
FO	0,423	0,019	0,370	0,043	0,312	0,092	0,383	0,036

d) Parámetros cinéticos globales e IMC, talla en el grupo de patológicos

Se estudió la correlación existente entre la valoración global de los parámetros cinéticos de la marcha y la edad, talla e IMC de los sujetos patológicos (tabla 57).

Tabla 57. Correlación entre los resultados de los parámetros cinéticos de la marcha con la edad, talla e IMC de los sujetos patológicos. Se muestra la p de significación estadística y la r de correlación de Pearson.

	Edad		Talla		IMC	
	R	p	r	p	r	p
FPAP	0,074	0,696	0,496	0,005	0,598	0,001
FFAP	- 0,134	0,478	0,593	0,001	0,578	0,001
FVM	0,082	0,666	0,656	0,001	0,785	0,001
FO	0,268	0,151	0,461	0,010	0,884	0,001

DISCUSIÓN

La posturografía permite detectar, en algunos pacientes, la influencia negativa que ejerce una disfunción vestibular sobre el control postural. Sin embargo, el mismo trastorno en otros enfermos puede no tener repercusión en el RVE y por tanto, las medidas que obtenemos con esta prueba podrían considerarse normales. Esto se explica gracias a la intervención de mecanismos de compensación central que, tras un trastorno vestibular, reorganizan, no sólo el RVO sino también el RVE¹⁶². Por ello, los valores que obtenemos en la posturografía nos ayudan a entender mejor el estado funcional del paciente con inestabilidad.

El estudio instrumentado mediante posturografía puede informar acerca de la alteración sensorial existente en los trastornos del equilibrio y por tanto, facilita un tratamiento rehabilitador más específico, encaminado a minimizar sus déficits y mejorar su capacidad funcional. Además, al cuantificar el control postural, permite su seguimiento clínico bajo distintas condiciones de distorsión o eliminación sensorial¹⁷¹.

Sin embargo, uno de los inconvenientes de la posturografía estática clásica es que sólo estudia al paciente en posición de bipedestación, por lo que no aporta información sobre los aspectos dinámicos del control de la postura. Para corregir este problema y lograr un *screening* óptimo que identifique aquellos pacientes con alteraciones del equilibrio, se ha postulado la utilización de un estudio estático y tareas de equilibrio dinámico como es la prueba de la marcha^{61,99}.

Siguiendo esta última línea de investigación, en este trabajo, hemos empleado la aplicación NedSVE/IBV para la valoración funcional de patologías del equilibrio que combina pruebas de posturografía estática con ejercicios de carácter dinámico como son el cálculo de los límites de estabilidad, el seguimiento del centro de presiones de dianas móviles y el análisis de la marcha.

1. Sistema de Posturografía

La posturografía está basada en la idea de que las oscilaciones del centro de gravedad del sujeto son reflejo de su comportamiento postural, pero dado que el centro de gravedad es un punto virtual, se han propuesto otras medidas que representan una buena estimación de la posición del centro de masas. Estas son:

- Las oscilaciones del centro de presiones en el suelo registradas mediante plataformas dinamométricas, sensibles a las fuerzas horizontales y verticales a las que son sometidas ¹¹. Este tipo de medida es la que hemos empleado en el presente estudio.
- Las oscilaciones de un localizador situado en una marca anatómica del tronco, mediante un sistema videográfico u optoelectrónico de análisis del movimiento ³.

El empleo de plataformas dinamométricas representa un método útil y preciso para determinar y cuantificar la estabilidad postural en sujetos con trastornos del equilibrio. De ella, se extraen múltiples parámetros biomecánicos que pueden compararse en exploraciones posteriores para conocer la evolución de la capacidad funcional de los pacientes. Sin embargo, este instrumento todavía tiene una serie de problemas que limitan su uso e interpretación como son: la gran variabilidad interindividual existente en la población normal ²⁷, la no estandarización del material y el método en la realización de las pruebas, la limitada reproductibilidad ⁶⁹, la existencia de fenómenos de aprendizaje y de fatiga del sujeto, la diferente comprensión de las normas para realizar la exploración, la motivación, la atención del paciente que es necesaria para la integración sensorial ¹⁸⁴, así como la ansiedad del sujeto cuando debe permanecer quieto o realizar actividades posturales ^{39, 137}.

La técnica para realizar las mediciones con el posturografo ha ido perfeccionándose con el paso de los años hasta conseguir unos registros que traducen mejor la estabilidad real del enfermo. Algunos de los aspectos metodológicos que más se han modificado en la literatura son:

El *tiempo de exploración*: éste debe ser lo suficientemente largo para eliminar una primera parte distorsionada por fenómenos transitorios pero sin llegar a producir fatiga ni aprendizaje ^{42, 188}. Se han empleado diferentes tiempos en cada registro posturográfico. Así, Nashner ¹⁴⁶ empleaba 20 segundos en su sistema de posturografía dinámica, Asai ⁸ y Shumway-Cook ¹⁹⁹; 30 segundos, Ojala y cols ¹⁶⁶ recomendaron un tiempo superior a 30 segundos para distinguir los sujetos sanos de los enfermos, pues durante los primeros segundos podrían “retener” sus aferencias sensoriales posturales, Norré ¹⁵³ y Freitas ⁶⁵ emplearon 60 segundos. Carpenter y cols ⁴⁰ subdividieron el tiempo de exploración mediante posturografía en 15, 30, 60 y 120 segundos, observando que la fiabilidad de los parámetros estudiados mejoraba a medida que aumenta la duración de la prueba. En nuestro trabajo se

hicieron registros de 30 segundos, tiempo considerado suficiente para que no influyeran las posibles referencias visuales retenidas ni la fatiga del propio paciente ¹⁷¹.

En cuanto al número de intentos para realizar las diferentes pruebas, no existen estándares universalmente aceptados. Doyle ⁵⁶ sugiere que se requieren al menos 5 ensayos, Santos ¹⁹⁴ propone un mínimo de 7 mediciones para lograr una fiabilidad aceptable. En este estudio, en el apartado de análisis sensorial, realizábamos 3 registros en cada prueba para después hallar la mediana como valor de tendencia central. Esto nos ha permitido trabajar con una muestra pequeña de medidas con resultados extremos en algunos sujetos explorados.

La frecuencia de muestreo o número de posiciones registradas en cada segundo debería ser tal que informara lo más fielmente posible del comportamiento del centro de presiones durante la medición. Es obvio, que cuanto mayor sea el número de muestras registradas, mejor conoceremos el movimiento del centro de presiones. La frecuencia de muestreo empleada por los diferentes autores también ha sido muy variada: 5 Hz por Gagey ⁶⁸, 10 Hz por Kantner ¹⁰⁰, 33 Hz por Enbom ⁶⁰ y 150 Hz por Katsarkas ¹⁰³. En este trabajo se empleó una frecuencia de 40 Hz, que durante los 30 segundos que dura cada registro, permitía recoger un total de 1200 posiciones del centro de presiones, siendo considerada suficiente para conocer el control postural del sujeto estudiado.

La colocación de los pies durante el estudio tiene gran importancia pues, cuanto más separados estén, mayor será la base de sustentación y mejor será el control postural. La posición de Romberg estándar con los pies paralelos y juntos es la más inestable, por lo que diferentes investigadores han propuesto ciertas correcciones en la disposición de éstos con la intención de lograr una mayor estabilidad y por tanto, una prueba más adaptada a la mayoría de los pacientes. Kapteyn y cols ¹⁰¹, en aras de estandarizar las medidas y la presentación de los resultados de la posturografía, sugirieron que los pies debían estar descalzos para evitar la influencia de diferentes tipos de calzado. Además, los talones tenían que estar juntos con las puntas de los pies divergentes en un ángulo de 30°. Uimonen ²¹⁸ estudió diferentes posiciones concluyendo que el ángulo de divergencia de las puntas no es crucial, siempre que tengan los talones juntos. Goldie ⁷⁶ estudió un total de 14 posiciones de los pies observando poca validez para las medidas de cada pie. En este trabajo se siguieron las recomendaciones de Kaptein ¹⁰¹.

La posición de la cabeza es otro factor que se ha tenido muy en cuenta durante la realización de la posturografía. Una orientación distinta de la normal (posición media de flexoextensión para mantener la lordosis cervical fisiológica, sin rotación ni inclinación cervical) podría alterar los resultados de la exploración.

Jackson y cols ⁹¹ comprobaron que la hiperextensión de la cabeza aumentaba la inestabilidad en los sujetos normales. Barín et al ¹³ observaron los mismos resultados en pacientes con patología vestibular unilateral. Según estos autores, la extensión del raquis cervical causa una alteración del sistema visual y vestibular y un incremento en la dependencia en el sistema propioceptivo. Entre las posibles hipótesis que expliquen este

patrón de comportamiento se incluyen; modificaciones en el sistema propioceptivo nocal en respuesta a la extensión del cuello ⁹¹ y una disminución de la sensibilidad de los receptores del utrículo a los estímulos visuales ⁹¹.

Fox y Paige ⁶⁴ comprobaron que la rotación hacia la derecha y hacia la izquierda de la cabeza en el plano horizontal, no afectó la estabilidad postural de los sujetos normales, pero sí la estabilidad en el plano anteroposterior en enfermos con patología vestibular unilateral. Igualmente, la inclinación de la cabeza a cada lado en el plano frontal produjo una inestabilidad significativa en las condiciones sensoriales 5 y 6 de la posturografía dinámica en pacientes con vestibulopatía unilateral ¹³. Buckley ³⁷ señaló que el aumento de la inestabilidad postural en bipedestación con la cabeza inclinada podría deberse en parte a perturbaciones mecánicas más que a una alteración vestibular aislada.

En este trabajo hemos utilizado dos orientaciones diferentes de la cabeza; una en posición neutra (lordosis fisiológica) sin rotación ni inclinación, haciendo mirar al sujeto una superficie oscura situada a la altura de los ojos, ocupando todo su espacio visual y a una distancia de 2,5 m y otra con inclinación lateral a cada lado (descrita en Material y Método), para determinar si estos cambios con respecto a la primera posición pueden mejorar el rendimiento de la prueba.

Para conocer la contribución de cada sistema sensorial en el mantenimiento del equilibrio, se ha propuesto dificultar la bipedestación alterando selectivamente la información visual y/o propioceptiva ^{161, 52, 135, 148}. Los procedimientos empleados para reducir las entradas sensoriales en la posturografía han sido muy variados.

La distorsión de la información propioceptiva se ha realizado de las siguientes maneras:

Black y Nashner ²¹ diseñaron el Test de Organización Sensorial de la posturografía dinámica, en el que se altera la información propioceptiva mediante el balanceo de la plataforma de forma proporcional a las oscilaciones del propio sujeto (oscilación referenciada), con lo que éste no tiene información exacta de los propioceptores del tobillo.

Strupp y cols ²¹¹ utilizaron la vibración de la musculatura cervical para estudiar la importancia de la información somatosensorial como mecanismo de compensación central en pacientes con déficit vestibular unilateral.

El-Kahky y cols ⁵⁸ emplearon otros procedimientos de distorsión propioceptiva como la vibración del tendón de Aquiles y el enfriamiento de las plantas de los pies.

Shumway-Cook y Horak ¹⁹⁹ y Allum ³ utilizaron un colchón de gomaespuma ("foam") para alterar las aferencias propioceptivas. Girardi y cols ⁷⁴ recurrieron también a esta forma de distorsión ya que puede simular mejor las condiciones somatosensoriales que pueden encontrarse los pacientes en la vida diaria (alfombras, césped, terreno con grava, ciertos calzados, etc.).

En nuestro trabajo, la distorsión sensorial propioceptiva proveniente de los miembros inferiores especialmente de los pies y los tobillos, se realizó mediante un colchón de gomaespuma.

Las características de la gomaespuma empleada son importantes, especialmente, el grosor y la densidad del material. Allum y cols³ utilizaron un colchón de gomaespuma de 10 cm de grosor y 25 Kg/m³ de densidad para sus estudios de marcha. En este trabajo se utilizó uno de 9 cm de grosor y 56,7 Kg/m³ de densidad.

Para anular o distorsionar la información visual:

Black y Nashner incluyeron en su sistema de posturografía dinámica un entorno visual móvil rodeando al sujeto, el cual se mueve al mismo tiempo que las oscilaciones de éste. Lo llamaron “visión referenciada”²⁶.

Norré¹⁶¹ y El-Kahky⁵⁸ hacían cerrar los ojos para anular la información visual observando que si ésta se eliminaba por completo, se producía un mayor impacto en el control postural que cuando el sujeto disponía de “la visión referenciada” propuesta por Black y Nashner.

Shumway-Cook y Horak¹⁹⁹ propusieron una cúpula de papel translucido con unas franjas horizontales sujeta a la cabeza del paciente con la intención de crear un entorno visual conflictivo.

A parte de las mencionadas, las técnicas de conflicto visual también se han desarrollado mediante:

- El uso de estímulos optokinéticos en forma de habitaciones³⁵, discos, planetarios, tambores rotatorios y gafas conectadas a una cámara de vídeo¹⁷³.
- Movimientos ilusorios de flujo simulando un túnel, contracciones y expansiones sinusoidales del campo visual y traslaciones verticales del entorno como si se tratara de un tablero de damas¹⁸³.
- Proyección de un vídeo de realidad virtual 3D que reproduce una habitación que se inclina en el plano sagital. El paciente ha de tratar de mantener su posición en el centro de la escena¹³¹.

En nuestro trabajo, la información visual fue eliminada mediante la utilización de un antifaz en las condiciones de ROC y RGC. En las pruebas RAV y RGV, se utilizaron unas gafas de realidad virtual con la proyección de un vídeo que alteraba la percepción visual del espacio¹⁷.

Por último, en cuanto al número de pruebas realizadas, Norré¹⁶¹ y Allum³ llevaron a cabo cuatro pruebas en las que alteraban secuencialmente las informaciones visual y propioceptiva. En este trabajo se siguió un método similar, añadiendo las dos pruebas de conflicto visual simulado.

La posturografía permite el estudio y la comparación de ciertos parámetros biomecánicos. Los que más se han mencionado en la bibliografía son los siguientes:

- La *superficie de oscilación o área barrida* por el centro de presiones durante el tiempo de la exploración. Estudiado inicialmente por Black y Wall ²⁴, Norré ^{154, 159} y en la actualidad por la mayoría de los autores.
- La *velocidad de desplazamiento* del centro de presiones. Este parámetro fue utilizado por Black y Wall ²⁴, Norré ¹⁶¹ y otros ^{1, 71, 31}.
- Las *amplitudes mediolateral y anteroposterior máximas del desplazamiento del centro de presiones*, utilizadas por De Wit ⁴⁹, Ring ¹⁸⁵, Uimonen ²¹⁷ y Alexander ².

Existen otros parámetros menos empleados, que son variantes de los anteriormente mencionados. Algunos de ellos son:

- La *distancia recorrida por el centro de presiones*. Fue estudiada por Norré ¹⁵⁵ y otros investigadores ^{45, 100, 185}. Esta distancia es proporcional a la velocidad de desplazamiento del centro de presiones cuando no se modifica el tiempo de registro ¹⁰ y a la energía consumida por el sujeto para mantener el equilibrio (puesto que energía es el producto de la fuerza por la distancia recorrida). En el presente estudio se prefirió estudiar la velocidad media de desplazamiento porque es un parámetro más difundido y equivalente a la distancia recorrida por el centro de presiones.
- La *posición media del centro de presiones* fue estudiada por Kapteyn ¹⁰¹, Boniver ³¹ y Kantner ¹⁰⁰ e informa de la tendencia del desplazamiento del sujeto pero no de la magnitud de las oscilaciones.

2. Aspectos epidemiológicos generales

2.1. SEXO

Según estudios con casuísticas muy amplias, los trastornos del equilibrio son más comunes en mujeres que en hombres ¹¹⁹ y esas diferencias aumentan en edades más avanzadas ⁹⁶. En dos patologías clásicas vestibulares como son la enfermedad de Ménière ¹⁹⁸ y el VPPB ²⁰², la frecuencia es mayor en el género femenino.

De todas formas, aunque la prevalencia es mayor en las mujeres ¹⁵¹, en un estudio epidemiológico en 2169 pacientes con vértigo de origen central, vestibular y desconocido, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos sexos ²²⁷.

En nuestra muestra se observó un mayor número de mujeres en relación a los hombres en el grupo de patológicos (16 mujeres y 14 hombres).

2.2. EDAD

La prevalencia y la recurrencia del vértigo se incrementan significativamente con la edad ¹¹³. Además, el envejecimiento se asocia a cambios progresivos cuantitativos en el control postural que son independientes de la presencia de enfermedades ³⁸.

Nuestro estudio está focalizado en pacientes en edad laboral o económicamente activa, que según la legislación de cada país, es la necesaria para incorporarse al mercado de trabajo ¹⁶⁷. La edad mínima de los sujetos estudiados fue de 15 años, siguiendo las recomendaciones de la *Organización Internacional del Trabajo* ¹⁶⁷ y la máxima fue de 65 años, constituyendo estos, un criterio de inclusión acorde a los objetivos establecidos.

En nuestro estudio, el 70% de los pacientes (21 casos) se encontraban en activo. Del resto, 8 recibían algún tipo de incentivo por su discapacidad y 1 caso no recibía ninguna retribución al ser autónomo.

La edad media y las características antropométricas estudiadas (peso, talla e índice de masa corporal) fueron muy similares en los dos grupos (sanos y patológicos).

2.3. VESTÍBULOPATÍAS

Norré estudió 3 grupos clásicos de patologías vestibulares: 1) pacientes con VPPB, 2) con ataques espontáneos de vértigo que incluía tanto enfermos de Ménière como vértigos recidivantes sin cortejo auditivo clasificados como véstibulopatía recurrente y por último, 3) pacientes con una pérdida unilateral súbita, tipo neuronitis vestibular ^{162, 161}. Al igual que Norré, nuestro estudio incluye pacientes con vestibulopatías aunque con una distribución por patologías más heterogénea y de menor tamaño dentro de cada grupo. Por este motivo y para no perder información de la muestra de enfermos, no se han realizado análisis por subgrupos diagnósticos.

Desde el punto de vista epidemiológico, el vértigo más frecuente es el VPPB, con una prevalencia del 2.4% ²⁰, aunque es la enfermedad de Ménière la que más ingresos requiere ¹⁶⁵. En nuestro estudio, las entidades más frecuentes fueron la enfermedad de Ménière (15 casos) y las crisis vestibulares de repetición, sin criterios de enfermedad de Ménière (7 casos). También se recogieron cuadros de neuronitis vestibular (3 casos), crisis única de vértigo con hipoacusia neurosensorial (2 casos), vestibulopatía por ototoxicidad (1 caso), secundaria a laberintectomía (1 caso) y a una dehiscencia del CSL (1 caso). No hemos incluido a enfermos con VPPB al tratarse de una enfermedad con un periodo de remisión o asintomático muy variable, en ocasiones prolongado, donde además, la respuesta al tratamiento es efectivo entre el 68% y 98% de los pacientes ^{118, 19, 163, 208}.

En relación al tiempo transcurrido entre la última crisis hasta el momento de realizar la exploración mediante posturografía en los pacientes con enfermedad de Ménière, se aconseja que éstos se encuentran en una situación clínica no tan aguda, pero tampoco

inactiva, que son aquellos que han padecido una crisis de vértigo no antes de 8 días y no después de 60 días^{55, 205}.

En este trabajo han participado tanto pacientes con crisis de vértigo como con síntomas de mareo o inestabilidad. Al tratarse de casos con un diagnóstico y una clínica tan heterogénea no hemos podido determinar el tiempo transcurrido desde la última crisis hasta el momento de realizar el estudio ya que no todos los enfermos cumplían el mismo patrón. También hubiera sido deseable establecer el estado de compensación de los pacientes pero no se han realizado las exploraciones necesarias para este fin. En cualquier caso, todos los sujetos de la muestra referían presentar vértigo, mareo o inestabilidad antes de las 6 semanas previas a la realización de la posturografía.

3. DHI

Todos los sujetos patológicos realizaron el Dizziness Handicap Inventory (DHI). El DHI, tal como se describió en la Introducción, es uno de los cuestionarios más empleados como medida para evaluar el impacto del vértigo en la vida cotidiana⁹⁴.

En nuestro estudio, el análisis de las respuestas al cuestionario nos informó que los sujetos patológicos se encontraban más limitados por su enfermedad en el aspecto físico, teniendo el 80% discapacidad en esta escala (24 casos con puntajes mayores de 9), seguida de la funcional en el 66% (20 casos con puntajes mayores de 12) y por último, la emocional en el 40% (12 casos con puntajes mayores de 12). Estos resultados son similares a los expuestos por el estudio de Ceballos et al⁴¹ y Vélez et al²¹⁹. La proporción de enfermos con un DHI > 50 fue del 46% (14 casos), lo que indica que prácticamente la mitad de la muestra, presentaba una discapacidad considerada *alta*.

El DHI se ha relacionado con ciertos hallazgos clínicos y físicos como son la frecuencia de aparición de los episodios de inestabilidad, la presencia de nistagmo espontáneo o el número de caídas^{223, 176, 92, 213, 93}. Tras haber relacionado varios factores con las puntuaciones de las escalas y el valor total del DHI, hemos observado que, la categoría emocional, la funcional y el DHI_t, se asocian de forma positiva y con significación estadística al IMC que presenta el sujeto.

4. Resultados de la posturografía estática

Ya hemos comentado en el punto 1 de la Discusión que los estudios que cuantifican el control postural mediante posturografía poseen metodologías diferentes en cuanto a la disposición de los pies, el tiempo de duración de las pruebas, el uso de gomaespumas de diferentes características, los parámetros biomecánicos estudiados, etc., que hacen muy complicada la comparación de los resultados numéricos.

Atendiendo a las características biográficas de los sujetos estudiados, la influencia del sexo sobre el control postural en bipedestación difiere según distintos investigadores. Numerosos estudios^{171, 45, 218, 27, 25, 203} no encontraron diferencias en los resultados posturográficos entre ambos sexos. Sin embargo, Overstall¹⁷² observó mayores oscilaciones en las mujeres, mientras que Ojala¹⁶⁶ detectó peor control postural en los hombres. Es más, las diferencias a favor de una mayor oscilación en el sexo masculino se hacían más patentes con el paso de los años¹⁰⁸.

Wolfson²²⁶ señaló que las mujeres tenían peor control postural cuando se alteraban simultáneamente las entradas visual y propioceptiva, atribuyéndolo a un origen biomecánico (menor fuerza de los dorsiflexores y amplitud del movimiento en el tobillo). Faraldo et al⁶², sin embargo, hallaron mejores resultados posturales en el género femenino en la situación de entorno visual móvil. Mathenson et al¹²⁷, en su trabajo, afirma que los varones ancianos presentan un peor control postural en las condiciones de conflicto visual y vestibular, sin encontrar una causa precisa que justifique este hecho.

El estudio descriptivo de nuestra serie no muestra una mayor oscilación con tendencia clara a uno u otro sexo. Sólo la condición de RGC, indica un mayor control postural a favor de la mujer en todos los parámetros analizados. En cuanto al estudio comparativo, las fuerzas máximas anteroposteriores fueron mayores en los varones de forma estadísticamente significativa. En el resto de variables no se observaron diferencias por lo que los resultados obtenidos concuerdan más con el grupo de autores que señalan que el sexo, a la luz de los hechos, no parece influir en las oscilaciones posturales en bipedestación.

Se sabe que la *estatura*, al igual que el peso y otras dimensiones corporales, pueden influir en los resultados de la posturografía. De todas formas, hasta el momento no se ha encontrado una asociación que nos obligue a corregir o a ajustar las medidas en función de estas variables interindividuales¹⁰¹. El estudio de correlación practicado en el grupo de patológicos, no detectó diferencias significativas en ningún parámetro ni condición en relación a la estatura de los sujetos.

En referencia al peso, hemos empleado el índice de masa corporal (IMC). Ortuño¹⁷¹ observó que el IMC tuvo correlación negativa entre esta variable y los resultados de la posturografía estática en la condición RGC. Esto significa que a medida que aumenta el IMC, el colchón distorsiona menos la información propioceptiva y por tanto, para que la alteración que ejerce se mantenga uniforme, se deben utilizar diferentes gomaespumas en función del IMC de los sujetos. En nuestro estudio comparativo, no hemos encontrado esta asociación pero si hemos observado una mayor fuerza máxima mediolateral cuanto más elevado es el IMC de forma estadísticamente significativa. Los mismos resultados se han hallado en las fuerzas máximas anteroposteriores en aquellas condiciones donde una de las referencias estaba preservada (ROC, RGA y RAV).

El efecto de la *edad* sobre la estabilidad postural está bien documentado. Numerosos estudios^{12, 2, 45} muestran mayores oscilaciones del centro de presiones en sujetos más

ancianos en comparación con los más jóvenes, especialmente cuando se alteran las entradas somatosensorial y visual (en las pruebas con gomaespuma y ojos cerrados) ²²². Colledge y cols ⁴⁵ en un estudio de posturografía estática con 74 sujetos sanos, observaron que el balanceo postural aumentaba linealmente con la edad, atribuyéndolo a un enlentecimiento de los procesos centrales de integración, aunque la contribución relativa de los diferentes sistemas sensoriales no se afectó en edades avanzadas, siendo similar en jóvenes y ancianos.

Baloh ¹² detectó que la velocidad de desplazamiento del centro de presiones se incrementaba en los sujetos ancianos respecto a los más jóvenes tanto en posturografía estática como dinámica. Ortuño y cols ¹⁷¹, en una muestra de sujetos enfermos con edades comprendidas entre los 65 a 80 años, observó una mayor oscilación mediolateral en relación a la edad en la condición de RGA.

En el presente estudio, hemos apreciado un mayor desplazamiento anteroposterior en relación a la edad y al igual que en el trabajo de Ortuño ¹⁷¹, las diferencias han sido significativas en la prueba donde se distorsiona la información propioceptiva.

En relación al estudio de la organización sensorial, Norré ¹⁶¹ señaló, como punto cardinal, que una estabilidad normal se consigue cuando disponemos de la información propioceptiva y visual, alterándose tan pronto alguna de estas referencias se distorsiona. Además, comprobó que la contribución de estos dos sistemas para mantener la postura era mayor en pacientes vestibulares que en los sujetos sanos ¹⁶².

En nuestro estudio observamos que tanto normales como patológicos tuvieron menor balanceo en la prueba ROA, algo mayor en la ROC, mayor todavía en la RGA y las mayores oscilaciones se registraron en la condición RGC. Este aumento de sus oscilaciones quedó reflejado en todos los parámetros de la posturografía estática con la excepción del ángulo de desplazamiento. El ángulo de desplazamiento es una medida que no parece tener relación con la complejidad de la prueba. Esto es debido a que no evalúa la mayor o menor oscilación sino la dirección del desplazamiento del centro de presiones.

En resumen, las medidas obtenidas expresan que el grado de dificultad fue progresivo, siendo la prueba más sencilla la ROA, en segundo lugar la ROC, en tercer lugar la RGA y la más difícil la RGC, corroborando lo afirmado por Norré ¹⁶¹.

Los resultados en la condición RAV y RGV han seguido un comportamiento similar al observado en las pruebas ROC y RGC. Es decir, las oscilaciones fueron mayores cuando los dos sistemas se encontraban distorsionados ya sea, en el caso del estímulo visual, con los ojos cerrados o con la proyección de un entorno visual irreal.

Bronstein y Guerraz, caracterizaron, por medio de la posturografía, a enfermos con síntomas de inestabilidad y/o vértigo ante ciertos entornos visuales (vértigo visual). En éstos, las oscilaciones en sentido mediolateral fueron mayores cuando eran sometidos a un estímulo optocinético en comparación a la situación con los ojos cerrados ^{77, 35}. En nuestro estudio, ningún parámetro (exceptuando el ángulo y la velocidad de desplazamiento en los

sujetos normales) mostró peores resultados en la condición RAV comparado con ROC y la prueba RGC fue más complicada que la RGV.

Por tanto, las pruebas que integran conflicto visual (RAV y RGV) no han contribuido a mejorar el estudio de la aportación del sistema visual en el mantenimiento del equilibrio en nuestra muestra.

En nuestra muestra, los sujetos normales tuvieron menores oscilaciones que los patológicos con resultados estadísticamente significativos. Esto quedó de manifiesto en todos los parámetros de la posturografía estática y en las diferentes condiciones, excepto el ángulo de desplazamiento, el desplazamiento mediolateral en la prueba RAV y la fuerza máxima anteroposterior en la prueba RGV.

Ya hemos hablado que el ángulo de desplazamiento no parece influir sobre el control postural. Se necesitarán más estudios para determinar la contribución de éste en la valoración funcional del paciente inestable.

A diferencia de lo observado por Ortuño¹⁷¹, la velocidad de desplazamiento tuvo un comportamiento similar al resto de parámetros, informando correctamente de las oscilaciones del sujeto explorado^{182, 161, 24}.

El escaso valor de la posturografía tanto estática como dinámica para tipificar las diferentes enfermedades vestibulares, ha quedado patente en numerosos estudios de impacto^{61, 66, 162, 23, 22}. Lacour y cols¹¹⁰ señalaron que el papel que desempeñan las entradas sensoriales en el mantenimiento de la postura varía considerablemente entre un sujeto y otro. Esto puede deberse a alteraciones en la función vestibular propios de la patología específica, pero también a diferencias en el aprendizaje motor en relación a los requerimientos de la vida diaria. Este aspecto limita la discriminación entre sujetos sanos y con patología vestibular y también la localización de los déficits en los tres subsistemas sensoriales.

Dimitri⁵³ no encontró diferencias en los resultados posturográficos que permitieran distinguir los pacientes con migraña vestibular de los afectos de enfermedad de Ménière. Norré¹⁶⁰, al no encontrar modelos o resultados posturográficos típicos en pacientes con VPPB, concluyó que el tipo de enfermedad vestibular no puede ser diagnosticada mediante la posturografía. También detectó que el 25% de los sujetos con enfermedad de Parkinson tuvieron resultados normales en esta prueba¹⁶¹. Morrison¹³⁹ no encontró diferencias significativas entre sujetos normales y enfermos de Ménière. Además, se ha señalado que la sensibilidad del test de organización sensorial de la posturografía dinámica en sujetos con trastornos vestibulares periféricos fue solo del 40%⁵¹. Es más, la sensibilidad de la prueba parece ser mayor en aquellos enfermos con alteraciones del SNC comparados con los que presentan una vestibulopatía periférica^{105, 220}. Otros autores no obtienen estos resultados^{81, 209}.

Ortuño ¹⁷¹, no pudo distinguir los diferentes grupos diagnósticos y concluye, al igual que el resto de autores citados, que el valor diagnóstico de la prueba es muy limitado. Por este motivo y por el escaso tamaño muestral no hemos realizado un análisis por subgrupos de las diferentes entidades diagnósticas.

En cuanto al DHI, los estudios que hasta ahora relacionan la posturografía dinámica con este cuestionario aportan conclusiones discordantes.

El test de organización sensorial de la PDC es un método adecuado para evaluar la influencia de los sistemas que intervienen en la estabilidad postural. Es de esperar que las medidas desfavorables en la posturografía estén relacionadas con puntuaciones altas en el DHI (mayor discapacidad). De acuerdo a esta hipótesis, Jacobson ⁹³ encontró una correlación positiva entre el DHI total y los resultados de la PDC en las pruebas donde se distorsionaban alguno de los sistemas de información del equilibrio (condiciones 2 a 6). Otros como Gill-Body ⁷³ y Robertson ¹⁸⁶ no encontraron esta asociación.

El DHI cuestiona sobre aspectos de la vida ordinaria, como son; levantarse, acostarse, leer, hacer tareas domésticas ... sin embargo, mantenerse erguido sobre una plataforma bajo diferentes condiciones de alteración del entorno no son actividades comunes en la vida real. Esto explica que sean compatibles resultados desfavorables en la posturografía y puntuaciones bajas en el DHI (menor discapacidad). Por el contrario, un control postural aceptable en la posturografía asociado a un DHI elevado es reflejo de la variabilidad interpersonal en relación a los diferentes mecanismos de compensación del reflejo vestibuloespinal ¹²⁹.

En el estudio comparativo de los resultados de la posturografía estática y el DHI hemos observado que la escala que menos se correlaciona es la emocional. Si se realizara de nuevo el cuestionario en un tiempo suficiente para desarrollar adecuadas estrategias de compensación, es posible que la puntuación de esta escala tuviera una mayor relación con el CP logrado por el sujeto. Por el contrario, las puntuaciones obtenidas en la escala funcional y física del test se asociaron a mayores registros en la velocidad, desplazamiento anteroposterior y fuerzas máximas de forma estadísticamente significativa. No así el ángulo de desplazamiento, debido probablemente a que es una variable que evalúa la tendencia a desplazarse lateralmente y por tanto, sería más útil en el estudio de una vestibulopatía en la que la lesión fuera homolateral en todos los sujetos de la muestra. En nuestro caso, hay pacientes con afectación derecha e izquierda que no hacen posible extraer conclusiones correctas desde el punto de vista metodológico.

El área de barrido tampoco se ha relacionado de forma significativa con el DHI ya que este parámetro, con el fin de simplificar su cálculo, se realiza ajustando el desplazamiento del centro de presiones del sujeto a una figura geométrica, en este caso a un cuadrado. Es posible que esta medida no sea adecuada para estudiar las oscilaciones y por tanto no tenga relación con la discapacidad percibida por un sujeto para mantener el equilibrio.

Los pacientes con déficit vestibular unilateral parecen presentar mayor dificultad en mantener la postura en el plano frontal (desplazamientos mediolaterales) en comparación con el plano sagital (desplazamientos anteroposteriores)¹²⁸. Por tanto es posible que los ejercicios realizados en el plano frontal (mediolateral) se ajusten mejor a los resultados del DHI¹²⁹. En este trabajo no hemos observado esta tendencia.

No hemos obtenido relación en el grupo de más dificultad (RGC). Esta prueba resulta excesivamente complicada en determinados enfermos dando lugar a artefactos en el establograma por lo que resulta difícil correlacionar las medidas obtenidas en cada uno de los parámetros y el DHI.

Las relaciones entre los test de valoración funcional del equilibrio y la discapacidad percibida por el paciente son complejas y en definitiva, parecen estar influenciadas por otros muchos factores de tipo social, profesional, técnico, psicológico, afectivo y también, cognitivo.

El interés por las diferentes posiciones cervicales y su repercusión en el control postural está creciendo.

Ya hemos dicho anteriormente que la hiperextensión cervical dificulta mantener la postura y por tanto, aumenta la inestabilidad³³. Estos resultados se han comprobado en sujetos sanos⁹¹, pacientes con lesión vestibular unilateral compensada¹³ y enfermos con desequilibrio tras un traumatismo cervical¹⁰⁷ mediante posturografía dinámica.

Otras posiciones como la flexión cervical (hacia delante), no parecen diferir mucho de la posición neutra^{13, 91, 33}. Los estudios de Barin¹³ arrojan resultados a favor de inclinar 45° la cabeza hacia la derecha e izquierda en el plano frontal durante el test de organización sensorial (SOT) con el fin de aumentar la sensibilidad de la prueba. Naveen¹⁴⁹, por el contrario, observó una pobre sensibilidad y una buena especificidad al comparar el SOT con inclinación del cuello y con la posición neutra. En nuestro estudio mediante posturografía estática, no hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas entre realizar la prueba sin inclinación o con inclinación lateral a ambos lados en ninguna de las condiciones.

En el trabajo de Barin¹³, los pacientes con vestibulopatía unilateral presentaron mayor inestabilidad al inclinar la cabeza hacia el lado contralateral a la lesión en las condiciones 5 (ojos cerrados y plataforma de soporte móvil) y 6 (ojos abiertos, entorno visual móvil y plataforma de soporte móvil). Fox and Paige⁶⁴ observaron conclusiones parecidas con la rotación cervical en el plano horizontal. En nuestro estudio, los pacientes con vestibulopatía derecha mostraron diferencias estadísticamente significativas en todos los parámetros de la posturografía estática (con la excepción del ángulo de desplazamiento) dependiendo del lado de la inclinación. Lo mismo sucedió en los pacientes con vestibulopatía izquierda. Sin embargo, debido a que las variables son cuantitativas continuas con una gran dispersión (variabilidad entre los individuos), no hemos podido determinar un patrón entre el lado lesionado y los resultados posturográficos según el lado de la inclinación.

5. Resultados de la prueba de los límites de estabilidad (LE)

Los estudios del control postural mediante plataformas dinamométricas se han centrado en las pruebas de la posturografía estática o en el test de organización sensorial de la PDC. Sin embargo, no existen tantos trabajos que investiguen sobre los LE y su interés en la valoración funcional del paciente inestable. Lo mismo sucede con el control rítmico y direccional del movimiento que veremos más adelante.

Los LE son el ángulo máximo medido desde la vertical al que un individuo puede inclinarse sin modificar su base de sustentación ¹⁴⁷. Se estima que es de 12,5° en sentido anteroposterior (8,25° anterior y 4,25° posterior) y 16° en sentido mediolateral ¹²⁶. También podrían definirse como la frontera de un área del espacio en la que se puede mantener la posición corporal sin modificar la posición de los pies ¹⁶⁹.

Los LE pueden afectarse por diferentes motivos: los resultados son peores en los pacientes con prótesis total de cadera ¹⁴⁵ y los enfermos de Parkinson en fase off ¹⁴⁴, también cuando el sujeto soporta una carga en la parte alta del cuerpo ⁸⁴. Por el contrario, el aumento en la fuerza del cuádriceps ¹⁹⁰, un programa de entrenamiento del equilibrio en pacientes con enfermedad de Parkinson ²¹⁴ y la práctica intensiva de Tai Chi, están relacionados con una mejoría en sus valores ²¹⁵.

Los sujetos normales y patológicos estudiados, obtuvieron puntuaciones similares en la prueba de los LE. La comparación entre ambos grupos no halló diferencias estadísticamente significativas. Estos resultados coinciden con los observados por Ortuño ¹⁶⁹.

Musselman y cols ¹⁴³ no observaron diferencias en la prueba de los límites de estabilidad entre hombres y mujeres cuando se normalizaron por altura, nivel de actividad o equilibrio. En el presente trabajo, el tamaño y la distancia de las dianas que representan los LE estaban ajustadas a la edad y estatura del sujeto, según la base de datos de normalidad del Instituto de Biomecánica de Valencia. No se detectaron diferencias con significación estadística entre hombres y mujeres. Estos resultados coinciden con los observados por Ortuño ¹⁷¹.

El estudio comparativo de nuestros resultados tampoco encuentra diferencias entre cada uno los límites y el DHI, por lo que es posible que la percepción subjetiva de discapacidad no influya en la variación de los LE.

6. Resultados de la prueba de control rítmico y direccional

Al igual que los límites de estabilidad, la prueba de control rítmico y direccional (CRD) informa de la capacidad de un sujeto para realizar movimientos de forma segura. La revisión bibliográfica realizada para el presente estudio no encontró artículos de interés relativos a

esta prueba de medida en pacientes con enfermedades vestibulares con los que comparar nuestros resultados.

El estudio descriptivo de la muestra señaló que el grupo de patológicos obtuvo resultados más desfavorables que el de sujetos normales y las diferencias fueron significativas en tres de los cuatro parámetros estudiados: 1) habilidad anteroposterior, 2) habilidad mediolateral y 3) control y eficacia anteroposterior. Estos resultados difieren de los observados por Ortuño¹⁶⁹ que no halló diferencias entre los distintos grupos estudiados.

A la luz de los hallazgos, los trastornos vestibulares podrían ser capaces de alterar de forma significativa el control del movimiento rítmico voluntario en bipedestación. Sin embargo, al tratarse de una muestra heterogénea y pequeña en comparación con el grupo control no podemos extraer conclusiones extrapolables a la patología vestibular en su conjunto. Serían necesarios estudios con una mayor casuística en relación a determinar la utilidad de la prueba de control rítmico y direccional para discriminar a los enfermos vestibulares de los sujetos sanos.

Dado que las dianas de esta prueba se desplazan hasta una distancia calculada en función de los LE del sujeto y éstos, como se ha dicho anteriormente, estaban ajustados por la edad y estatura, no se han hallado diferencias con significación estadística entre los parámetros de ésta prueba y las variables edad y estatura de los pacientes.

En cuanto al sexo, los resultados descriptivos fueron más favorables en hombres que en mujeres. En cualquier caso, solo las diferencias encontradas en la habilidad anteroposterior fueron significativas. Ninguna de las escalas del DHI ni su total se relacionaron con los parámetros de la prueba de CRD en los sujetos patológicos.

7. Resultados de la prueba de la marcha

La marcha se puede definir como la forma de desplazamiento en posición bípeda propia del ser humano en la que se suceden apoyos bipodales y monopodales⁴⁴. Para conseguir una locomoción eficiente, se precisa la cooperación de los sistemas vestibular, visual y somatosensorial, junto con una red de control neural. Una lesión en cualquiera de estas estructuras puede originar alteraciones en la marcha^{90, 89, 88}.

Los pacientes con patología vestibular tienen una sintomatología muy variada, en la que también se incluyen alteraciones en la deambulación¹²². En los últimos años se han realizado numerosos estudios de la marcha empleando plataformas dinamométricas^{2, 95, 97, 136}, sin embargo, la heterogeneidad de los parámetros registrados ha enmascarado la causa de su alteración, por lo que su estudio en seguimientos clínicos ha sido escaso¹⁰⁶. En este trabajo se analizaron los aspectos cinemáticos y cinéticos de la marcha.

Los parámetros cinemáticos más utilizados son; la velocidad, la longitud del paso, la cadencia y la contribución, en porcentaje, de las fases de apoyo monopodal, bipodal y de balanceo en el ciclo de la marcha ^{109, 121, 123, 57, 224}.

En cuanto a los aspectos cinéticos, ha sido necesario seleccionar ciertos cálculos para que el análisis estadístico sea más fácilmente abordable.

Basándonos en los trabajos de Sánchez Lacuesta ¹⁹², Lafuente ¹¹¹ y Ortuño ¹⁷¹ se han recogido dos parámetros cinemáticos (velocidad de marcha y tiempo de apoyo) y cuatro cinéticos (fuerzas de frenado anteroposterior, fuerzas de propulsión anteroposterior, fuerzas de despegue vertical y fuerzas de oscilación). Se utilizó el sistema de posturografía NedSVE/IBV que dispone de una única plataforma dinamométrica insertada en el pasillo de marcha, cuya aplicación informática permite el estudio de la velocidad y el tiempo de apoyo.

Veamos cada una de estas variables por separado.

7.1. PARÁMETROS CINEMÁTICOS

7.1.1. Velocidad de la marcha

La velocidad espontánea durante la deambulación varía en función del sexo ⁶³, la edad ³⁶, el peso ⁸², la longitud de los miembros inferiores ¹⁸⁰, la madurez del sistema musculoesquelético ¹⁸, la condición física, etc.

Como parámetro de medida, la velocidad de la marcha es un factor predictivo de deterioro funcional, atención sanitaria domiciliaria y de mortalidad ^{206, 72, 79}. En concreto, cada descenso de 0,1 m/s en la velocidad, se asocia a una reducción del 10% en la capacidad de realizar actividades básicas de la vida diaria ⁹⁹.

La velocidad de la marcha se ha medido de diferentes formas según los trabajos (ej, metros por segundo, pies por segundo, centímetros por segundo o la distancia que los participantes pueden realizar en un tiempo predeterminado). Nosotros hemos empleado las unidades metro por segundo (m/s). En cuanto al tipo de velocidad, podemos hablar de marcha habitual, que es aquella cuya velocidad resulta confortable para el sujeto (ej. velocidad libremente elegida, velocidad o paso normal) o bien, la velocidad máxima que es la máxima alcanzable o una marcha superior a la habitual ¹²⁹. Para el cálculo de este parámetro indicábamos al paciente que caminara a una velocidad libre. Tras varios pasos por el pasillo y ya estabilizada la marcha se registraba un valor único de la velocidad.

En este trabajo, la velocidad de la marcha de los sujetos normales fue inferior a la de otros estudios ³⁰. Esto puede ser debido a dos motivos: (1) la escasa longitud entre las fotocélulas, a diferencia del resto de publicaciones, donde la distancia a recorrer está entre los 3 y 30,5 m; y (2) al hecho de tener que pisar la plataforma para calcular el tiempo de

apoyo, lo que supone condicionar el paso haciendo que sea más seguro pero también más lento.

Los pacientes con enfermedades vestibulares prefieren una velocidad de marcha libre más lenta para facilitar su estabilidad biomecánica (aumento del tiempo del ciclo de la marcha, aumento del porcentaje de la fase de doble apoyo y disminución de la velocidad de desplazamiento del centro de gravedad hacia delante), a pesar de ser capaces de caminar más rápido, con velocidad y desplazamiento del centro de gravedad normales²¹⁶. Ortuño¹⁷¹ detectó que los sujetos normales caminan de forma más confortable y con mayor rapidez que los que padecen enfermedades vestibulares. Por el contrario, nosotros no hemos podido observar estas diferencias siendo la velocidad de ambos grupos muy similar.

La asociación entre el envejecimiento y la disminución de la velocidad de la marcha ha sido demostrada en múltiples estudios^{78, 48, 124, 36, 98, 47, 224}, en concreto, una persona de 60 años tarda 1,2 minutos más que una persona de 20 años en recorrer una distancia de 1 km¹⁹⁵. Los resultados de Ortuño¹⁷¹ apuntan en esta dirección pues detectó una correlación negativa significativa entre la edad y la velocidad de marcha, es decir, que a medida que aumentaba la edad, disminuía la velocidad. En nuestro estudio, la asociación entre ambas variables fue negativa pero su análisis no tuvo significación estadística. Pienso que esta correlación podría haber sido mayor si el rango de edades de los sujetos patológicos fuera más amplio.

Aunque los valores absolutos de velocidad son menores en las mujeres que en los hombres en todas las edades¹⁹¹, Musselman y cols¹⁴³ comprobaron que la velocidad de la marcha en ambos sexos era similar cuando se normalizaba según la estatura de los sujetos. Un razonamiento parecido lo observamos en el trabajo de Ortuño¹⁷¹ donde este parámetro fue mayor en los varones. Esto pudo ser debido a su mayor estatura respecto a las mujeres, pues también detectó una correlación positiva altamente significativa entre la talla y la velocidad de marcha. Nosotros hemos observado que las velocidades de los sujetos patológicos según el sexo fueron muy similares. Siguiendo esta misma línea argumental, los hombres de nuestra muestra presentaron una mayor talla que las mujeres, pero el hecho de tener también mayor peso que éstas ha podido condicionar no haber encontrado diferencias estadísticamente significativas en la velocidad de la marcha según el sexo.

Estudios previos llevados a cabo en poblaciones jóvenes, han demostrado que las personas obesas, tienen una velocidad de marcha más lenta, una longitud de paso más amplia y un mayor tiempo de apoyo en comparación con las personas con normopeso^{112, 130, 207, 82}.

En este estudio, la velocidad de los sujetos patológicos fue menor a medida que aumentaba el índice de masa corporal, sin embargo los resultados no tuvieron significación estadística. Al igual que sucedía con la edad, la correlación podría haber sido mayor si el rango de IMC fuera más amplio.

A pesar de que no hemos podido demostrar la influencia del sexo y el IMC en la velocidad de la marcha, probablemente debido al tamaño muestral, debemos decir que sería

aconsejable ajustar adecuadamente por la talla y el peso de los sujetos explorados si se quiere estudiar estadísticamente el efecto que tienen el sexo y el IMC sobre este parámetro cinemático.

Whitney et al ²²³ no encontró una asociación entre la velocidad de la marcha y los tres grupos de gravedad del DHI (leve; 0-30 puntos, moderado; 31 – 60 puntos y severo; 61-100). Sin embargo, en nuestra serie se demostró una correlación negativa con significación estadística entre esta variable y la puntuación obtenida en la escala funcional del test, esto indica que a mayor discapacidad funcional, la velocidad de la marcha disminuye.

Para andar por la calle, es necesaria una velocidad de al menos 0,5 m/s ¹⁸⁷. En este estudio, todos los pacientes tuvieron una velocidad superior a la indicada, demostrando que, en general, son sujetos que caminan a una velocidad adecuada para transitar por la ciudad.

Para caminar a lo largo de un cruce, se requiere una velocidad superior a 1,22 m/s ¹¹⁴. En nuestra muestra, solo uno caminó por encima de este valor. Ya hemos dicho anteriormente que el hecho de realizar la prueba en un pasillo de 1,5 m de distancia, la obligatoriedad de tener que pisar la plataforma y la percepción del sujeto de estar siendo evaluado han condicionado el paso haciendo que éste sea más lento.

7.1.2. Tiempos de apoyo

La fase de apoyo supone alrededor del 60% del tiempo total del ciclo de marcha mientras que, la fase de oscilación representa el 40% restante. La duración relativa del tiempo de apoyo depende en gran medida de la velocidad de la marcha pues disminuye a medida que esta última aumenta ¹⁹³.

Ishikawa y cols. ⁸⁸ utilizando un sistema de plantillas instrumentadas, señalaron que en pacientes con trastornos vestibulares, el tiempo entre una pisada y la siguiente (registrando el contacto con el talón) era la medida más sensible para detectar anomalías en la marcha y que el tiempo de oscilación del pie mientras el otro permanece apoyado (tiempo de apoyo) juega un papel fundamental en el mantenimiento del equilibrio durante la deambulación. El análisis comparativo del presente trabajo no mostró diferencias con significación estadística entre los dos grupos, por lo que el tiempo de apoyo no resultó útil para discriminar entre normales y patológicos.

Como se dijo anteriormente, los hombres caminan más rápido que las mujeres ¹⁹¹ pudiendo ser expresión de su mayor estatura. Ello les permite realizar una zancada más larga ¹⁷¹ y acortar el tiempo de apoyo de cada pie. Sin embargo, en nuestra muestra de sujetos patológicos, los varones tuvieron un tiempo de apoyo mayor que las mujeres de forma estadísticamente significativa. Veremos a continuación que el factor peso nos ayuda a explicar estos hallazgos.

Herfenroeder ⁸² demostró que la obesidad influía en el tiempo de apoyo de los pies durante la locomoción en niños y adolescentes. Los resultados en el grupo de patológicos son

similares (correlación positiva con significación estadística entre este parámetro y el IMC) por lo que parece que el sobrepeso y la obesidad pueden influir en el tiempo de apoyo con independencia de la edad de los sujetos. Dado que el IMC era superior en los hombres que en las mujeres, sería razonable pensar que es esta variable la que determina que el tiempo de apoyo sea también mayor en el sexo masculino.

La correlación entre el DHI y este parámetro fue positiva indicando que a mayor puntuación en el cuestionario (en todas sus escalas), el tiempo de apoyo aumentaba de forma significativa o lo que es lo mismo, los sujetos más discapacitados, ya sea emocional, funcional o físicamente, necesitan un mayor tiempo de apoyo para caminar.

7.1.3. Parámetros cinéticos

Existe una gran variabilidad en los parámetros cinéticos de la marcha que depende fundamentalmente de; la velocidad de desplazamiento del sujeto ^{54, 116, 117, 152}, la edad ⁵⁴, el sexo ²⁰¹, y el tipo de calzado. Por ello, no es aconsejable tomar sus valores absolutos, sino que deben normalizarse según las variables mencionadas.

Lefevre ¹¹⁶ utilizó una velocidad de marcha impuesta para anular la influencia de la misma en los parámetros cinéticos. Sin embargo, ya hemos comentado que en este trabajo los sujetos caminaron a una velocidad libremente elegida, que puede considerarse más fisiológica que una marcha a velocidad impuesta.

Sabemos que las lesiones vestibulares unilaterales producen la llamada ataxia vestibular con una lateralización de la marcha hacia el lado lesionado, esto sucede especialmente durante la marcha con ojos cerrados, consecuencia del desequilibrio funcional de los tractos vestibulo-espinales laterales ^{90, 86}. Sería aconsejable, en futuros estudios, incluir parámetros cinéticos mediolaterales que ayudaran a caracterizar mejor este fenómeno.

Aunque la marcha, se ve comprometida en los pacientes con vértigo, no existe una metodología standard ni unos marcadores claros para analizar funcionalmente los parámetros cinéticos durante la locomoción. Tucker ²¹⁶, observó un menor desplazamiento del centro de gravedad en sentido vertical en pacientes con lesión vestibular bilateral.

El estudio analítico de las fuerzas de propulsión, frenado, vertical máxima y oscilación, no encontró diferencias significativas entre normales y patológicos. Estos hallazgos coinciden con los observados por Ortuño ¹⁷¹.

Hemos encontrado una correlación positiva entre todos los parámetros cinéticos y la talla, el peso e IMC. En este sentido, las diferentes fuerzas fueron mayores en hombres que en mujeres debido a su mayor talla y peso de forma estadísticamente significativa. Por tanto, compartimos la idea de ajustar estas medidas en función del sexo pero principalmente por la talla y el peso de los sujetos explorados.

Finalmente, en este estudio hemos observado que la fuerza de oscilación presenta una correlación positiva con resultados significativos con el DHI emocional, funcional y total.

CONCLUSIONES

- Todos los parámetros biomecánicos de la posturografía estática fueron capaces de discriminar entre los sujetos normales y patológicos de nuestra muestra con la excepción del ángulo de desplazamiento, ya que este último no informa del balanceo sino de la dirección del centro de presiones.
- Las pruebas que integran conflicto visual (Romberg con Alteración Visual y Romberg con Gomaespuma y Alteración Visual) no han contribuido a mejorar el estudio de la aportación del sistema visual al mantenimiento del equilibrio en nuestra muestra.
- La inclinación cervical del sujeto explorado no parece influir en los resultados de la posturografía estática. Por otro lado, aunque hemos observado diferencias estadísticamente significativas entre el lado de la lesión vestibular y los resultados de la prueba según el lado de la inclinación, no hemos podido encontrar un patrón que nos ayude a conocer la asociación que existe entre ambas variables.
- La prueba de control rítmico y direccional ha resultado de utilidad para discriminar entre los sujetos normales y patológicos de nuestra muestra, por tanto, los trastornos vestibulares podrían ser capaces de alterar de forma significativa el control del movimiento rítmico voluntario en bipedestación.
- La prueba de los límites de estabilidad ha tenido escaso interés para la valoración funcional de los pacientes de nuestro estudio.
- Tras valorar nuestra muestra de sujetos patológicos mediante posturografía estática hemos observado que determinados parámetros biomecánicos como la velocidad, el desplazamiento anteroposterior y las fuerzas máximas resultan útiles para conocer el grado de discapacidad que percibe el sujeto de acuerdo a las puntuaciones obtenidas en el cuestionario DHI. Las pruebas de los límites de estabilidad y control rítmico-direccional no parecen tener interés para este fin.
- En el análisis de la marcha de los sujetos patológicos, hemos observado que aquellos que perciben mayor discapacidad (según los resultados del DHI) presentan una velocidad de marcha más lenta y necesitan un mayor tiempo de apoyo para caminar.

BIBLIOGRAFÍA

1. Adkin AL, Bloem BR, Allum JH. Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease. *Gait Posture* 2005 Nov;22(3):240-9.
2. Alexander N. Gait disorders in older adults. *J Am Geriatr Soc* 1996;44:434-51.
3. Allum JHJ, Adkin AL, Carpenter MG, Held-Ziolkowska M, Honegger F, Pierchala K. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait and Posture* 2001;14:227-37.
4. Allum JHJ, Ledin T. Recovery of vestibulo-ocular reflex-function in subjects with an acute peripheral vestibular loss. *J Vestib Res* 1999;9:135-44.
5. Alonso J. La medición del estado de salud. Metodología de la encuesta de salud. En: Martínez F, Antó JM, Castellanos PL, Gili M, Marset P, Navarro V, eds. *Salud Pública*. Madrid: McGraw-Hill Interamericana;1988. p. 341-61.
6. American Academy of Neurology: Assessment: Posturography. *Neurology* 43: 1261-1264, 1993.
7. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 1977;10(4):261-8.
8. Asai M, Watanabe Y, Ohashi N y Mizuhoski K. Evaluation of vestibular function by dynamic posturography and other equilibrium examinations. *Acta Otolaryngol Stockh Suppl* 1993;504:120-4.
9. Baloh R Honrubia V. *Clinical Neurophysiology of the Vestibular System*. Philadelphia: F.A.Davis;1990
10. Baloh RW, Corona S, Jacobson KM, Enrietto JA, Bell T. A prospective study of posturography in normal older people. *J Am Geriatr Soc* 1998 Apr;46(4):438-43.
11. Baloh RW, Furman JM. Modern vestibular function testing. *West J Med* 1989;150(1):59-67.
12. Baloh RW, Jacobson KM, Enrietto JA, Corona S, Honrubia V. Balance disorders in older persons: quantification with posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1998;119(1):89-92.
13. Barin K, Seitz CM, Welling DB. Effect of head orientation on the diagnostic sensitivity of posturography in patients with compensated unilateral lesions. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1992;106(4):355-62.

14. Baron JB. Presentation d'un appareil pour mettre en evidence les déplacements du centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. Applications pratiques. Arch Malad Profes 1964;25(1):41-9.
15. Barona de Guzmán R. Interés de la posturografía en el diagnóstico y tratamiento del vértigo y el desequilibrio en especialidades médico-quirúrgicas. Rev Biomec 2003 Feb:11-14.
16. Bartual J. Anatomía y fisiología del sistema vestibular periférico. En: Bartual J, Pérez N, ed. El sistema vestibular y sus alteraciones. 1ª ed. Barcelona: Biblio Stm;1998. p. 21-52.
17. Baydal JM, Castelli A, Garrido JD, Bermejo I, Vivas MJ, Guerrero MA, Such MJ, Peydró F. NedSVE/IBV v.5. Nuevo sistema de valoración del control postural en pacientes con conflicto visual. Revista de Biomecánica 2010 Jul;(54):61-4.
18. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. J Bone Joint Sur 1981;63A:1452-7.
19. Beynon GJ, Baguley DM, da Cruz MJ. Recurrence of symptoms following treatment of posterior semicircular canal benign positional paroxysmal vertigo with a particle repositioning manoeuvre. J Otolaryngol 2000; 29: 2-6.
20. Bhattacharyya N, Baugh RF, Orvidas L, Barrs D, Bronston LJ, Cass S, Chalian AA, Desmond AL, Earll JM, Fife TD, Fuller DC, Judge JO, Mann NR, Rosenfeld RM, Schuring LT, Steiner RW, Whitney SL, Haidari J; American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery Foundation. Clinical practice guideline: benign paroxysmal positional vertigo. Otolaryngol Head Neck Surg. 2008 Nov;139(5 Suppl 4):S47-81.
21. Black FO, Nashner LM. Postural control in four classes of vestibular abnormalities. In: Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Igarashi and Black, eds. New York: Karger Publications;1985. p. 271-81.
22. Black FO, Nashner LM. Postural disturbance in patients with benign paroxysmal positional nystagmus. Ann Otol Rhinol Laryngol 1984; 93:595-99.
23. Black FO, Nashner LM. Vestibulospinal control differs in patients with reduced vs distorted vestibular function. Acta Otolaryngol (Stockh) 1984;406:100-14.
24. Black FO, Shupert CL, Peterka RJ, Nashner LM. Effects of unilateral loss of vestibular function on the vestibulo-ocular reflex and postural control. Ann Otol Rhinol Laryngol 1989;98(11):884-9.
25. Black FO, Wall C 3rd, O'Leary DP. Computerized screening of the human vestibulospinal system. Ann Otol Rhinol Laryngol 1978;87:853-60.

26. Black FO, Wall C III y Nashner LM. Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient patients. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1983;95:199-210.
27. Black FO, Wall III C, Rockette HE, Kitch R. Normal subject postural sway during the Romberg test. *Am J Otolaryngol* 1982;3:309-18.
28. Black FO. Clinical status of computerized dynamic posturography in neurotology. *Curr Op Otolaryngol Head Neck Surg* 2001;9:314-8.
29. Bles W, De Jong JM, De Wit G. Somatosensory compensation for loss of labyrinthine function. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1984;97(3-4):213-21.
30. Bohannon RW, Williams Andrews A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 2011 Sep;97(3):182-9. Epub 2011 May 11.
31. Boniver R. Posture et posturographie. *Rev Med Liege* 1994;49(5): 285-90.
32. Botros G. The tonic oculomotor function of the cervical joint and muscle receptors. *Adv Otorhinolaryngol* 1979;25:214-20.
33. Brandt T, Krafczyk S, Malsbenden I. Postural imbalance with head extension: improvement by training as a model for ataxia therapy. *Ann N Y Acad Sci.* 1981;374:636-49.
34. Brodal A. *Neurological Anatomy in Relation to Clinical Medicine*. 3 ed. New York: Oxford Press;1981
35. Bronstein A. Visual vértigo síndrome: clinical and posturography findings. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Phychiatry* 1995;59:472-6.
36. Buchner DM, Cress ME, Esselman P, Margherita AJ, Detour BJ, Campbell AJ et al. Factors associated with changes in gait speed in older adults. *J Gerontol* 1996;51:M297-302.
37. Buckley JG, Anand V, Scally A, Elliott DB. Does head extension and flexion increase postural instability in elderly subjects when visual information is kept constant?. *Gait Posture* 2005 Jan; 21(1):59-64.
38. Camicioli R, Panzer VP, Kaye J. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. *Arch Neurol* 1997 Aug;54(8):976-81.
39. Carpenter MG, Frank JS, Adkin AL, Paton A, Allum JH. Influence of postural anxiety on postural reactions to multi-directional surface rotations. *J Neurophysiol* 2004 Dec;92(6):3255-66.
40. Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture* 2001;13(1):35-40.

41. Ceballos LR, Vargas AAM. Aplicación y utilidad del Dizziness Handicap Inventory en pacientes con vértigo del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital de Especialidades del Centro Médico Nacional SigloXXI. *An Med Asoc Med Hosp ABC* 2004;49:176–83.
42. Cevette MJ, Puetz B, Marion MS, Wertz ML, Muentner MD. Aphysiologic performance on dynamic posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995 Jun; 112 (6): 678 – 88.
43. Claussen CF, Claussen E. Objective and quantitative vestibular spinal testing by means of Computer-Video-Cranio-Corpo-Graphy. *Adv Otorhinolaryngol* 1988;42:43-9.
44. Collado Vázquez S. Análisis de la marcha con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. Tesis Doctoral. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense; 2002.
45. Colledge NR, Cantley P, Peaston I, Brash H, Lewis S, Wilson JA. Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography. *Gerontology* 1994;40:273-8.
46. Comisión de Otoneurología de la SEORL. Enfermedad de Ménière: criterios diagnósticos, criterios para establecer estadios y normas para la evaluación de tratamientos. Revisión bibliográfica y actualización. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2002;53:621-6.
47. Cress ME, Schechtman JB, Mulrow CE, Fiatarone MA, Gerety MB, Buchner DM. Relationship between physical performance and self-perceived physical function. *J Am Geriatr Soc* 1995;43:93-101.
48. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait and Posture* 1997;5:13-20.
49. De Wit G. The stabilometry as an auxiliary in investigations of patients with vestibular disturbances. *Agressol* 1973;14(D):27-31.
50. DeMyer W. Examen de la sensibilidad somática (con exclusión de la cara). En: DeMyer, eds. *Técnica del examen neurológico* 3ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1987. p. 373-408.
51. Di Fabio R. Meta-analysis of sensitivity and specificity of platform posturography. *Arch Otolaryngol Head-Neck Surg* 1996;122:150-6.
52. Dickins JR, Cyr DG, Graham SS, Winston ME, Sanford M. Clinical significance of type 5 patterns in platform posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1992;107:1-6.
53. Dimitri PS, Wall C 3rd, Oas JG, Rauch SD. Application of multivariate statistics to vestibular testing: discriminating between Meniere's disease and migraine associated dizziness. *J Vestib Res* 2001;11(1):53-6.

54. Diopp M, Rahmani A, Belli A, Gautheron V, Geysant A, Cottalorda J. Influence of speed variation and age on ground reaction forces and strike parameters of children's normal gait. *Int J Sports Med* 2005 Oct;26(8):682-7.
55. Doménech-Vadillo E, Montes-Jovellar L, Rey Martínez J y Pérez Dernández N. Los patrones normal y vestibular en la posturografía dinámica de pacientes con enfermedad de Menière. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2010;61(1):34-40.
56. Doyle RJ, Hsiao-Wecksler ET, Ragan BG, Rosengren KS. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait Posture* 2007;25(2):166-71 (En prensa).
57. Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol* 1991;238:1-5.
58. El-Kahky AM, Kingma H, Dolmans M, de Jong I. Balance control near the limit of stability in various sensory conditions in healthy subjects and patients suffering from vertigo or balance disorders: impact of sensory input on balance control. *Acta Otolaryngol* 2000; 120(4):508-16.
59. El-Kashlan HK, Shepard NT, Asher AM, Smith-Weelock M, Telian SA. Evaluation of clinical measures of equilibrium. *Laryngoscope* 1998;108(3):311-9.
60. Enbom H, Magnusson M, Pyykkö, Schalen L. Presentation of a posturographic test with loading of the proprioceptive system. *Acta Otolaryngol Stockh Suppl* 1988;455:58-61.
61. Evans MK, Krebs DE. Posturography does not test vestibulospinal function. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1999;120:164-73.
62. Faraldo A, Santos S, Labella T, Soto A. Influencia del sexo en el test de organización sensorial y los límites de estabilidad en sujetos sanos. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2011;62:333-8.
63. Finley F, Cody K. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970;51:423-6.
64. Fox CR, Paige GD. Effect of head orientation human postural stability following unilateral vestibular ablation. *J Vestib Res* 1991;1:153-60.
65. Freitas SM, Wieczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture* 2005; 22(4):322-30.
66. Furman JM. Role of posturography in the management of vestibular patients. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;112:8-15.
67. Gagey PM, Weber B. Prefacio. En: Gagey y Weber eds. *Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación*. Barcelona: Masson;2001

68. Gagey PM. Non-vestibular dizziness and static posturography. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1991;45:335-9.
69. Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:1144-50.
70. Gil Garcedo LM, Vallejo LA, Gil Garcedo E. El equilibrio. Fisiología del sistema vestibular. En: Gil Garcedo LM, Vallejo LA, Gil Garcedo E, ed. *Otología*. Madrid: Ed. Panamericana;2003.p. 59-69.
71. Gill J, Allum JH, Carpenter MG, Held-Ziolkowska M, Adkin AL, Honegger F, et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2001;56(7):M438-47.
72. Gill TM, Williams CS, Tinetti ME. Assessing risk for the onset of functional dependence among older adults: the role of physical performance. *J Am Geriatr Soc* 1995;43:603-9.
73. Gill-Body KM, Beninato M, Krebs DE. Relationship among balance impairments, functional performance, and disability in people with peripheral vestibular hypofunction. *Phys Ther* 2000;80:748-58
74. Girardi M, Konrad HR, Amin M, Hughes LF. Predicting fall risks in an elderly population: computer dynamic posturography versus electronystagmographic test results. *Laryngoscope* 2001 Sept;111 (9):1528-32.
75. Goebel JA: Contemporany diagnostic update: clinical utility of computerized oculomotor and posture testing. *Am J Otol* 1992;13 (6): 591-7.
76. Goldie PA, Bach TM, Evans OM. Force platform measures for evaluation postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 1989;70(7):510-17.
77. Guerraz M, Yardley L, Bertholon P, Polak L, Rudge P, Gresty MA, Bronstein AM. Visual vertigo: symptom assesment, spatial orientation and postural control. *Brain* 2001;124:1646-56.
78. Guralnik J, Ferucci L, Pieper CF, Lñeveill SG, Markides KS, Ostir GV, et al. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. *J Gerontol* 2000;55:M221-31.
79. Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, et al. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med* 1995;332:556- 61.

80. Hain TC, Helminski JO. Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular System. In: Wolf SL, ed. Vestibular Rehabilitation. Third ed. Philadelphia: F.A. Davis Company;2007. p. 2-18.
81. Hamid MA, Hughes GB, Kinney SE. Specificity and sensitivity of dynamic posturography; a retrospective analysis. Acta Otolaryngol Suppl (Stockh) 1991;481:596-600.
82. Herfenroeder AC, Schoene RB. Predicting maximum oxygen up-take in adolescents. Am J Dis Child 1989;143:673-7.
83. Hinsdale G. The station of man considered physiologically and clinically. Am J Med Sci 1887;93:478-85.
84. Holbein MA, Chaffin DB. Stability limits in extreme postures: effects of load positioning, foot placement, and strength. Hum Factors 1997 Sep;39(3):456-68.
85. Hoyos JV, Lafuente R, Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Soler Gracia C. El laboratorio de análisis de la marcha humana. En: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia; 1993. p. 321-365.
86. Igarashi M. Squirrel monkey platform runway test. A preliminary report. Acta Otolaryngol 1974;77:284-8.
87. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins;1981.
88. Ishikawa K, Edo M, Yokomizo M, Terada N, Okamoto Y, Togawa K. Análisis of gait in patients with peripheral vestibular disorders. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 1994;56:325-30.
89. Ishikawa K, Edo M, Yokomizo M, Togawa K. Comparative study on gait abnormality in patients with vestibular neuronitis and patients with large acoustic neuroma. Acta Otolaryngol (Stockh) 1995;519(Suppl): 197-200.
90. Isikawa K, Cao ZW, Wang Y, Wong WH, Tanaka T, Miyazaki S, Toyoshima I. Dynamic locomotor function in normals and patients with vértigo. Acta Otolaryngol 2001;121:241-4.
91. Jackson RT, Epstein CM. Effect of head extensi3n on equilibrium in normal subjects. Ann Otol Rhinol Laryngol 1991;100(1):63-7.
92. Jacobson GP, Calder JH. Self-perceived balance disability/handicap in the presence of bilateral peripheral vestibular system impairment. J Am Acad Audiol 2000;11:76-83.
93. Jacobson GP, Newman CW, Hunter L, Balzer GK. Balance function test correlates of the Dizziness Handicap Inventory. J Am Acad Audiol 1991; 2 (4): 253-260.

94. Jacobson GP, Newman CW. The development of the Dizziness Handicap Inventory. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1990;116:424-7.
95. Jahnke MT, Hesse S, Schreiner C, Mauritz KH. Dependences of ground reaction force parameters on habitual walking speed in hemiparetic subjects. *Gait & Posture* 1995;3:3-12.
96. Jonsson R, Sixt E, Landahl S, Rosenhall U. Prevalence of dizziness and vertigo in an urban elderly population. *J Vestib Res* 2004;14 (1):47-52.
97. Jordan C, Bartlett R. Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. *Gait & Posture* 1995 December;3(4):215-20.
98. Judge JO, Ounpuu S, David RB. Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clin Geriatr Med* 1996;12: 659-78.
99. Judge JO, Schechtman K, Cress E. The relationship between physical performance measures and independence in instrumental activities of daily living. *J Am Geriatr Soc* 1996;44:1332– 41.
100. Kantner RM, Allan MR, Armstrong CW, Cummings V. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. *Am J Otolaryngol* 1991;12:196-204.
101. Kapteyn TS, Bles W, Njikiktjien ChJ, Kodde L, Massen CH, Mol JMF. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie* 1983;24(7):321-6.
102. Kasai T and Zee DS. Eye-head coordination in labyrinthine-defective human beings. *Brain Research* 1978;144(1):123–41.
103. Katsarkas A, Kearney R. Postural disturbances in paroxysmal positional vertigo. *Am J Otol* 1990;11:444-6.
104. Kaufman KR. Objective assessment of posture and gait. En: Bronstein AM, Brandt T, Woollacott MH and Nutt JG, Ed. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. 2nd ed. London: Arnold; 2004. p. 130-46.
105. Keim RJ: Clinical comparisons of posturography and electronystagmography. *Laryngoscope* 1993;103:713-6.
106. Kelly IP, Jenkinson A, Stephens M, O'Brien T. The kinematic patterns of toewalkers. *J Pediatr Orthop* 1997;17:478-80.
107. Kogler A, Lindfors J, Odkvist LM, Ledin T. Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. *Acta Otolaryngol* 2000 Mar;120(2):151-5.

108. Kollegger H, Baumgartner C, Wöber C, Oder W, Deecke L. Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults. *Eur Neurol* 1992;32(5):253-9.
109. Kressig RW, Gregor RJ, Oliver A, Waddell D, Smith W, O'Grady M, Curns AT, Kutner M, Wolf SL. Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. *Gait and Posture* 2004; 20(1): 30-5.
110. Lacour M, Barthelemy J, Borel L, Magnan J, Xerry C, Chays A, Ouaknine M. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurectomy. *Exp Brain Res* 1997;115:300-10.
111. Lafuente R. Diagnóstico funcional de registros biomecánicos de la marcha humana mediante técnicas de ingeniería de sistemas y de inteligencia artificial. Contribución a la valoración objetiva de la discapacidad. Tesis Doctoral. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia;1999.
112. Lai PP, Leung AK, Li AN, Zhang M. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23(Suppl 1):S2-6. Epub 2008 Apr 18.
113. Lai YT, Wang TC, Chuang LJ, Chen MH, Wang PC. Epidemiology of Vertigo: A National Survey. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2011 Jul;145(1):110-6.
114. Langlois JA, Keyl PM, Guralnik JM, et al. Characteristics of older pedestrians who have difficulty crossing the street. *Am J Public Health* 1997;87:393-7.
115. Lázaro M, Cuesta F, León A, Sánchez C, Feijoo R, Montiel M, et al. Valor de la posturografía en ancianos con caídas de repetición. *Med Clin* 2005;124(6): 207-10.
116. Lefèvre B, Théveton A, Moretto P. The effects of similar speed's walking and functional classification of foot contact on variability of the vertical ground reaction force (fran). *Ann Readapt Med Phys* 2004;47:164-8.
117. Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture* 2003 Apr;17(2):106-12.
118. López-Escámez JA, Gómez Fiñana M, Fernández A, Sánchez Canet I, Palma MJ, Rodríguez J. Evaluación del tratamiento del vértigo posicional paroxístico benigno mediante el cuestionario DHI-S. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2001;52:660-6.
119. Lopez-Gentili LI, Kremenutzky M, Salgado P. A statistical analysis of 1300 patients with dizziness-vertigo. Its most frequent causes. *Rev Neurol* 2003 Mar 1-15;36(5):417-20.
120. Lopopolo RB, Greco M, Sullivan D, Craik RL, Mangione KK. Effect of therapeutic exercise on gait speed in community-dwelling elderly people: a meta-analysis. *Phys Ther* 2006 Apr;86(4):520-40.

121. Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensory-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Ageing* 1996;25:292-9.
122. Luxon LM. Physiology of equilibrium and its application in the giddy patient. In: Kerr AG, editor. *Scott Brown's Otolaryngology*, 5th edn. London: Butter Heinemann;1987. p. 105-7.
123. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol* 1994;49:M72-84.
124. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc* 1997;45:313-20.
125. Marco J. Neurofisiología vestibular. El sistema corporal del equilibrio. En: Grupo de Vértigo de la Sociedad Española de Otorrinolaringología: *El vértigo. Actualización y valoración en España*. Madrid: Aula Médica; 1996.
126. Martín Sanz E, Barona de Guzmán R, Quinzá Valero V. Posturografía dinámica. *Rev Biomec* 2003 Feb;25-33.
127. Matheson AJ, Darlingtona CL, Smith PF. Further evidence for age-related deficits in human postural function. *J Vestib Res* 1999;9:261-4.
128. Mbongo F, Patko T, Vidal PP, Vibert N, Tran Ba Hui P, de Waele C. Postural control in patients with unilateral vestibular lesions is more impaired in the roll than in the pitch plane: a static and dynamic posturography study. *Audiol Neurootol* 2005;10(5): 291-302.
129. Mbongo F, Tran Ba Huy P, Vidal PP and De Waele C. Relationship Between Dynamic Balance and Self-Reported Handicap in Patients Who Have Unilateral Peripheral Vestibular Loss. *Otol Neurotol* 2007;28:905-10.
130. McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil* 2000 Apr;81(4):484-9.
131. Mergner T, Schweigart G, Maurer C, Blümle A. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Exp Brain Res*. 2005 Dec;167(4):535-56. Epub 2005 Aug 18.
132. Merrifield HH. Female gait patterns in shoes with different heel heights. *Ergonomics* 1971;14(3): 411-7.
133. Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL, Wise CM. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73(1):29-36.

134. Miles G. Static equilibrium as a useful test of motor control. *J Industr Hyg* 1922;3:316-31.
135. Mirka A, Black FO. Clinical application of dynamic posturography for evaluation of sensory integration and vestibular dysfunction. *Neurol Clin* 1990;8:351-9.
136. Mizoguchi M, Calame C. Possibilities and limitation of today's force plate technology. *Gait & Posture* 1995 Dec;3(4):268-268.
137. Monzani D, Marchioni D, et al. Anxiety affects vestibulospinal function of labyrinthine-defective patients during horizontal optokinetic stimulation. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2004 Jun;24(3):117-24.
138. Morera C, Pérez H, Pérez N, Soto A. Clasificación de los vértigos periféricos. Documento de Consenso de la Comisión de Otoneurología de la Sociedad Española de Otorrinolaringología (2003-2006). *Acta Otorrinolaringol Esp* 2008;59:76-9
139. Morrison G, Hawken M, Kennard C, Kenyon G. Dynamic platform sway measurement in Meniere's disease. *J Vestib Res* 1994 Nov-Dec;4(6):409-19.
140. Murray CJL. Rethinking DALYs. In: Murray CJL, Lopez AD eds. *The Global Burden of Disease and Injury Series. Volume I.* Boston: Harvard School of Public Health, World Health, Organization, World Bank; 1996. p. 1-98.
141. Murray MP, Gore DR, Sepic SB, Mollinger LA. Antalgic maneuvers during walking in men with unilateral knee disability. *Clin Orthop* 1985 Oct;(199):192-9.
142. Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *J Orthop Res* 1984;2(3):272-80.
143. Musselman K, Brouwer B. Gender-related differences in physical performance among seniors. *J Aging Phys Act* 2005 Jul;13(3):239-53.
144. Nallegowda M, Sing U, Handa G, Hhanna M, Wadhwa S, Yadav SL et al. Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait, and posture in Parkinson's disease: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* 2004 Dec;83(12):898-908.
145. Nallegowda M, Singh U, Bhan S, Wadhwa S, Handa G, Dwivedi SN. Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* 2003 Sep;82(9):669-77.
146. Nashner LM, Black FO, Wall C III. Adaptation to altered support surface and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci* 1982;2(5):536-44.
147. Nashner LM, Peters JF. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurologic Clinics* 1990;8(2):331-349.

148. Nashner LM. A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngol* 1972;72:429-36.
149. Naveen S, Shepard C, Shepard NT. Clinical Utility of Lateral Head Tilt Posturography. *The American Journal of Otology* 1996;17:271-7.
150. Neuhauser H, Leopold M, Von Brevern M, Arnold G, Lempert T. The interrelations of migraine, vertigo and migranous vertigo. *Neurology* 2001;56: 436-41.
151. Neuhauser HK, Lempert T. Vertigo: epidemiologic aspects. *Semin Neurol* 2009 Nov;29(5):473-81. Epub 2009 Oct 15.
152. Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction force at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989;136:217-27.
153. Norré ME, Forrez G, Beckers A. Posturographic findings in two common peripheral vestibular disorders. *J Otolaryngol* 1987;16: 340-4.
154. Norré ME, Forrez G, Beckers A. Vestibulospinal findings in two syndromes with spontaneous vertigo attacks. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1989;98:191-5.
155. Norré ME, Forrez G. Vestibulospinal function in otoneurology. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1986;48(1):37-44.
156. Norré ME. Contribution of a posturographic six-test-set to the evaluation of patients with peripheral vestibular disorders. *J Vest Resch* 1992;2:159-66.
157. Norré ME. Head extensión effect in static posturography. *Acta Otol Rhinol Laryngol* 1995;104:570-3.
158. Norré ME. Posture in otoneurology. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1990;44:55-64.
159. Norré ME. Sensory interaction platform posturography in patients with Meniere's syndrome. *Am J Otolaryngol* 1993;14:404-9.
160. Norré ME. Sensory interaction posturography in patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 1993;18 (3):226-30.
161. Norré ME. Sensory interaction testing in platform posturography. *J Laryngol Otol* 1993;107:496-501.
162. Norré ME. Vestibular patients examined by posturography: sensory interaction testing. *J Otolaryngol* 1994;23(6):399-405.
163. Nuñez RA, Cass SP, Furman JM. Short- and long term outcomes of canalith repositioning for benign paroxysmal positional vertigo. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2000;122:647-652.

164. O'Leary DP. Physiology of the vestibular system. En: Alberti PW, Ruben RJ. *Otologic Medicine and Surgery*. New York, USA: Ed. Churchill Livingstone;1988.
165. Ogita H, Taura A, Funabiki K, Miura M, Ito J. Clinical and epidemiological study on inpatients with vertigo at the ENT Department of Kyoto University Hospital. *Acta Otolaryngol Suppl*. 2010 Nov;(563):34-8.
166. Ojala M, Matikainen E, Juntunen J. Posturography and the dizzy patient: a neurological study of 133 patients. *Acta Neurol Scand* 1989;80(2):118-22.
167. Organización internacional del trabajo (OIT). Convención No. 138 sobre el Mínimo de Edad para la Admisión a Empleo y Trabajo. Ginebra;1976.
168. Organización Mundial de la Salud. Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías. Manual de clasificación de las consecuencias de la enfermedad. 2ª edición. Madrid: Instituto Nacional de Servicio Sociales, Ministerio de Asuntos Sociales;1994.
169. Ortuño Cortés M, Martín Sanz E, Barona de Guzman R. Valor de las pruebas de control postural dinámico en ancianos con vestibulopatía. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2009;60(3):149-54.
170. Ortuño Cortés MA, Barona de Guzmán R, Martín Sanz, E. Valoración funcional del equilibrio. En: Sánchez I, Ferrero A, Aguilar JJ, Climent JM, Conejero JA Flórez MT, Peña A, Zambudio R, eds. *Manual SERMEF de Rehabilitación y Medicina Física*. Madrid;2006. p. 103-108.
171. Ortuño Cortés MA. Análisis clínico y posturográfico en ancianos con patología vestibular y su relación con las caídas. Tesis Doctoral. Valencia: Universidad de Valencia;2007.
172. Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL. Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J* 1977;1:261-4.
173. Pavlov M, Lingeswaran A, Davies RA, Gresty MA, Bronstein AM. Simulator based reahabilitation in refractory dizziness. *J Neurol* 2004;251:983-995.
174. Pender D. *Practical Otology*. Philadelphia: JB Lippincott;1992
175. Pérennou D, Decavel P, Manckoundia P, Penven Y, Mourey F, Launay F et al. Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders (fran). *Ann Readapt Med Phys* 2005;48:317-35.
176. Perez N, Martin E, Garcia-Tapia R. Dizziness: relating the severity of vertigo to the degree of handicap by measuring vestibular impairment. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003;128:372-81.

177. Pérez N, Garmendia I, Martín E, García-Tapia R. Adaptación cultural de dos cuestionarios de medida de la salud en pacientes con vértigo. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2000;51(7):572-80.
178. Perry J. Gait analysis. Normal and pathological function. In: Slack Incorporated, editor. New York: McGraw-Hill Inc;1992.
179. Peterson B. Cervicocollic and Cervicoocular Reflexes. In: Control of Head Movement. Peterson B and Richmond F. New York: Oxford Press;1988. p. 90–99.
180. Philip E, Don Martin W. Morgan. Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med and Science Sports Exerc* 1991;4:467-74.
181. Quinzá Valero V, Barona de Guzmán R. Posturografía: antecedentes históricos. Técnicas actuales para el registro de la postura. *Rev Biomec* 2003(Feb):5-9.
182. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameters. *Gait and Posture* 2005;(21):48-58.
183. Redfern MS, Furman JM. Postural sway of patients with vestibular disorders during optic flow. *J Vestib Res* 1994 May-Jun;4(3):221-30.
184. Redfern MS, Jennings JR, Martín C, Furman JM. Attention influences sensory integration for postural control in older adults. *Gait Posture* 2001;14(3):211-6.
185. Ring C, Nayak VS, Isaacs B. The effect of visual deprivation and proprioceptive change on postural sway in healthy adults. *J Am Geriatric Sci* 1989;37(8):745-9.
186. Robertson DD, Ireland DJ. Dizziness Handicap Inventory correlates of computerized dynamic posturography. *J Otolaryngol* 1995;24:118-24.
187. Robinett CS, Vondran MA. Functional ambulation velocity and distance requirements in rural and urban communities. A clinical report. *Phys Ther* 1988;68:1371–3.
188. Roland NJ, Smith CA, Miller IW, Jones AS, Lesser. A simple technique to measure body sway in normal subjects and patients with dizziness. *J Laryngol Otol* 1995;109:189-92.
189. Rosenhall V, Rubin U. Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngol* 1975;79:67-81.
190. Ryushi T, Kumagai K, Hayase H, Abe T, Shibuya K, Ono A. Effect of resistive knee extension training on postural control measures in middle aged and elderly persons. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2000 May;19(3):143-9.
191. Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JA, Duursma SA, Verhaar HJ. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano)* 2001 Feb;13(1):16-21.

192. Sánchez-Lacuesta J. Análisis cinético de la marcha humana. Elaboración de criterios en patologías degenerativas del miembro inferior. Tesis Doctoral. Valencia: Universidad de Valencia;1997.
193. Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha normal. En: IBV, eds. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia;1993. p. 19-111.
194. Santos BR, Delisle A, Larivière C, Plamondon A, Imbeau D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait Posture* 2008 Apr;27(3):408-15.
195. Schimpl M, Moore C, Lederer C, Neuhaus A, Sambrook J, Danesh J, Ouwehand W, Daumer M. Association between Walking Speed and Age in Healthy, Free-Living Individuals Using Mobile Accelerometry- A Cross-Sectional Study. *PLoS One* 2011;6(8):e23299. Epub 2011 Aug 10.
196. Schneider E, Chao EY. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *J Biomech* 1983;16(8): 591-601.
197. Schuknecht, H. Pathology of the Ear. Philadelphia, PA: Lea and Febiger;1993.
198. Shojaku H, Watanabe Y, Yagi T, Takahashi M, Takeda T, Ikezono T, Ito J, Kubo T, Suzuki M, Takumida M, Takeda N, Furuya N, Yamashita H. Changes in the characteristics of definite Meniere's disease over time in Japan: a long-term survey by the Peripheral Vestibular Disorder Research Committee of Japan, formerly the Meniere's Disease Research Committee of Japan. *Acta Otolaryngol* 2009 Feb;129(2):155-60.
199. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance: suggestion from the field. *Phys Ther* 1986;66 (10):1548-50.
200. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Control of posture and balance. In: Shumway-Cook A, Woollacott MH, eds. Motor control. Theory and practical applications. Baltimore: Williams & Wilkins;1995. p. 119-68.
201. Sigward SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematic, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006 Jan;21(1):41-8.
202. Silva AL, Marinho MR, Gouveia FM, Silva JG, Ferreira Ade S, Cal R. Benign Paroxysmal Positional Vertigo: comparison of two recent international guidelines. *Braz J Otorhinolaryngol* 2011 Apr;77(2):191-200.
203. Soames RW, Atha J. Antero-posterior and lateral sway in young men and women. *Agressologie* 1978;19A:13-14.
204. Soler Gracia C, Baydal Bertomeu JM, Guerrero Alonso A et al. Un nuevo sistema para el análisis del equilibrio NedSVE/IBV. *Rev Biomec* 2003 Feb: 35-41.

- 205.Soto A, Labella T, Santos S, Del Rio M, Lirola A, Cabanas E, et al. The usefulness of computerized dynamic posturography of the study of equilibrium in patients with Menière's disease; Correlation with clinical and audiologic data. *HearRes* 2004;196:26-32.
- 206.Spiriduso WW, Cronin DL. Exercise dose-response effects on quality of life and independent living in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:598– 608.
- 207.Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR. Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil* 1991 Dec;72(13):1065-70.
- 208.Steenerson RL, Cronin GW. Comparison of the canalith repositioning procedure and vestibular habituation training in forty patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1996;114:61-4.
- 209.Stockwell CW. Vestibular function testing: 4-year update. In: Cummings C, ed. *Otolaryngology Head neck Surgery, Update II*. St Louis, MO: Mosby-Yearbook;1990:39-53.
- 210.Stockwell CW: Posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1981;89(2):333-5.
- 211.Strupp M, Arbusow V, Dieterich M, Sautier W, Brandt T. Perceptual and oculomotor effects of neck muscle vibration in vestibular neuritis. Ipsilateral somatosensory substitution of vestibular function. *Brain* 1998 Apr;121:677-85.
- 212.Suárez Nieto C, Díaz Fernández C. Constitución anatómica del sistema vestibular central. En: Grupo de Vértigo de la Sociedad Española de Otorrinolaringología: El vértigo. Actualización y valoración en España. Madrid: Aula Médica;1996.
- 213.Tesio L, Alpini D, Cesarini A, Perucca L. Short form of Dizziness Handicap Inventory. Construction and validation through Rasch analysis. *Am J Phys Med Rehabil* 1999;78:233-41.
- 214.Toole T, Hirsch MA, Forkink A, Lehman DA, Maitland CG. The effects of a balance and strength training program on equilibrium in Parkinsonism: a preliminary study. *Neurorehabilitation* 2000;14(3): 165-74.
- 215.Tsang WW, Hui-Chan CW. Effects of tai chi on joint proprioception and stability limits in elderly subjects. *Med Sci Sports Exerc* 2003 Dec; 35(12):1962-71.
- 216.Tucker CA, Ramirez J, Krebs DE, Riley PO. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait and Posture* 1998;8:117-23.
- 217.Uimonen S, Laitakari K, Bloigu R, Reinila M, Sorri M. Static posturography and intravenous alcohol. *J Vest Res* 1994;4(4):277-83.
- 218.Uimonen S, Laitakari K, Sorri M, Bloigu R, Palva A. Effect on positioning of the feet in posturography. *J Vest Res* 1993;2:349-56.

219. Vélez V, Gutiérrez L, Escobar C y Ramirez-Velez R. Relación entre la calidad de vida relacionada con la salud y la discapacidad en mujeres con vértigo de origen periférico. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2010;61(4):255–61.
220. Voorhees RL. Dynamic posturography findings in central nervous system disorders. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1990;103:96-101.
221. Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech* 1992;25(9):1007-15.
222. Whipple R, Wolfson L, Derby C, Singh D, Tobin J. Altered sensory function and balance in older persons. *J Gerontol* 1993;48(Spec No):71-6.
223. Whitney SL, Wrisley DM, Brown KE, Furman JM. Is perception of handicap related to functional performance in persons with vestibular dysfunction?. *Otol Neurotol* 2004;25:139-43.
224. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE.. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 1990;70: 340-7.
225. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2nd ed. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press;1991.
226. Wolfson L, Whipple R, Derby CA, Amerman P, Nashner L. Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography. *J Gerontol* 1994;49(4):M160-7.
227. Yin M, Ishikawa K, Wong WH, Shibata Y. A clinical epidemiological study in 2169 patients with vertigo. *Auris Nasus Larynx*.

ANEXO.

Dizziness Handicap Inventory (DHI). Traducción adaptada al castellano del cuestionario de 25 preguntas e interpretación de los resultados.

1-Levantar la vista, ¿aumenta su problema?

2-¿Se siente frustrado/a a causa de su problema?

3-Debido a su problema, ¿decide limitar sus viajes de negocios o de ocio?

4-Caminar por el pasillo de un supermercado, ¿incrementa su problema?

5-Debido a su problema, ¿tiene usted dificultad al acostarse y levantarse de la cama?

6-¿Su problema limita de forma significativa su participación en actividades de ocio tales como cenar fuera de casa, ir al cine, bailar o ir a fiestas?

7-Debido a su problema, ¿tiene usted dificultad para leer?

8-Realizar actividades más exigentes tales como hacer deporte, bailar, o realizar trabajos domésticos (por ejemplo barrer o recoger los platos), ¿aumenta su problema?

9-Debido a su problema, ¿tiene miedo de dejar su casa sin que alguien le acompañe?

10-Debido a su problema, ¿ha tenido vergüenza delante de otros?

11-Los movimientos rápidos de su cabeza, ¿aumentan su problema?

12-Debido a su problema, ¿evita las alturas?

13-¿Aumenta su problema al darse la vuelta en la cama?

14-Debido a su problema, ¿es difícil realizar trabajos domésticos ó de jardinería?

15-Debido a su problema, ¿tiene usted miedo de que la gente piense que está ebrio/a?

16-Debido a su problema, ¿le resulta difícil pasear solo?

17-Caminar por una acera, ¿aumenta su problema?

18-Debido a su problema, ¿le resulta difícil concentrarse?

19-Debido a su problema, ¿le resulta difícil caminar por su casa a oscuras?

20-Debido a su problema, ¿tiene miedo a quedarse solo/a en casa?

21-Debido a su problema, ¿se siente incapacitado/a?

22-Su problema, ¿ha dificultado las relaciones con sus familiares o amigos?

23-Debido a su problema, ¿se siente deprimido/a?

24-¿Influye negativamente su problema en sus responsabilidades domésticas o laborales?

25-¿Aumenta su problema al agacharse?

Aspecto emocional (9): preguntas 2 9 10 15 18 20 21 22 23

Aspecto funcional (9): preguntas 3 5 6 7 12 14 16 19 24

Aspecto físico (7): preguntas 1 4 8 11 13 17 25

Respuesta	Puntos
No	0
A veces	2
Si	4

Puntuación para la escala emocional = Suma de los puntos en los 9 aspectos emocionales

Puntuación para la escala funcional = Suma de los puntos en los 9 aspectos emocionales

Puntuación para la escala física = Suma de los puntos en los 7 aspectos físicos

Puntuación = Suma de los puntos de las 3 escalas.

Interpretación:

Puntuación mínima total: 0

Puntuación en la escala emocional o funcional máxima: 36

Puntuación en la escala física máxima: 28

Puntuación total máxima: 100