

DEPARTAMENTO DE MEDICINA

ANÁLISIS CLÍNICO Y POSTUROGRÁFICO EN ANCIANOS
CON PATOLOGÍA VESTIBULAR Y SU RELACIÓN CON
LAS CAÍDAS

MIGUEL ÁNGEL ORTUÑO CORTÉS

UNIVERSITAT DE VALENCIA
Servei de Publicacions
2008

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 17 d' Octubre de 2007 davant un tribunal format per:

- D. Jorge Basterra Alegría
- D. Juan Jacobo Aguilar Naranjo
- D^a. María Elvira Santandreu Jiménez
- D. José Ángel Ramos Cristóbal
- D. Enrique Ricardo Mora Amérigo

Va ser dirigida per:

D. Adolfo Seligra Ferrer

D. Rafael Barona de Guzmán

©Copyright: Servei de Publicacions
Miguel Ángel Ortuño Cortés

Depòsit legal:

I.S.B.N.:978-84-370-7058-2

Edita: Universitat de València

Servei de Publicacions

C/ Artes Gráficas, 13 bajo

46010 València

Spain

Telèfon: 963864115

UNIVERSIDAD DE VALENCIA

Facultad de Medicina y Odontología

Análisis Clínico y Posturográfico en
Ancianos con Patología Vestibular y su
Relación con las Caídas

Tesis Doctoral presentada por:
MIGUEL ÁNGEL ORTUÑO CORTÉS

Directores: Prof. Dr. D. Adolfo Seligra Ferrer
Dr. D. Rafael Barona de Guzmán

Valencia, 2007

Adolfo Seligra Ferrer, Profesor Titular del Departamento de Medicina de la Facultad de Medicina y Odontología de Valencia, y

Rafael Barona de Guzmán, Profesor Asociado del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina y Odontología,

CERTIFICAN:

Que la Tesis Doctoral titulada “ANÁLISIS CLÍNICO Y POSTUROGRÁFICO EN ANCIANOS CON PATOLOGÍA VESTIBULAR Y SU RELACIÓN CON LAS CAÍDAS” de la que es autor D. MIGUEL ÁNGEL ORTUÑO CORTÉS, ha sido realizada bajo nuestra dirección, y consideran que es apta para ser presentada ante el Tribunal calificador.

Y para que conste, firmamos el presente certificado, a 7 de marzo de 2007

Fdo. Prof. Dr. Adolfo Seligra Ferrer

Fdo.: Dr. Rafael Barona de Guzmán

A todas las personas que siempre creyeron en mí.

A mi esposa Rosa y a mis hijas, Belén y Nuria,
a quienes tanto tiempo he dejado de dedicar
y de las que tanto cariño he recibido.

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis doctoral ha precisado la colaboración de un numeroso grupo de personas, sin cuyo apoyo hubiera sido imposible su realización. Mi agradecimiento a todas ellas.

Al Prof. Dr. D. Adolfo Seligra Ferrer, quien depositó su confianza en mí desde el inicio de mi carrera profesional.

Al Dr. D. Rafael Barona de Guzmán, esencia de esta tesis doctoral, a quien admiro como persona y como médico. Desde estas líneas quiero expresarle mi más sincera gratitud y amistad.

Al resto de personal de la Clínica Barona y Asociados, por su colaboración en diferentes aspectos del desarrollo de este trabajo, en especial al Dr. D. Eduardo Martín Sanz por su valiosa colaboración en el estudio estadístico y al Dr. D. Vicente Quinzá Valero por su permanente disposición de ayuda.

Al Instituto de Biomecánica de Valencia, y especialmente a D. José María Baydal Bertomeu, y a los Dres. D. Enrique Viosca Herrero y Alex Cortés Fabregat, por sus consejos y orientaciones.

A mi hermano, por su crítica siempre acertada en diferentes aspectos de la redacción de la tesis.

A todas las personas que han colaborado de forma desinteresada como sujetos de estudio en este trabajo.

Finalmente a mi esposa e hijas por su apoyo incondicional especialmente en momentos de desánimo.

ABREVIATURAS

ACV	Accidente cerebro-vascular
AP	Anteroposterior
CDG	Centro de gravedad
CDP	Centro de presiones
CEAP	Control y eficacia anteroposterior
CEML	Control y eficacia mediolateral
CRD	Control rítmico direccional
CS	Conductos semicirculares
CVR	Crisis vestibulares de repetición
CVU	Crisis vestibular única
DT	Desviación típica
FDV	Fuerza de despegue vertical
FFAP	Fuerza de frenado anteroposterior
FO	Fuerza de oscilación
FPAP	Fuerza de propulsión anteroposterior
HAP	Habilidad anteroposterior
HML	Habilidad mediolateral
IMC	Índice de masa corporal
K	Potasio
LCR	Líquido cefalorraquídeo
LE	Límites de estabilidad
ML	Mediolateral
Na	Sodio
OMS	Organización Mundial de la Salud
PDC	Posturografía Dinámica Computerizada
RCC	Reflejo cervico-cólico
RCE	Reflejo cervico-espinal
RCO	Reflejo cervico-ocular
RGA	Romberg con Gomaespuma y Ojos Abiertos
RGC	Romberg con Gomaespuma y Ojos Cerrados
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
TAMD	Tiempo de apoyo monopodal derecho
TAMI	Tiempo de apoyo monopodal izquierdo
TB	Test o escala de equilibrio de Berg
TD	Test de Tinetti dinámico (subescala de marcha del test de Tinetti)
TE	Test de Tinetti estático (subescala de equilibrio del test de Tinetti)
TT	Test de Tinetti total (puntuación global del test de Tinetti)
TUG	Timed Up and Go
VNG	Videonistagmografía
VPPB	Vértigo posicional paroxístico benigno

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
1. CONCEPTOS PREVIOS	5
1.1. Equilibrio	5
1.2. Estabilidad postural y límites de estabilidad	6
1.3. Postura	6
1.4. Control postural	6
1.5. Otros conceptos	7
2. IMPORTANCIA DE LAS CAÍDAS EN EL ANCIANO	8
2.1. Epidemiología	8
2.2. Factores de riesgo	9
2.3. Repercusiones y consecuencias de las caídas	10
2.3.1. Consecuencias físicas	10
2.3.2. Consecuencias psicológicas	12
2.3.3. Consecuencias familiares y socioeconómicas	12
3. ANATOMO-FISIOLOGÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR	13
3.1. Anatomía del sistema vestibular	14
3.2. Fisiología del sistema vestibular	16
4. ESTUDIO DEL SISTEMA VESTÍBULO-ESPINAL	25
4.1. Antecedentes históricos	25
4.2. Técnicas actuales de registro del control postural en bipedestación	29
4.2.1. Craneocorpografía	29
4.2.2. Posturografía	29
4.2.2.1. Posturografía dinámica computerizada (PDC)	32
4.2.2.2. Posturografía estática	34
4.3. Estudio de la marcha humana	36
4.3.1. Fases del ciclo de la marcha	37
4.3.2. Técnicas de valoración de la marcha humana	40
4.3.2.1. Técnicas de análisis cinemático o de registro del movimiento	41
4.3.2.2. Técnicas de análisis cinético	42
OBJETIVOS	47

MATERIAL Y MÉTODOS	51
1. MATERIAL	53
1.1. Sujetos normales	53
1.2. Pacientes	55
2. MÉTODOS	58
2.1. Revisión bibliográfica	58
2.2. Valoración clínica de los sujetos	59
2.2.1. Anamnesis	59
2.2.2. Exploración física general	59
2.2.3. Test clínicos de equilibrio	59
2.2.3.1. Tiempo de apoyo monopodal	60
2.2.3.2. Timed Up and Go	60
2.2.3.3. Test de Tinetti	61
2.2.3.4. Escala de equilibrio o test de Berg	61
2.3. Posturografía	62
2.3.1. Sistema de posturografía empleado	62
2.3.2. Pruebas de valoración	64
2.3.2.1. Pruebas de posturografía estática	64
2.3.2.2. Prueba de marcha	66
2.3.2.3. Valoración del control y habilidad	68
2.3.2.3.1. Límites de estabilidad	68
2.3.2.3.2. Control rítmico y direccional	70
2.4. Análisis estadístico	72
 RESULTADOS	 73
1. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA	75
1.1. Estudio descriptivo	75
1.1.1. Distribución de los grupos principales y subgrupos patológicos según el sexo	75
1.1.2. Distribución del grupo de patológicos según el diagnóstico clínico o causal	76
1.1.3. Características generales de la muestra	76
1.2. Estudio comparativo del número de caídas	83
1.2.1. Comparación de los grupos principales	83

1.2.2. Comparación de los subgrupos de diagnóstico clínico	84
1.2.3. Comparación según el estado de compensación vestibular	84
1.2.4. Caídas según la edad	85
1.2.5. Caídas según el índice de masa corporal (IMC)	85
1.2.6. Caídas según el sexo	86
2. TEST CLÍNICOS	86
2.1. Resultados descriptivos	86
2.2. Resultados comparativos	98
2.2.1. Test clínicos - Cuadros clínicos	98
2.2.2. Test clínicos - Estadios clínicos	99
2.2.3. Test clínicos - Caídas	100
2.2.4. Test clínicos - Sexo	100
2.2.5. Test clínicos - Características antropométricas	101
3. POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA	103
3.1. Resultados descriptivos	103
3.1.1. Romberg con Ojos Abiertos	103
3.1.2. Romberg con Ojos Cerrados	107
3.1.3. Romberg con Gomaespuma y Ojos Abiertos	111
3.1.4. Romberg con Gomaespuma y Ojos Cerrados	115
3.2. Resultados comparativos	128
3.2.1. Correlación entre los parámetros de la posturografía estática y la edad	128
3.2.2. Comparación de los parámetros de la posturografía estática según el sexo	129
3.2.3. Correlación entre los parámetros de la posturografía estática y la estatura	130
3.2.4. Correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el IMC	131
3.2.5. Área barrida	132
3.2.5.1. Area barrida - Cuadros clínicos	132
3.2.5.2. Area barrida - Estadios clínicos	132
3.2.5.3. Area barrida - Test clínicos	133
3.2.5.4. Area barrida - Caídas	134
3.2.6. Velocidad media	134

3.2.6.1. Velocidad media - Cuadros clínicos	134
3.2.6.2. Velocidad media - Estadios clínicos	134
3.2.6.3. Velocidad media - Test clínicos	135
3.2.6.4. Velocidad media - Caídas	136
3.2.7. Dispersión mediolateral	136
3.2.7.1. Dispersión mediolateral - Cuadros clínicos	136
3.2.7.2. Dispersión mediolateral - Estadios clínicos	137
3.2.7.3. Dispersión mediolateral - Test clínicos	138
3.2.7.4. Dispersión mediolateral - Caídas	139
3.2.8. Dispersión anteroposterior	139
3.2.8.1. Dispersión anteroposterior - Cuadros clínicos	139
3.2.8.2. Dispersión anteroposterior - Estadios clínicos	140
3.2.8.3. Dispersión anteroposterior - Test clínicos	140
3.2.8.4. Dispersión anteroposterior - Caídas	141
3.2.9. Desplazamiento mediolateral máximo	142
3.2.9.1. Desplazam. mediolateral máximo - Cuadros clínicos	142
3.2.9.2. Desplazam. mediolateral máximo - Estadios clínicos	142
3.2.9.3. Desplazam. mediolateral máximo - Test clínicos	143
3.2.9.4. Desplazam. mediolateral máximo - Caídas	144
3.2.10. Desplazamiento anteroposterior máximo	145
3.2.10.1. Desplazam. anteroposterior máximo - Cuadros clínicos	145
3.2.10.2. Desplazam. anteroposterior máximo - Estadios clínicos	145
3.2.10.3. Desplazam. anteroposterior máximo - Test clínicos	146
3.2.10.4. Desplazam. anteroposterior máximo - Caídas	147
3.2.11. Resumen comparativo según los grupos principales y el estado de compensación vestibular	148
4. LÍMITES DE ESTABILIDAD	150
4.1. Resultados descriptivos	150
4.2. Resultados comparativos	154
4.2.1. Límites de estabilidad - Cuadros clínicos	154
4.2.2. Límites de estabilidad - Estadios clínicos	154
4.2.3. Límites de estabilidad - Test clínicos	155
4.2.4. Límites de estabilidad - Caídas	156
4.2.5. Límites de estabilidad - Sexo	156

4.2.6. Límites de estabilidad - IMC	157
5. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL	158
5.1. Resultados descriptivos	158
5.2. Resultados comparativos	162
5.2.1. Control rítmico direccional - Cuadros clínicos	162
5.2.2. Control rítmico direccional - Estadios clínicos	162
5.2.3. Control rítmico direccional - Test clínicos	163
5.2.4. Control rítmico direccional - Caídas	164
5.2.5. Control rítmico direccional - IMC	164
6. PRUEBA DE MARCHA	165
6.1. Parámetros cinemáticos	165
6.1.1. Resultados descriptivos	165
6.1.2. Resultados comparativos	171
6.1.2.1. Velocidad de marcha	171
a. Velocidad de marcha - Cuadros clínicos	171
b. Velocidad de marcha - Estadios clínicos	171
c. Velocidad de marcha - Test clínicos	172
d. Velocidad de marcha - Caídas	172
e. Velocidad de marcha - Sexo	173
f. Velocidad de marcha - Edad y caracteres antropométricos	173
6.1.2.2. Tiempos de apoyo	173
a. Tiempos de apoyo - Cuadros clínicos	173
b. Tiempos de apoyo - Estadios clínicos	174
c. Tiempos de apoyo - Test clínicos	174
d. Tiempos de apoyo - Caídas	174
e. Tiempos de apoyo - Sexo	174
f. Tiempos de apoyo - Edad y caracteres antropométricos	175
6.2. Parámetros cinéticos	175
6.2.1. Resultados descriptivos	175
6.2.2. Resultados comparativos	180
a. Parámetros cinéticos - Grupos principales	180
b. Parámetros cinéticos - Cuadros clínicos	181
c. Parámetros cinéticos - Estadios clínicos	181
d. Parámetros cinéticos - Test clínicos	182

e. Parámetros cinéticos - Caídas	183
f. Parámetros cinéticos - Caracteres antropométricos	183
DISCUSIÓN	185
1. Test clínicos	189
2. Sistema de posturografía	197
3. Resultados de la posturografía estática	203
4. Resultados de la prueba de los límites de estabilidad	212
5. Resultados de la prueba de control rítmico y direccional	214
6. Resultados de la prueba de marcha	216
6.1. Velocidad de marcha	217
6.2. Tiempos de apoyo	220
6.3. Parámetros cinéticos	222
CONCLUSIONES	225
BIBLIOGRAFÍA	229
ANEXOS	257
ANEXO 1. TEST DE TINETTI	259
ANEXO 2. ESCALA DE EQUILIBRIO DE BERG	261

INTRODUCCIÓN

Introducción

Introducción

El equilibrio, tanto estático como dinámico, se logra gracias a la interacción entre los receptores sensoriales localizados en los sistemas vestibular, visual y somatosensorial, el Sistema Nervioso Central (SNC) y los arcos reflejos musculares esqueléticos ⁽¹³¹⁾. 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 ⁽¹⁸⁾. Dispone de unos sensores de movimiento que envían la información al Sistema Nervioso Central, 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. 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 ⁽⁶⁷⁾.

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 previo a la deambulación, y facilita la realización de muchas de las actividades propias del ser humano, por lo que adquiere una gran importancia en nuestra vida de relación. Pero es una posición

Introducción

inestable pues el centro de gravedad queda muy por encima de la base de sustentación (18).

Las enfermedades vestibulares pueden originar una alteración del control postural de mayor o menor grado según la compensación central que haya desarrollado el sujeto, e incluso pueden 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 en particular, en la población anciana. Pueden obedecer a múltiples causas, tanto banales como potencialmente mortales. El estudio global de estos pacientes adquiere gran relevancia para conocer su deficiencia, discapacidad y minusvalía. En su valoración y tratamiento están implicados diversos profesionales de la Medicina, como otorrinolaringólogos, neurólogos, rehabilitadores, cardiólogos, internistas, oftalmólogos y neurocirujanos.

La enfermedad causante del trastorno del equilibrio debe ser valorada por el especialista correspondiente. En el caso de las enfermedades vestibulares, es competencia del médico otorrinolaringólogo, que dispone en la actualidad de la electronistagmografía y la videonistagmografía (VNG) para objetivar y cuantificar el déficit vestibular.

Las caídas constituyen una preocupación frecuente en los ancianos pues a menudo son causa de discapacidad, minusvalía e incluso de mortalidad. Estos eventos acontecen durante la bipedestación, pero también en relación con los cambios posturales y durante la deambulación.

Actualmente se dispone de otra técnica, la posturografía, que analiza el equilibrio en la postura de bipedestación en situaciones de complejidad creciente e informa del estado funcional del equilibrio del sujeto. Se basa en el empleo de plataformas dinamométricas, que registran los movimientos del centro de presiones del sujeto sobre las mismas. Constituye un método de utilidad clínica para el estudio del equilibrio humano, cuantifica los componentes sensoriales que contribuyen al mantenimiento del equilibrio y permite valorar la integración sensorimotora tanto en

sujetos normales como en aquéllos con trastornos del equilibrio ⁽¹⁷⁾. Las plataformas dinamométricas también pueden objetivar y cuantificar aspectos dinámicos del equilibrio e incluso se pueden incorporar pasillos de marcha para conocer las características biomecánicas de la misma.

1. CONCEPTOS PREVIOS

La literatura médica muestra una gran variabilidad terminológica y semántica 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.

1.1. EQUILIBRIO

El término *equilibrio* es un concepto físico 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 o sólido rígido, sino que estamos buscando continuamente una situación de equilibrio ⁽⁸⁹⁾. En este sentido se trataría de un estado ideal hacia el que tiende el ser humano en cualesquiera 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 el esfuerzo del individuo, merced a los diferentes sistemas sensoriales y motores implicados, para mantener su centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad. Estos esfuerzos de neutralizar las fuerzas y momentos desestabilizantes se reflejan en el movimiento del centro de presiones.

El ser humano busca su posición de equilibrio en cualquier postura (sedestación, bipedestación, etc) ante cualquier situación o fuerza desestabilizante, es lo que en el ámbito clínico se denomina estabilidad o control postural.

1.2. ESTABILIDAD POSTURAL Y LÍMITES DE ESTABILIDAD

La *estabilidad postural* es la capacidad de mantener la posición del cuerpo, y específicamente del centro de gravedad, dentro de los límites de estabilidad ⁽²¹³⁾.

Los *límites de estabilidad* son la frontera de un área del espacio en la que el cuerpo puede mantener su posición sin cambiar la base de sustentación. También podrían definirse como el ángulo máximo medido desde la vertical al que una persona puede desplazarse sin modificar su base de sustentación ⁽¹⁶⁰⁾. Pueden estar alterados en determinados procesos patológicos, o verse modificados por la tarea que realiza el sujeto u otros aspectos del entorno ⁽²¹³⁾. Si en algún momento el centro de gravedad (CDG) cae fuera de los límites de estabilidad, la caída es inevitable a menos que se realice una maniobra rápida de corrección.

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

1.3. POSTURA

La *postura* es la posición global de los distintos segmentos corporales entre sí y su orientación respecto al entorno. Sería el punto de partida desde el cual se acometen las actividades funcionales o se mantiene en reposo.

1.4. CONTROL POSTURAL

El *control postural* hace referencia a la regulación de la posición global (postura) del cuerpo en el espacio con objeto de mantenerlo en equilibrio en situación de reposo (equilibrio estático) o de movimiento (equilibrio dinámico) ⁽²¹³⁾. También podría definirse como la capacidad para mantener el centro de gravedad corporal sobre la base de sustentación durante la sedestación y bipedestación estáticas y durante el movimiento. En definitiva, sería la capacidad de adquirir, mantener y controlar la postura, espontáneamente y en respuesta a alteraciones externas, y de controlar los cambios o traslaciones entre diferentes posturas sin perder la estabilidad postural.

Introducción

Tiene dos finalidades ⁽¹⁰⁸⁾:

- Estabilidad: capacidad para mantener la proyección del centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad.

- Orientación: capacidad de mantener una relación adecuada de los segmentos corporales entre sí y entre éstos y el entorno, para realizar una tarea.

El control postural para la orientación y la estabilidad requiere percepción (integración de la información sensorial para analizar la posición y movimiento del cuerpo en el espacio) y acción (generación de fuerzas para adecuar las distintas partes del cuerpo, por lo que es necesaria la integración de los sistemas nervioso y musculoesquelético).

Estos objetivos se logran gracias a la interacción en el SNC de toda la información obtenida por los 3 sistemas principales encargados de buscar el equilibrio. El adecuado control postural depende de la integridad de estos 3 sistemas y sus complejas interacciones.

1.5. OTROS CONCEPTOS

El *centro de gravedad* 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* es la proyección vertical del centro de gravedad sobre la superficie de soporte.

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

2. IMPORTANCIA DE LAS CAÍDAS EN EL ANCIANO

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la caída como la consecuencia de cualquier acontecimiento que precipita al sujeto al suelo en contra de su voluntad.

Las caídas forman parte de los denominados Síndromes Geriátricos, dada la gran incidencia en la población anciana, los problemas que de éstas se derivan y el envejecimiento progresivo de la población. Por ello, constituyen una preocupación para la mayoría de las personas de edad. Aunque son frecuentes en los ancianos completamente autónomos, afectan especialmente a los más vulnerables ⁽²²⁶⁾, sobre los que ocasionan importantes repercusiones en cuanto a morbilidad, e incluso mortalidad. Su etiología es multifactorial y requieren un abordaje global, tanto en la evaluación multidisciplinar como en la adopción de medidas preventivas y rehabilitadoras, con objeto de minimizar los factores de riesgo y las consecuencias de las caídas.

2.1. EPIDEMIOLOGÍA

Las cifras de caídas tienden a minusvalorarse. A menudo existe cierta pasividad ante el anciano que cae repetidamente, tanto en el entorno familiar como en ámbitos profesionales. De este modo, se conocen fundamentalmente aquellas que han provocado lesiones físicas, quedando sin referenciar las que no han requerido atención sanitaria urgente.

Los datos de incidencia de caídas varían en función de la edad del paciente ^(52, 224), sexo, su fragilidad, su ubicación (entorno familiar o institucional) y del grado de actividad ⁽²³⁶⁾. Las mujeres sufren más caídas que los hombres hasta los 75 años, a partir de esta edad la frecuencia es similar en ambos sexos ⁽¹⁹⁵⁾. Se considera que una tercera parte de los mayores de 65 años que viven en la comunidad han caído, al menos, una vez al año. La mitad de los que caen lo hacen de forma reiterada. Entre los ancianos mayores de 80 años que viven en su domicilio, la mitad sufren al menos una caída al año. En ancianos institucionalizados en residencias, la incidencia de caídas es mayor. Así, se considera que el 50% de los mayores ingresados en residencias, han caído al

Introducción

menos una vez al año ⁽⁵⁰⁾. Los ancianos más activos tienen un riesgo más elevado de caídas, al compararlos con otros menos activos de similar edad ⁽²³⁶⁾.

Las caídas no suelen aparecer como causa de muerte en los certificados de defunción, por lo que es difícil aportar datos fiables de tasas de mortalidad. Sin embargo, se sabe que condicionan una gran morbilidad, pues se estima que hasta un 47% de los pacientes hospitalizados a causa de una caída requerirán cuidados sociosanitarios continuados ⁽¹⁹⁵⁾.

2.2. FACTORES DE RIESGO ^(83, 225)

En el origen de las caídas de los ancianos es habitual encontrar diversos factores implicados en mayor o menor medida, tanto propios del individuo como relacionados con el entorno ⁽²³⁶⁾. No obstante, no todos los ancianos caen por los mismos motivos, por lo que la investigación etiológica en cada caso es fundamental, para poder adoptar las medidas terapéuticas oportunas.

El envejecimiento en sí mismo da lugar a un conjunto de modificaciones en el organismo que facilitan la aparición de caídas. Tienen especial relevancia las alteraciones de los mecanismos sensoriales relacionados con el control postural (cambios en el sistema vestibular, alteraciones visuales y trastornos de sensibilidad en los miembros inferiores) y a la capacidad de respuesta rápida ante situaciones de desequilibrio (disminución de fibras musculares de contracción rápida y alteraciones mecánicas osteoarticulares).

Además del envejecimiento y de los factores relacionados con el entorno (suelos irregulares o resbaladizos, iluminación deficiente, mobiliario inadecuado, presencia de objetos o cables no fijos, aseos sin asideros, transporte público no adaptado, mala conservación de pavimentos, etc.) se reconocen múltiples procesos patológicos que contribuyen a la mayor incidencia de caídas en los ancianos: enfermedades del sistema vestibular, neurológicas (enfermedad de Parkinson, accidentes vasculares cerebrales, convulsiones, trastornos cognitivos), trastornos psiquiátricos (ansiedad, depresión), enfermedades cardiovasculares (hipotensión ortostática, arritmias cardíacas, cardiopatía isquémica), enfermedades degenerativas osteoarticulares, incontinencia urinaria,

Introducción

trastornos endocrinológicos (deshidratación, hipoglucemia), toma de fármacos (hipotensores, vasodilatadores, benzodiacepinas, neurolépticos, antidepresivos con efectos anticolinérgicos, antiinflamatorios no esteroideos), procesos infecciosos, etc. (195).

Entre los distintos procesos patológicos, merecen especial atención las enfermedades y trastornos vestibulares, que se caracterizan por un síndrome postural consistente en la tendencia a la inclinación cefálica y corporal hacia el lado lesionado, siendo más evidente al anular la información visual. Estas alteraciones posturales son debidas fundamentalmente a la transmisión de información errónea a través del sistema vestibuloespinal. Se produce también una disminución marcada en el tono de la musculatura extensora y una hipoexcitabilidad refleja espinal. Estas alteraciones posturales también se manifiestan durante la locomoción y con las actividades de la vida diaria, pudiendo predisponer a la aparición de caídas (41). Por ello, es importante el estudio del control postural en los ancianos que sufren estas patologías y su relación con las caídas.

2.3. REPERCUSIONES Y CONSECUENCIAS DE LAS CAÍDAS

Las consecuencias de las caídas en el anciano pueden ser físicas, psicológicas, sociofamiliares, económicas, etc., y en mayor o menor medida, aparecen todas imbricadas (196). Con frecuencia desencadenan un conjunto de complicaciones que determinarán la capacidad funcional en muchas ocasiones.

2.3.1. CONSECUENCIAS FÍSICAS

Se ha estimado que alrededor del 15-20 % de las caídas del anciano pueden llegar a producir lesiones físicas (162).

A) FRACTURAS

Entre un 5-10% de los ancianos no institucionalizados que sufren una caída van a sufrir una fractura (225). Por otra parte, en el 90% de las fracturas de cadera, antebrazo, húmero y pelvis, existe el antecedente de una caída.

Introducción

El índice de fracturas tras sufrir una caída aumenta con la edad y en el sexo femenino, estimándose que más del 75% de las mujeres mayores de 80 años que las sufren se fracturan, frente al 27% de los hombres ⁽¹⁹⁵⁾ .

La fractura más temida es la de cadera porque comporta mayor morbimortalidad. Su incidencia en nuestro país es de 130-200 casos /100000 habitantes/año. Ocasionalmente ocasionan mortalidad directa en el 15-20% de los casos, así como una elevada morbilidad. Se estima que en un 30-45% de los casos quedarán con una dependencia funcional importante para sus actividades cotidianas ⁽¹⁹⁵⁾ .

B) TRAUMATISMOS CRÁNEO-ENCEFÁLICOS

Son frecuentes en las caídas de los ancianos, probablemente por ineficacia de algunos de los mecanismos defensivos frente a ellas. Pueden ocasionar desde conmociones cerebrales a lesiones ocupantes de espacio que requieren intervenciones quirúrgicas. Merecen un comentario especial los hematomas subdurales subagudos o crónicos que con frecuencia aparecen tras traumatismos menores y suelen cursar con una sintomatología solapada.

C) LESIONES DE PARTES BLANDAS

Las lesiones de partes blandas (contusiones, heridas, desgarros musculares, etc) aparecen aproximadamente en la mitad de las caídas. Tienen en general menor impacto funcional que las fracturas y los traumatismos craneoencefálicos.

D) SÍNDROME DE INMOVILIDAD

La inmovilidad es con frecuencia una consecuencia directa de la caída. En otras ocasiones es provocada por las complicaciones psicológicas o sociofamiliares derivadas de ellas. Los aspectos más importantes del síndrome de inmovilidad son la pérdida de fuerza y de masa muscular, las rigideces articulares, úlceras por presión, trombosis venosa profunda, alteraciones respiratorias y estreñimiento, entre otras ⁽¹⁹⁶⁾ .

2.3.2. CONSECUENCIAS PSICOLÓGICAS

Se estima que un 10-25% de los ancianos que han sufrido una caída tienden a restringir su movilidad y tienen dificultades para realizar con independencia sus actividades de la vida diaria básicas e instrumentales ⁽²³⁶⁾. Este fenómeno se debe no sólo a las lesiones físicas que han sufrido, sino también a un cambio de comportamiento o actitud del anciano que ha sufrido la caída, conocido como síndrome postcaída. Entre sus características, destacan la restricción de la movilidad y el miedo a volver a caer de nuevo, facilitando la introversión, pérdida de relaciones interpersonales, cuadros depresivos, y con frecuencia, pérdida de autoestima.

2.3.3. CONSECUENCIAS FAMILIARES Y SOCIOECONÓMICAS

La pérdida de capacidad funcional del anciano ha de ser suplida por los cuidadores familiares, que deben adoptar un papel en el que, con frecuencia, no están capacitados, sensibilizados o dispuestos.

La familia suele reaccionar ante las caídas de sus mayores con ansiedad y desarrollando una actitud sobreprotectora. Además, puede menoscabarse la confianza del anciano, abocándole a la inmovilidad.

Las repercusiones económicas de las caídas son muy importantes. Se estima que el coste medio de atención sanitaria aguda del anciano que ha sufrido una fractura de cadera es mayor de 6000 euros. El costo de la dependencia funcional (rehabilitación funcional, cuidadores, residencia) es difícil de cuantificar, pero en todo caso, de suficiente magnitud para avalar la adopción de medidas preventivas.

3. ANATOMO-FISIOLOGIA DEL SISTEMA VESTIBULAR

El sistema vestibular humano está formado por tres componentes: un aparato sensorial periférico, un procesador central y un mecanismo efector motor. El primero consta de un conjunto de receptores que captan la velocidad angular y la aceleración lineal de la cabeza y la orientación de la cabeza con respecto al eje de gravedad y envían la información al SNC donde se procesa toda la información recibida junto con otras, para estimar la orientación de la cabeza y la postura. La salida del sistema vestibular central se dirige a los músculos oculares y a la médula espinal, para dos importantes reflejos: el reflejo vestibulo-ocular y el reflejo vestibulo-espinal. El RVO genera movimientos oculares para conseguir una visión nítida durante los movimientos de la cabeza. El RVE origina movimientos corporales compensadores para mantener la estabilidad postural. El SNC monitoriza ambos reflejos e integra las informaciones visual, propioceptiva, auditiva, táctil y el conocimiento cognitivo para dar lugar a respuestas vestibulares basadas en un sistema multisensorial (Figura 1).

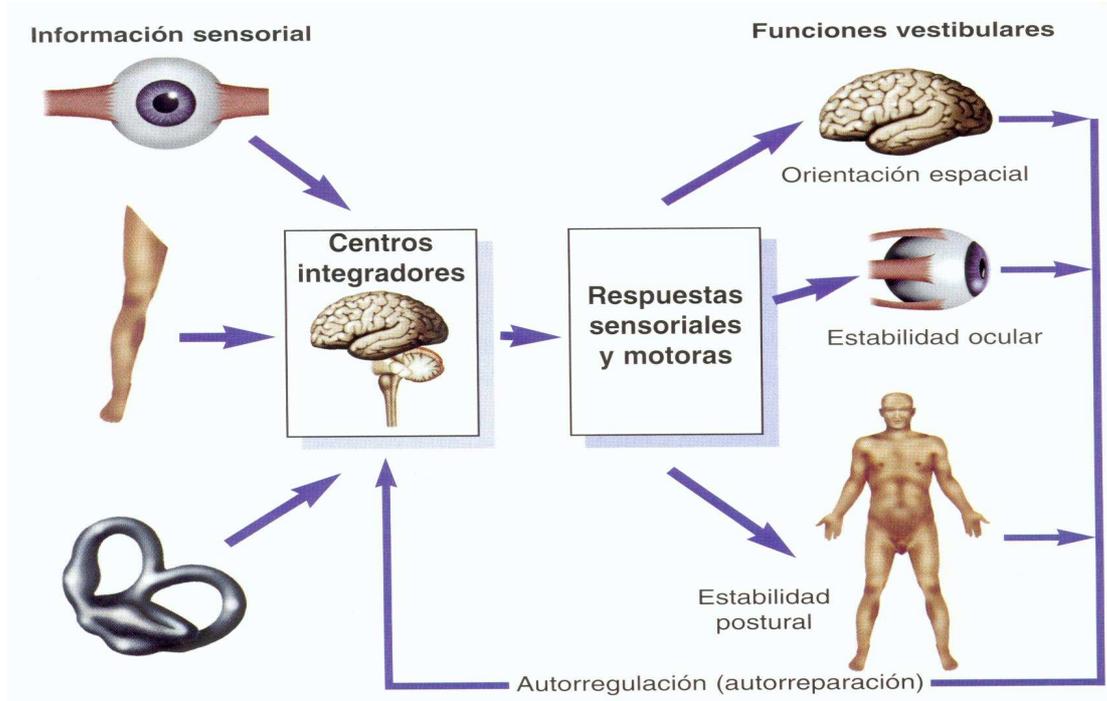


Figura 1. Esquema general del sistema del equilibrio.

3.1. ANATOMÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR

El sistema vestibular periférico está formado por los laberintos membranoso y óseo y los sensores de movimiento del sistema vestibular, las células ciliadas. Se encuentra en el oído interno, y está limitado en su parte lateral por el oído medio y en su porción medial por el hueso temporal.

El laberinto óseo está formado por tres canales semicirculares y una cámara central llamada vestíbulo. El laberinto óseo contiene la perilinfa, de composición química similar al líquido cefalorraquídeo (LCR) (elevado *ratio* Na/K). El líquido perilinfático comunica con el LCR del espacio subaracnoideo a través del acueducto coclear.

El laberinto membranoso está suspendido en el interior del laberinto óseo por un tejido conectivo de soporte. Está bañado por líquido endolinfático, 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 utrículo y el sáculo. Cada canal semicircular se ensancha en uno de sus extremos, formando una ampolla.

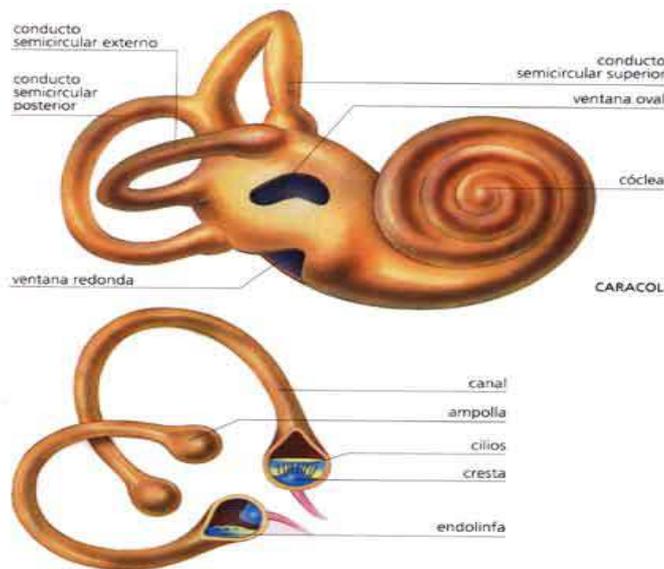


Figura 2. Esquema general de la anatomía del sistema vestibular.

Introducción

En cada ampolla y en los órganos otolíticos hay células especializadas ciliadas, que son los sensores biológicos que convierten los desplazamientos debidos a movimientos de la cabeza en impulsos nerviosos. Las células ciliadas de las ampollas se encuentran en la *crista ampullaris* y las de los órganos otolíticos se localizan en la pared medial del sáculo y el suelo del utrículo. Cada célula ciliada está inervada por una neurona aferente localizada en el ganglio de Scarpa, que se localiza junto a la ampolla.

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

Las máculas del utrículo y del sáculo tienen membranas similares que contienen unos cristales de calcio llamados otoconias, que forman la membrana estatolítica.

El complejo nuclear vestibular está formado por 4 núcleos “mayores” (superior, medial, lateral y descendente) y al menos 7 núcleos menores. Esta gran estructura, localizada primariamente en la protuberancia, también se extiende caudalmente hacia la médula.

La arteria laberíntica irriga el sistema vestibular periférico. Su origen es variable. Con mayor frecuencia, es una rama de la arteria cerebelar anteroinferior (AICA), pero en ocasiones es una rama directa 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 inerva 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 (arteria coclear principal) y la arteria vestibulococlear. La coclear principal irriga la cóclea. La arteria vestibulococlear irriga parte de la cóclea, la ampolla del conducto semicircular posterior y la parte inferior del sáculo. El laberinto es muy susceptible a la isquemia pues no existen anastomosis entre sus sistemas arteriales colaterales.

Las arterias cerebelosas posteroinferiores (PICA) son ramas de la arteria vertebral e irrigan la superficie de las porciones inferiores de los hemisferios cerebelosos y la médula dorsolateral, donde se localiza la parte inferior del complejo

Introducción

nuclear vestibular. La arteria basilar es la arteria principal de la protuberancia e irriga las estructuras vestibulares centrales mediante ramas perforantes y ramas circunferenciales cortas y largas. La arteria cerebelar anteroinferior (AICA) irriga la parte ventrolateral del cerebelo y la parte lateral de los dos tercios inferiores de la protuberancia.

3.2. FISIOLÓGÍA DEL SISTEMA VESTIBULAR

Las células ciliadas de los conductos semicirculares (CS) y los otolitos convierten la energía mecánica generada por movimientos de la cabeza en descargas neurales que se dirigen a áreas específicas del tronco cerebral y el cerebelo.

Los CS proporcionan información sensorial acerca de la velocidad de la cabeza, para que el RVO genere un movimiento ocular de igual velocidad y sentido contrario al de la cabeza con objeto de que el ojo permanezca inmóvil en el espacio durante el movimiento de aquélla, consiguiendo una visión clara. El impulso nervioso en el nervio vestibular es proporcional a la velocidad de la cabeza, dentro del rango de frecuencias en el cual se mueve normalmente (0,5-7 Hz).

Cada CS membranoso forma con su ampolla y el utrículo un anillo cerrado y lleno de endolinfa. Si este anillo gira en su propio plano, la endolinfa queda retrasada respecto a la pared del CS, en virtud de su inercia. Como en cada laberinto existen 3 canales semicirculares perpendiculares entre sí, pueden ser percibidas las rotaciones alrededor de cualquier eje.

Existe un acoplamiento mecánico entre la cúpula y la endolinfa, de manera que toda corriente endolinfática conduce necesariamente a la inclinación o deformación de la cúpula. Ambas forman, por tanto, un sistema capaz de vibrar por la actuación de aceleraciones rotatorias.

Durante una aceleración angular, la endolinfa se desplaza en el mismo sentido que la cabeza, pero dada la inercia del sistema cúpula-endolinfa, la amplitud del movimiento endolinfático es menor. Hay pues, un movimiento relativo de la endolinfa en sentido contrario al del canal membranoso y al de la cabeza.

Introducción

El resultado es que la aceleración angular de la endolinfa está muy cercana a la aceleración angular de la cabeza. En estas condiciones el desplazamiento de la endolinfa es proporcional a la velocidad del movimiento angular de la cabeza. Este sistema cerrado permite pues la conversión de la aceleración angular en velocidad angular, pudiendo responder a estimulaciones de muy corta duración.

Cuando la cabeza gira de forma prolongada a una velocidad constante, los CS responden razonablemente bien sólo durante el primer segundo. Este comportamiento es debido a que la acción de la cúpula tiende a volver a su posición de reposo.

Existen tres aspectos espaciales importantes que caracterizan el alineamiento de los canales semicirculares:

1º) El plano de cada canal es perpendicular al plano de los otros canales, dentro de cada laberinto.

2º) Los planos de los CS de ambos laberintos son paralelos de forma que los seis CS forman 3 pares coplanares: 1) Lateral derecho e izquierdo, 2) Anterior izquierdo y posterior derecho, y 3) Posterior izquierdo y anterior derecho.

3º) 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.

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 y se aleja de la ampolla en el otro CS del par coplanar, por lo que el impulso nervioso aumenta en un nervio vestibular y disminuye en el lado opuesto. Para los canales laterales, el desplazamiento de la cúpula hacia la ampolla (flujo ampulípeto) es excitatorio, mientras que para los canales verticales el desplazamiento de la cúpula en dirección contraria a la cúpula (ampulífugo) es excitatorio.

Introducción

El acoplamiento de los CS tiene tres ventajas ⁽¹⁴⁰⁾:

1ª) Proporciona una redundancia sensorial. Si una enfermedad afecta la información sensorial de un miembro de un par, el SNC todavía recibe la información vestibular sobre la velocidad de la cabeza del otro CS que forma el par coplanar.

2ª) Permite al cerebro ignorar cambios en el impulso nervioso que ocurren en ambos lados simultáneamente, como podría ocurrir debido a cambios en la temperatura corporal o químicos.

3ª) Ayuda a los mecanismos de compensación vestibular en casos de sobrecarga sensorial.

Los otolitos del utrículo y el sáculo registran fuerzas relacionadas con la aceleración lineal y con inclinaciones estáticas con respecto al eje gravitatorio. Responden a la aceleración más que a la velocidad .

Al actuar sobre el utrículo y el sáculo una aceleración lineal determinada, se produce una dispersión de masas en su interior. La membrana de estatolitos se desplaza más que la endolinfa y se desliza tangencialmente a la superficie del epitelio sensorial (fuerza de cizallamiento), flexionando los cilios en una u otra dirección. Dada la disposición de las máculas en los tres planos del espacio, pueden percibirse las aceleraciones lineales que actúen en cualquiera de ellos.

Los otolitos se adaptan para responder al movimiento en las 3 direcciones. Sin embargo, a diferencia de los CS, sólo tienen dos órganos sensoriales para los 3 ejes de movimiento lineal. En posición vertical del sujeto, el sáculo tiene una orientación parasagital vertical, mientras que el utrículo se orienta horizontalmente. En esta postura, el sáculo puede percibir aceleraciones lineales en su plano, sobre todo la aceleración orientada a lo largo del eje occipitocaudal. El utrículo también percibe aceleraciones en su plano, especialmente las aceleraciones laterales a lo largo del eje interaural.

Los otolitos también son capaces de registrar inclinaciones laterales de la cabeza. Cuando ésta está en posición erecta, la excitación es mínima en la mácula utricular y máxima en la sacular. Cuando la cabeza se inclina lateralmente, la flexión de

Introducción

los cilios será máxima en el utrículo y mínima en el sáculo, causando excitación en el utrículo. Ocurren cambios similares cuando la cabeza se inclina hacia delante o hacia atrás.

En cada mácula otolítica, la *striola* separa la dirección de la polarización de la célula ciliada en cada lado. Consecuentemente, la inclinación de la cabeza resulta en un aumento de la descarga aferente en una parte de la mácula, y se reduce la descarga aferente de la otra porción de la misma mácula.

Las proyecciones aferentes de las neuronas bipolares del ganglio vestibular (ganglio de Scarpa) constituyen el nervio vestibular, que discurre por el interior del conducto auditivo interno (junto a los nervios intermediario, facial y coclear, y la arteria laberíntica) situado en la porción petrosa del hueso temporal. Entra en el tronco de encéfalo a nivel de la unión pontomedular.

El procesamiento central de las aferencias vestibulares es competencia del complejo nuclear vestibular y del cerebelo. El primero es el procesador primario de la información vestibular y establece conexiones entre la información aferente recibida y las neuronas efectoras motoras. El segundo monitoriza al complejo nuclear vestibular y reajusta su procesamiento si es necesario. En ambas localizaciones la información sensorial vestibular es procesada junto a las informaciones somatosensorial y visual.

Los núcleos vestibulares superior y medial son los intermediarios del RVO. El núcleo vestibular medial está implicado también en los reflejos vestíbulo-espinales y coordina los movimientos conjuntos de la cabeza y los ojos. El núcleo vestibular lateral es el principal núcleo para el RVE. El núcleo descendente establece conexión con todos los otros núcleos y con el cerebelo, pero carece de vías efectoras primarias. Los núcleos vestibulares establecen conexiones entre sí mediante un sistema de comisuras, las cuales son principalmente inhibitorias. Las comisuras permiten que la información llegue a las dos partes del tronco cerebral ⁽²²²⁾.

En el complejo nuclear vestibular se procesan conjuntamente la información sensorial vestibular y la extravestibular (propioceptiva, visual, táctil y auditiva). Existen extensas conexiones entre el complejo nuclear vestibular, el cerebelo, los núcleos

Introducción

oculomotores y los sistemas de activación del tronco cerebral, con objeto de emitir señales eferentes apropiadas a los órganos efectores del RVO y RVE, los músculos extraoculares y esqueléticos.

El cerebelo recibe información del complejo nuclear vestibular e información sensorial primaria. Su misión es calibrar los reflejos vestibulares, que son inefectivos cuando el cerebelo es lesionado. Las proyecciones cerebelosas al complejo nuclear vestibular tienen una influencia inhibitoria sobre éste.

El fóculo 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. El vermis cerebeloso regula el RVE⁽⁹⁹⁾ por lo que su lesión causa ataxia de la marcha e inestabilidad del tronco. Estos pacientes son incapaces de usar la información sensorial de sus extremidades inferiores para estabilizar su postura.

Las neuronas oculomotoras necesitan un integrador neural capaz de codificar la velocidad ocular en posición ocular. Esta codificación es realizada por el *nucleus prepositus hypoglosi*, que se localiza por debajo del núcleo vestibular medial. Aunque debe existir una estructura similar para el sistema vestibuloespinal, la localización del integrador neural del RVE todavía no es conocida.

La salida motora del sistema vestibular la constituyen los reflejos vestibulo-ocular, vestibulo-espinal y vestibulo-cólico.

Las neuronas eferentes del RVO son las neuronas motoras de los núcleos oculomotores, que conducen los impulsos eferentes hasta los músculos extraoculares. Éstos se disponen en parejas, que se orientan en planos muy similares a los planos de los CS. Esta disposición geométrica permite que un par de CS establezca conexión directamente con un par de músculos extraoculares. El resultado son movimientos conjugados de los ojos en el mismo plano que el movimiento de la cabeza⁽¹⁴⁰⁾.

Existen 2 tractos de sustancia blanca que conducen la información desde el complejo nuclear vestibular hasta los núcleos oculomotores. El tracto ascendente de

Introducción

Deiters conduce desde el núcleo vestibular hasta el núcleo abducens homolateral (recto lateral) durante el RVO horizontal. El resto de salidas relacionadas con el RVO son transmitidas por el fascículo longitudinal medial.

El objetivo del RVO es mantener la visión estable durante los movimientos de la cabeza. Tiene un componente angular y otro lineal. El RVO angular, mediado por los CS, compensa las rotaciones y es el responsable primario de la estabilización de la mirada. El RVO lineal, mediado por los órganos otolíticos, compensa las traslaciones. El RVO es más importante en situaciones en que la diana está cerca y la cabeza se mueve a frecuencias relativamente altas.

El objetivo del RVE es mantener la estabilidad corporal. Las neuronas efectoras del RVE son las células del asta anterior de la médula, que conducen los impulsos nerviosos hasta los músculos esqueléticos. Sin embargo, las conexiones entre el complejo nuclear vestibular y las neuronas motoras son mucho más complicadas que para el RVO. El RVE tiene una tarea mucho más difícil que el RVO, porque existen múltiples estrategias para prevenir caídas, las cuales implican diferentes sinergias motoras.

Existen 3 vías que conectan los núcleos vestibulares con las células del asta anterior de la médula:

- El tracto vestíbulo-espinal lateral se origina del núcleo vestibular lateral ipsilateral, que recibe la mayor parte de su información de los otolitos y el cerebelo. Su función principal es generar actividad motora postural antigravitatoria, primariamente en las extremidades inferiores, en respuesta a los cambios de posición de la cabeza que ocurren con respecto a la gravedad.

- El tracto vestíbulo-espinal medial se origina de los núcleos medial, superior y descendente contralaterales y es 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.

Introducción

- El tracto retículo-espinal recibe información sensorial de todos los núcleos vestibulares, así como de otros sistemas sensoriales y motores implicados en el mantenimiento del equilibrio. Tiene componentes cruzados y no cruzados y tiene muchas colaterales. Está probablemente implicado en la mayoría de acciones reflejas motoras de equilibrio, incluyendo ajustes posturales en respuesta a información sensorial extravestibular (auditiva, visual y estímulos táctiles) ⁽¹⁰⁷⁾.

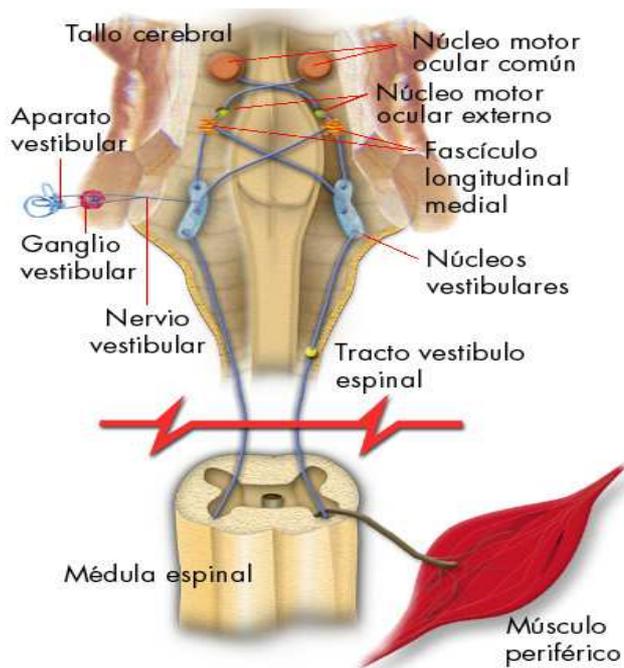


Figura 3. Esquema del reflejo vestibulo-espinal

El RVE consiste en una unión de varios reflejos. La secuencia de eventos implicados en la generación de un reflejo laberíntico es la siguiente:

1. Cuando la cabeza se inclina hacia un lado se estimulan los CS y los otolitos.
2. Se activan el nervio vestibular y los núcleos vestibulares.
3. Los impulsos eferentes son transmitidos a través de los tractos vestibulo-espinal lateral y medial hacia la médula espinal.
4. La actividad extensora es inducida en el lado hacia el que se inclina la cabeza y la actividad flexora es inducida en el lado opuesto.

Introducción

El reflejo vestibulocólico (RVC) 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.

Existen otros reflejos que toman como origen la información sensorial cervical (reflejos cervico-ocular y cervico-espinal), visual y somatosensorial.

El reflejo cervico-ocular (RCO) consiste en la generación de movimientos de los ojos originados a partir de la información de los propioceptores cervicales, que pueden suplementar al RVO en ciertas circunstancias. En sujetos sanos la ganancia del RCO es muy baja. Sin embargo, el RCO es facilitado cuando el aparato vestibular está lesionado⁽³⁹⁾, y puede llegar a ser importante en sujetos con lesión laberíntica.

El reflejo cervico-espinal (RCE) se basa en una actividad aferente cervical que origina cambios en la posición de las piernas. El RCE puede suplementar al RVE alterando el tono motor en el cuerpo. 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 una vía inhibitoria de la parte medial de la formación reticular medular. Cuando el cuerpo gira con la cabeza estable, las neuronas del sistema cervico-espinal excitatorio aumentan su descarga en el lado al que se dirige la barbilla y las neuronas inhibitorias del sistema retículo-espinal reducen sus descargas. Esta actividad da lugar a una extensión de la pierna en el lado al que se dirige la barbilla y flexión en la pierna contralateral. La interacción de las informaciones vestibulares y cervicales tiende a contrarrestarse cuando la cabeza se mueve libremente en el cuerpo, con objeto de que la postura permanezca estable⁽¹⁸⁸⁾.

El reflejo cervico-cólico (RCC) estabiliza la cabeza en el cuerpo. Los cambios sensoriales aferentes causados por la posición del cuello se oponen al estiramiento mediante contracciones reflejas apropiadas de músculos cervicales. El grado en que este reflejo contribuye a la estabilización de la cabeza no es bien conocido, pero parece que es útil sobre todo en la estabilización de los movimientos de la cabeza en el plano vertical, y puede ser también facilitado tras pérdida laberíntica.

Introducción

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 a frecuencias superiores de 0,5 Hz.. Las respuestas visuales pueden ser facilitadas tras pérdida vestibular.

Los mecanismos somatosensoriales están implicados en la estabilidad postural. Bles y cols documentaron nistagmus de origen somatosensorial ⁽³⁴⁾. Los sujetos con pérdida vestibular bilateral usan más esta información que los sanos.

4.. ESTUDIO DEL SISTEMA VESTÍBULO-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 ⁽²⁰¹⁾. 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 vestíbulo-espinal en pacientes afectados de patología vestibular. Observó la tendencia de estos pacientes a caer hacia el lado afecto, es decir, en el sentido del componente lento del nistagmus, a diferencia de los sujetos con patología cerebelosa ⁽²²⁰⁾.

A partir de las mencionadas investigaciones de Romberg y Barany, el estudio de los reflejos vestíbulo-espinales y del control postural se ha considerado fundamental en la valoración del paciente aquejado de vértigo, mareo o inestabilidad postural. En realidad el sustrato anatómico de los reflejos vestíbulo-espinales es distinto del de los reflejos vestíbulo-oculares, por lo que los resultados de uno no pueden ser extrapolados al otro ⁽¹⁶⁹⁾.

No obstante, las técnicas para valoración objetiva que estudian los movimientos oculares han sido mucho más utilizadas que las que analizan el control de la postura ^(31, 119, 123, 200), es decir, que el estudio de los reflejos vestíbulo-espinales y del control postural ha tenido un papel solo complementario en la valoración del paciente aquejado de vértigo, inestabilidad o desequilibrio. 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 1942 ⁽⁹⁴⁾, Henriksson consiguió medir la velocidad del ojo

Introducción

durante la fase lenta del nistagmo ⁽¹⁰⁾, y Mathlog y cols utilizaron sillones rotatorios con motor servocontrolado en los años 70 ⁽⁹⁴⁾. Posteriormente, la aplicación de técnicas computerizadas ha permitido cuantificar mejor los resultados y almacenarlos para una posterior reproducción o comparación. Más recientemente la filmación y grabación de los movimientos oculares mediante cámaras de vídeo ha permitido observarlos mejor, incluso de forma diferida.

- Existe una gran dificultad para aislar el sistema vestibular de la visión y la propiocepción ⁽¹⁰⁾, también implicados en el mantenimiento del equilibrio, y por tanto, para el desarrollo de sistemas de valoración objetivos y reproducibles del control postural.

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, Hinsdale ⁽¹⁰⁴⁾ colocó un carboncillo en un casco sobre la cabeza del sujeto a estudio, y por encima un papel en el que el carboncillo inscribía las oscilaciones posturales. Estudiaba sujetos atáxicos, por lo que este dispositivo lo llamó ataxiógrafo.

Hinsdale también 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 las oscilaciones posturales anteroposterior y mediolateral en función del tiempo. Este método fue empleado hasta el diseño del ataxiómetro de Miles.

Introducción

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 cualquier eje ⁽¹⁴⁸⁾ .

Todos estos sistemas han sido modificados y perfeccionados posteriormente, culminando en el desarrollo de la craneocorpografía y la videocraneocorpografía computerizada ⁽⁵⁹⁾ .

La otra forma de estudio consistía en cuantificar las oscilaciones posturales a través de las fuerzas de reacción del suelo a nivel de los pies del sujeto como consecuencia de la presión ejercida por éste, colocado sobre una plataforma dinamométrica. Estas técnicas no suponen una carga para el sujeto en estudio y no le incomodan ⁽³¹⁾ .

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 los desplazamientos del centro de presiones (estatoquinesigrama) y las oscilaciones en sentido anteroposterior y mediolateral (estabilograma) del mismo ⁽¹⁶⁾ . Los resultados obtenidos podían ser fotografiados o filmados, y permitía valorar la regularidad de las curvas del estabilograma y el tamaño del área descrita por el movimiento del centro de presiones en el estatoquinesigrama. Asimismo, permitía conocer parámetros tales como el área descrita por el movimiento del centro de presiones, la longitud que recorría éste, y la dispersión media y máxima en los ejes anteroposterior y mediolateral.

Introducción

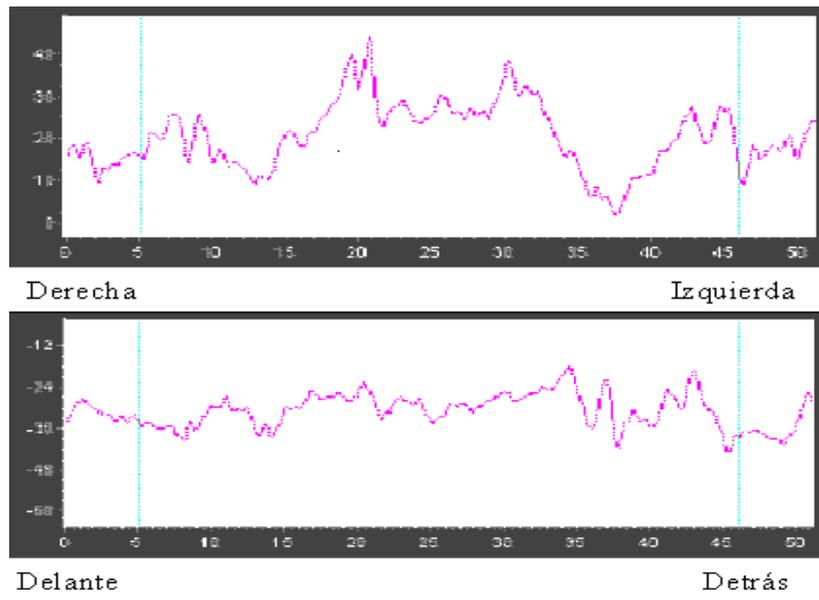


Figura 4. Estabilograma: representación de las oscilaciones posturales en sentido mediolateral y anteroposterior en función del tiempo.

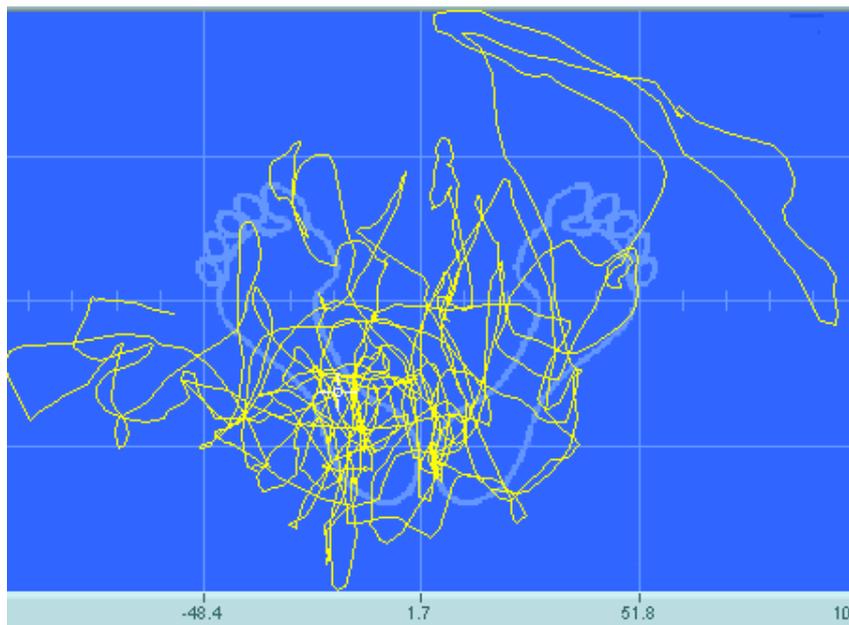


Figura 5. Estatoquinesigrama: Representación gráfica (con zoom) de las oscilaciones de un sujeto normal en la condición de RGC.

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 objeto de determinar la importancia relativa de cada

una de las aferencias sensoriales en el control postural. No obstante, todavía están en fase de investigación el equipamiento, el método de análisis y la técnica precisa de realización.

4.2. TÉCNICAS ACTUALES DE REGISTRO DEL CONTROL POSTURAL EN BIPEDESTACIÓN

4.2.1. Craneocorpografía

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.

El craneocorpógrafo consta de un espejo convexo del mayor diámetro posible situado en el techo de la habitación, una cámara fotográfica tipo Polaroid dispuesta encima de la cabeza del sujeto a una distancia invariable del espejo, y una guía que los une. Asimismo dispone de un sistema de referencia formado por dos pilotos que se colocan sobre el vástago que sujeta la cámara. El conjunto cámara y espejo puede desplazarse arriba o abajo según la altura del paciente, sobre el que se coloca un casco con dos lámparas (una en la parte anterior y otra en la posterior) y se disponen otras dos lámparas en sendos hombros del paciente. Sobre el espejo convexo se refleja una imagen virtual, no invertida y de menor tamaño que el sujeto y su entorno.

4.2.2. Posturografía

Se denomina posturografía al conjunto de técnicas que estudian objetivamente y cuantifican el control postural del individuo a través de los movimientos del centro de presiones durante la realización del test de Romberg, mediante el uso de plataformas

Introducción

dinamométricas ⁽¹⁷⁸⁾. Se basa en la idea de que las oscilaciones del centro de gravedad reflejan la inestabilidad postural ⁽¹⁸²⁾. Pero como es imposible medir las variaciones de posición de un punto virtual, se miden las oscilaciones del centro de presiones en el suelo mediante plataformas dinamométricas ⁽¹²⁰⁾.

Las plataformas dinamométricas detectan y cuantifican fuerzas horizontales y verticales. La información registrada es remitida a un sistema informático que registra las coordenadas del centro de presiones, el cual representa una buena estimación de la posición del centro de gravedad si el cuerpo se mueve lentamente ⁽¹⁰⁾. Pueden analizarse distintos parámetros de las coordenadas del centro de presiones relacionados con su posición media, su trayectoria en el eje anteroposterior o mediolateral, o la variación de su posición en función del tiempo. Los más utilizados habitualmente son la posición media del centro de presiones en cada eje y las medidas de dispersión de las coordenadas del centro de presiones plantar ⁽¹⁸²⁾. El balanceo u oscilación postural es considerado en la actualidad un importante indicador de la función de equilibrio ⁽¹²²⁾.

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. Asimismo, permite conocer el estado funcional del sujeto y orientar el tratamiento médico o rehabilitador, al identificar la disfunción sensorial. En este sentido, complementa la información obtenida por el estudio del reflejo vestíbulo-ocular mediante la electro o videonistagmografía.

Tiene un indudable interés clínico en diferentes ámbitos ⁽¹⁷⁾, y en particular, en el de la rehabilitación y en la valoración del daño corporal ⁽²¹⁸⁾. Este interés radica en que puede servir para:

- Conocer el grado de alteración funcional y de compensación vestibular ⁽¹⁷⁸⁾, 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 las enfermedades vestibulares (Ménière, vértigo posicional paroxístico benigno, neuronitis vestibulares, etc.), neurológicas (esclerosis múltiple,

Introducción

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 sujeto.

- Monitorizar la evolución espontánea o tras tratamiento del sujeto afecto de desequilibrio. 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 ⁽¹⁸²⁾. Además, precisan un espacio físico amplio para la ubicación del posturógrafo y un tiempo prolongado para la realización de la exploración.

- Las plataformas de estabilometría 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 ⁽¹⁸²⁾.

Introducción

- No existe acuerdo en el valor de ciertos índices posturales obtenidos por posturografía ⁽¹⁸²⁾.

- 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.

4.2.2.1. 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 con la finalidad de disminuir la información de los propioceptores de esta articulación, pero también pueden estar rodeadas de un entorno visual capaz de desorientar al sujeto.

El sistema de PDC más ampliamente distribuido fue desarrollado por Nashner y cols para el estudio del control postural ⁽¹⁵⁸⁾. 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 sistema del equilibrio, que complementa la información aportada por otras técnicas de estudio del sistema vestibular (VNG y craneocorpografía).

Actualmente es considerada el “Gold Standard” para el estudio del control postural ⁽¹⁷⁾. Recientemente 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:

1) Test de organización sensorial

Es un protocolo de estudio desarrollado por Nashner ⁽¹⁵⁸⁾, que evalúa el equilibrio del sujeto midiendo su oscilación anteroposterior en 6 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 ⁽¹⁹⁰⁾. 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 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).

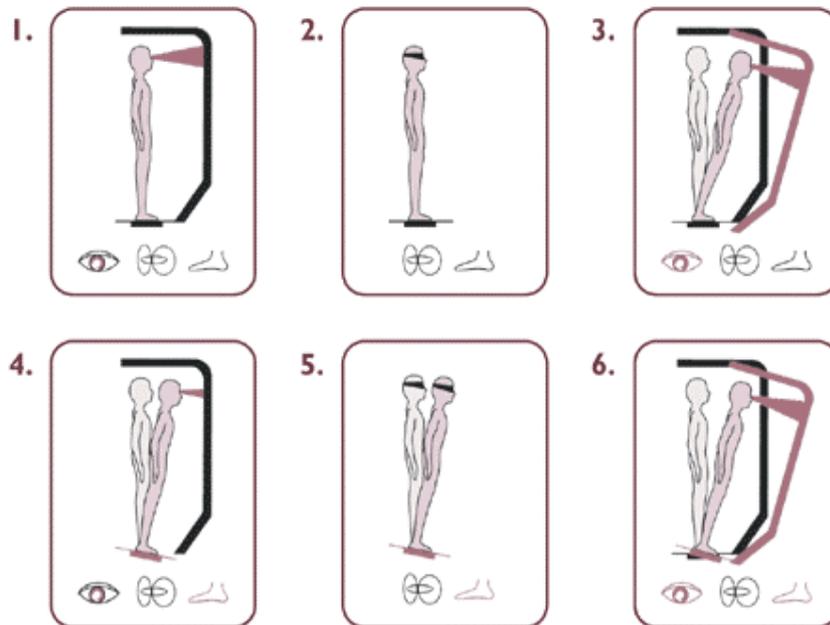


Figura 6. Test de organización sensorial

2) Límites de estabilidad

Valora el control voluntario del sujeto de desplazar su centro de gravedad hasta sus límites de estabilidad sin mover la base de sustentación.

3) Test de desplazamiento rítmico del peso

Determina la capacidad del sujeto de realizar desplazamientos rítmicos de su centro de gravedad en sentidos mediolateral y anteroposterior, a tres velocidades diferentes.

4.2.2.2. 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

Introducción

movimientos del centro de presiones sobre la misma. El sistema más conocido es el de Norré ⁽¹⁶⁹⁾.

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 ^(169, 170).

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 ⁽²¹²⁾ 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 ^(28, 29).

El colchón de gomaespuma, ya empleado por Shumway-Cook ⁽²¹²⁾, pretende reducir o distorsionar la información propioceptiva de la articulación del tobillo.

Más tarde desarrolló el sistema S.P.G.-III, que consistía en seis test ⁽¹⁷¹⁾: 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 centro de presiones.

4.3. Estudio de la marcha humana

La marcha humana es la forma habitual de locomoción del hombre, que consiste básicamente en un movimiento hacia delante en posición erguida, durante el cual el peso es soportado alternativamente por ambas piernas ⁽¹¹¹⁾. 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 precisas 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 ⁽²⁾. Por este motivo adquiere especial importancia el estudio de la marcha en los pacientes con enfermedades vestibulares.

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 ^(153, 154).

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 ^(146, 217).

Introducción

El estado de ánimo también puede influir sobre el patrón de marcha del sujeto en un momento dado.

Algunos factores extrínsecos al sujeto también pueden repercutir en las características de su marcha. Entre ellos, mencionar la velocidad de la misma ^(6, 238, 247), el tipo de suelo, el calzado (peso, altura del tacón, etc), la inclinación de la superficie, la carga acarreada por el sujeto, etc.

La marcha humana también puede verse afectada por numerosas patologías de los aparatos y sistemas en ella involucrados, como el aparato locomotor, el sistema vestibular y el Sistema Nervioso, de ahí la importancia de su estudio.

El análisis de la marcha de un individuo ayuda en la valoración, seguimiento y monitorización de resultados terapéuticos, en las patologías del aparato locomotor ^(147, 209), del oído interno, y del Sistema Nervioso Central.

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.

Introducción

Otra subdivisión, más extendida en la actualidad, considera la fase de apoyo compuesta por cinco periodos, y la oscilación formada por tres ⁽¹⁸⁴⁾. Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libre.

- FASE DE APOYO

- Fase de contacto inicial	0-2 %
- Fase de apoyo inicial	0-10 %
- Fase media de apoyo	10-30 %
- Fase final del apoyo	30-50 %
- Fase previa a la oscilación	50-60 %

- FASE DE OSCILACIÓN

- Fase inicial de oscilación	60-73 %
- Fase media de oscilación	73-87 %
- Fase final de oscilación	87-100 %

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. Durante la misma, el pie debe absorber el impacto inicial manteniendo el apoyo estable y permitir la progresión del mismo.

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 en apoyo.

Introducción

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 sobrepasando al miembro en apoyo, 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.

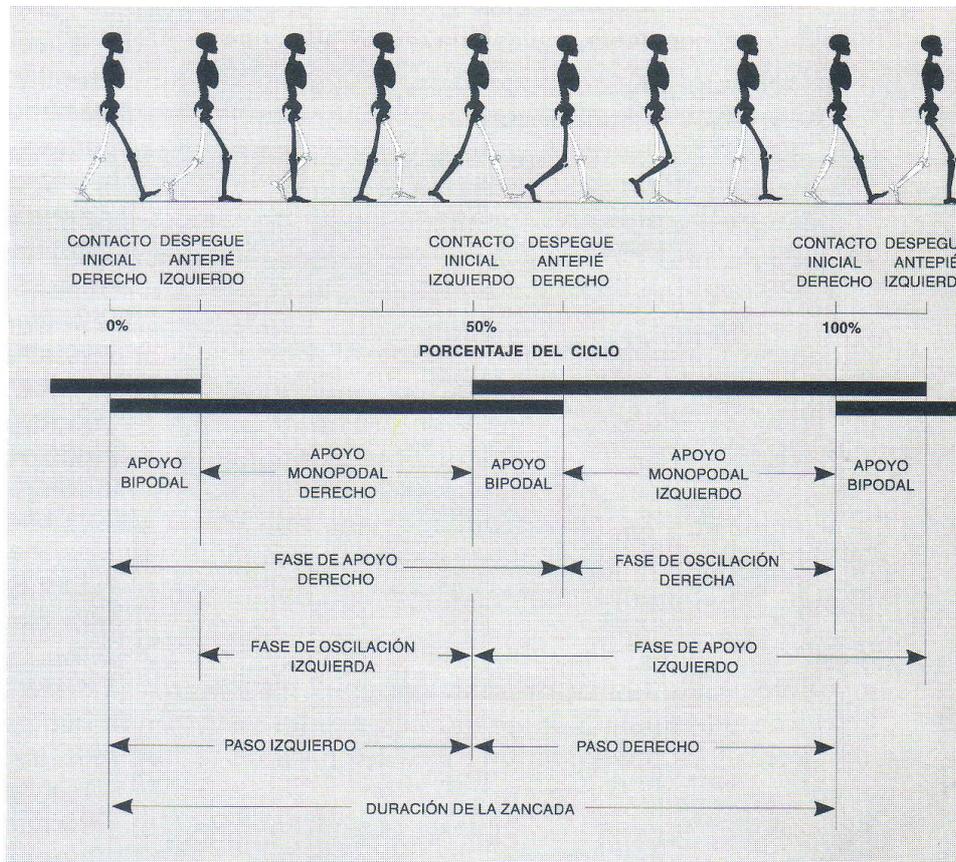


Figura 7. Ciclo de marcha humana

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 por parte del especialista. La aparición durante la segunda mitad del siglo de técnicas experimentales permitió profundizar en el conocimiento de la marcha humana normal, y en las alteraciones de la misma producidas por las diferentes patologías.

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 (lineales y angulares).

La Cinética 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 útiles en situaciones específicas, como son los podómetros y las plantillas instrumentadas.

4.3.2.1. Técnicas de análisis cinemático o de registro del movimiento ⁽¹⁰⁹⁾

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. Por ello se han desarrollado diferentes sistemas de medida del movimiento de los segmentos corporales. 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, a partir de las cuales se extrae información tridimensional de las posiciones de cada punto de dicho sujeto durante el tiempo que dura la toma de imágenes. Permite conocer la posición espacial de las articulaciones humanas 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 tienen su principal utilidad para estudiar las vibraciones producidas por el golpe del pie sobre el suelo al caminar.

4.3.2.2. Técnicas de análisis cinético ⁽¹⁰⁹⁾

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 ⁽²⁰⁵⁾.

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 las tres componentes de la fuerza y las 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 las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presiones vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

Introducción

El tratamiento de toda la información que ofrecen las plataformas dinámicas 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.

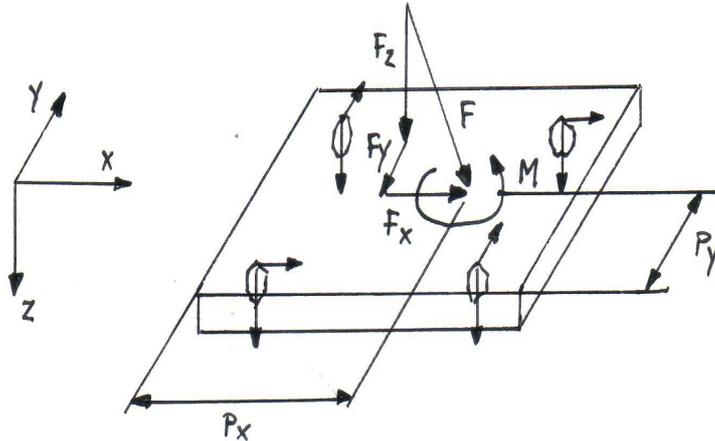


Figura 8. Fuerza de reacción (F) con sus tres componentes (Fx, Fy y Fz), momento torsor (M) y centro de presiones (Px, Py) sobre una plataforma dinámometrica

Los parámetros cinéticos que pueden extraerse de las plataformas dinámometricas son los siguientes ⁽¹⁰⁹⁾:

- **Fuerzas de reacción vertical (Fz):** 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 (Fz1 o Fzat): es el máximo valor de la fuerza vertical, producida durante la primera fase del apoyo.
 - Fuerza vertical mínima o valle (Fz2 o 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 (Fz3 o 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.

Introducción

- **Fuerzas de reacción anteroposterior (F_x):** presentan dos picos máximos inversos.
 - Fuerza anteroposterior máxima (frenado) (F_{x1} o F_{xmax}): 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) (F_{x2} o F_{xmin}): 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 (F_y):** que también presentan dos picos máximos inversos.
 - Fuerza mediolateral mínima (F_{y1} o F_{ymin}): 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 (F_{y2} o F_{ymax}): 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.

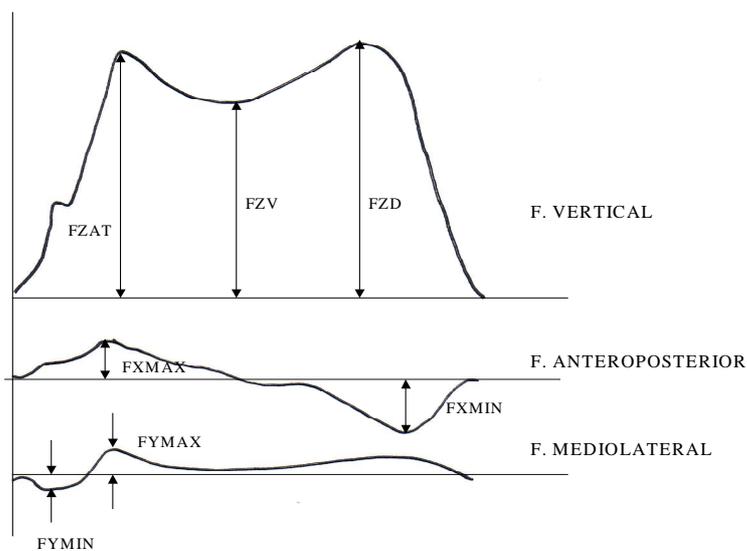


Figura 9. Parámetros cinéticos de la marcha humana

Introducción

Los podómetros y las plantillas instrumentadas son, junto a las plataformas dinamométricas, las técnicas cuantitativas más importantes de análisis cinético. Se basan en el empleo de transductores electrónicos que convierten la presión ejercida en las interfases pie-suelo (podómetro) y pie-calzado (plantillas) en una señal eléctrica que, mediante una cadena de acondicionamiento y registro de la señal, permite conocer la distribución cuantitativa de las presiones plantares.

Los podómetros electrónicos están formados por una malla rectangular que contiene un gran número de transductores de presión distribuidos sobre la superficie en la que va a apoyar el pie, que transforman la presión que actúa en cada momento sobre los mismos en una señal eléctrica medible.

Las plantillas instrumentadas permiten la medición de la interacción pie-calzado sin restricciones de espacio, pudiendo el sujeto caminar libremente y obteniéndose así un seguimiento de la evolución de su marcha, imposible de lograr con plataformas de fuerza o podómetros fijados al suelo.

Introducción

OBJETIVOS

Objetivos

Objetivos

El propósito general de este proyecto puede desglosarse de forma pormenorizada en los siguientes OBJETIVOS:

1.- Determinar si los pacientes con patología vestibular sufrieron más caídas que los sujetos normales durante el año anterior al estudio.

2.- Conocer la posible relación existente entre la capacidad funcional estudiada mediante los test clínicos y los resultados obtenidos mediante posturografía y el estudio de la marcha (NedSVE/IBV), con el número de caídas sufridas por la muestra estudiada durante el año anterior al estudio.

3.- Establecer las diferencias de los resultados obtenidos por los grupos y subgrupos estudiados en los test clínicos específicos de equilibrio.

4.- Conocer y comparar los resultados de la posturografía estática, los límites de estabilidad, el control rítmico-direccional mediolateral y anteroposterior y las características biomecánicas de la marcha en la muestra estudiada.

5.- Establecer la posible correlación existente entre los resultados obtenidos en el estudio instrumental y los test clínicos empleados.

6.- Averiguar la relación existente entre la compensación vestibular (valorada mediante criterios vestíbulo-oculares) y el control postural de la muestra estudiada.

Objetivos

MATERIAL Y MÉTODOS

Material y Métodos

I. MATERIAL

La fase experimental del presente estudio fue realizada en la Unidad de Otorrinolaringología (ORL) de la Clínica Casa de Salud (Valencia) entre abril de 2003 y julio de 2005.

La población estudiada se dividió en dos grupos. Uno de ellos estaba formado por pacientes visitados en la Unidad de ORL, afectados de enfermedad vestibular periférica o trastorno central del equilibrio, a los que denominamos *patológicos*. El otro grupo estaba compuesto por sujetos sin patología conocida del equilibrio (*normales*).

1. 1. SUJETOS NORMALES

Criterios de inclusión

El grupo de sujetos normales estaba formado por un total de 60 personas que cumplían las siguientes características o criterios de inclusión:

- Edad comprendida entre 65 y 80 años.

- Ausencia de enfermedad vestibular conocida o de historia clínica de vértigo, desequilibrio o mareos que pudiera ser expresión de enfermedad de sistema vestibular.

- Ausencia de enfermedad neurológica (enfermedad de Parkinson, accidente vascular cerebral, esclerosis múltiple, traumatismo craneo-encefálico, sospecha o confirmación de neuropatía diabética, etc.) que pudiera ser causa de un trastorno del equilibrio.

- Ausencia de enfermedades del aparato locomotor sintomáticas (coxartrosis, gonartrosis, enfermedades de los pies), que impidiesen una correcta bipedestación y/o deambulación o modificar sustancialmente el estilo de vida dando lugar a un sedentarismo y desacondicionamiento excesivos.

Material y Métodos

- Ausencia de enfermedad del sistema visual que pudiera limitar o dificultar de forma significativa la visión (glaucoma con reducción del campo de visión, cataratas con clara pérdida de visión, miopía acusada, etc.)

- Ausencia de debilidad muscular manifiesta de cualquier etiología.

- No estar tomando fármacos que actúen a nivel del Sistema Nervioso (antidepresivos, neurolépticos, benzodiazepinas, antiepilépticos, sedantes vestibulares, etc.).

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

Procedencia

La procedencia de los sujetos normales fue doble:

- Familiares, amigos y conocidos del doctorando.

- Personas inscritas en el Hogar de Jubilados de “La Olivereta”, 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 los sujetos de este grupo fueron requeridos para realizar todos los test clínicos y un 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 marcha.

1. 2. PACIENTES

Este grupo estaba formado por 60 pacientes visitados en la Unidad de ORL de la Clínica Casa de Salud que cumplían las siguientes características o criterios de inclusión:

- Edad comprendida entre 65 y 80 años.

- Historia clínica de alteración del equilibrio debida a patología vestibular periférica o trastorno del SNC, que habían acudido a la Unidad de ORL de la Clínica Casa de Salud.

- Ausencia de enfermedades del aparato locomotor sintomáticas (coxartrosis, gonartrosis, enfermedades de los pies), que pudieran alterar el equilibrio o modificar sustancialmente el estilo de vida dando lugar a un sedentarismo y desacondicionamiento excesivos.

- Ausencia de enfermedad del sistema visual que pudiera limitar o dificultar de forma significativa la visión (glaucoma con reducción del campo de visión, cataratas con clara pérdida de visión, miopía acusada, etc.)

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

- Ausencia de debilidad muscular manifiesta de cualquier etiología.

De acuerdo con el diagnóstico clínico y videonistagmográfico, y la evolución de los pacientes, este grupo se subdividió en 4 subgrupos:

- Pacientes que habían sufrido una única crisis vestibular (CVU).
- Pacientes que habían sufrido crisis vestibulares de repetición (CVR).

Material y Métodos

- Pacientes diagnosticados de vértigo posicional paroxístico benigno (VPPB).
- Pacientes con trastornos del equilibrio de origen central (Centrales).

Todos los pacientes incluidos en este grupo realizaron los test clínicos, un estudio posturográfico completo y una videonistagmografía como apoyo al diagnóstico clínico y para conocer el estado de compensación vestíbulo-ocular ⁽⁴⁾.

Criterios de compensación vestibular

Para determinar el estado de compensación vestibular nos hemos basado en los criterios de exploración videonistagmográficos descritos por Eisenman ⁽⁷³⁾ y otros criterios clínicos. Este término no es aplicable a los pacientes con patología del SNC pues su capacidad de compensación es muy limitada. Se consideraron como descompensados a aquellos pacientes que presentaban uno o más de los siguientes:

a) Criterios videonistagmográficos

Se consideró como descompensado a cualquier paciente que presentó al menos uno de los siguientes criterios de exploración vestibular:

- Nistagmo espontáneo mayor o igual de 2°s^{-1} .
- Nistagmo de posición mayor o igual de 2°s^{-1} en más de la mitad de las posiciones estudiadas.
- Preponderancia direccional mayor o igual al 25%.
- Asimetría en la prueba rotatoria fuera de los valores normales en al menos dos de las frecuencias estudiadas.

b) Criterios clínicos

- Presencia de nistagmo de posicionamiento provocado por las maniobras de Dix Hallpike o de McClure.
- Referencia por el paciente de síntomas audiovestibulares durante las tres semanas previas a la realización de la posturografía.

Material y Métodos

Los grupos de pacientes con CVU, CVR y VPPB, que corresponden a enfermedades vestibulares periféricas, se clasificaron en compensados y descompensados, según los criterios de compensación vestibular descritos por Eisenman ⁽⁷³⁾. En la muestra estudiada, del total de 48 patológicos con enfermedad vestibular periférica, se consideró que 30 no cumplían criterios de compensación vestibular (*descompensados*) y los 18 restantes sí los cumplían (*compensados*).

2. MÉTODOS

2.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

La revisión bibliográfica es una tarea primordial que debe preceder a cualquier estudio de investigación, y debe ser continuada hasta su finalización. La estrategia de búsqueda ha sido informatizada, fundamentalmente en las bases de datos Medline y Ovid. Los artículos resultantes en las diferentes búsquedas se seleccionaron de acuerdo al interés que suscitaba su resumen, y a continuación se intentaban conseguir en las bibliotecas con documentación médica de la ciudad de Valencia.

La localización de los artículos fue en:

- a. Le Hemeroteca del Hospital General de Valencia.
- b. La Hemeroteca de la Facultad de Medicina de Valencia.
- c. La Biblioteca Virtual del Colegio de Médicos de Valencia:
<http://www.comv.es>.
- d. Revistas electrónicas del Hospital General de Valencia.
- e. Las revistas a texto completo de la base de datos Ovid.

Los artículos que no se pudieron localizar de esta forma, se solicitaron a otras hemerotecas del país desde la del Hospital General de Valencia. Solamente se intentaron conseguir los artículos en inglés, castellano, francés e italiano.

Las palabras clave utilizadas fueron: *balance, equilibrium, postural control, gait, elderly, vestibular disorders, falls, one leg standing, Timed Up and Go, Tinetti, Berg Balance Scale, posturography, stability limits, ground reaction forces, rhythmic weight shif.*

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 SUJETOS

El estudio se realizó de forma prospectiva, tras desestimar a los sujetos que no cumplieran los criterios de inclusión. Todos los pacientes habían sido valorados y diagnosticados previamente por su Médico especialista en Otorrinolaringología y se les realizó una videonistagmografía en fecha cercana al estudio posturográfico (1 mes como máximo de separación), como estudio complementario que apoyara el diagnóstico y para valorar signos de compensación vestibular.

2.2.1. ANAMNESIS

La anamnesis recogía los siguientes aspectos biográficos y clínicos:

- Datos de filiación: nombre, fecha de nacimiento y edad, domicilio, teléfono.
- Historia del número de caídas durante el último año.
- Antecedentes de enfermedades del aparato locomotor, sistema visual, enfermedades neurológicas y psiquiátricas.
- Antecedentes de vértigo, mareos o desequilibrio.
- Fármacos que precisa habitualmente para sus problemas médicos habituales.

2.2.2. EXPLORACIÓN FÍSICA GENERAL

En aquellos sujetos que referían antecedentes osteoarticulares o neurológicos poco concretos, se realizó una exploración ortopédica y neurológica básica para descartar la existencia de patología del aparato locomotor y del sistema nervioso.

2.2.3. TEST CLÍNICOS DE EQUILIBRIO

Todos los sujetos de ambos grupos (normales y patológicos) realizaron los siguientes test clínicos relacionados con el equilibrio:

2.2.3.1. TIEMPO DE APOYO MONOPODAL

La capacidad para permanecer en bipedestación sobre un pie es muy variable en la población y disminuye rápidamente con la edad, sobre todo con los ojos cerrados. La imposibilidad para mantenerse sobre un solo pie durante 5 segundos se ha relacionado con un aumento en el riesgo de caídas ⁽²³⁷⁾.

El tiempo de apoyo monopodal es un test empleado para valorar el control postural, en el que el sujeto debe mantenerse en posición erecta de bipedestación sobre una pierna todo el tiempo que pueda, con los ojos abiertos o cerrados. En este estudio se cronometró el tiempo que el sujeto mantenía esta postura con los ojos abiertos, con cada pie. La valoración de cada sujeto y pie se limitó a un máximo de 30 segundos aunque pudiera permanecer más tiempo en la posición requerida, con objeto de evitar la fatiga y porque se consideró que ya expresaba un buen control postural, dado el segmento de edad estudiado. Se permitió a todos los sujetos que realizaran algún intento de prueba, antes de ser cronometrados.

2.2.3.2. TIMED UP AND GO

El test “get up and go” ⁽¹⁴²⁾ fue diseñado como una herramienta de *screening* para detectar problemas de equilibrio en el anciano, en la que el sujeto debía levantarse de una silla con reposabrazos, caminar tres metros, girar sobre sí mismo, retroceder los 3 metros y volver a sentarse. El examinador debía juzgar de forma subjetiva mediante la siguiente escala: 1: normal; 2: Muy ligeramente anormal; 3: medianamente anormal; 4: moderadamente anormal; 5: severamente anormal. Debido a la subjetividad en su puntuación, hoy en día se considera imprecisa y está en desuso.

Para obviar su subjetividad, Podsiadlo y cols ⁽¹⁸⁷⁾ desarrollaron el test “Timed up and Go”, en el que el sujeto realiza las mismas tareas que el “get up and go”, mientras el examinador cronometra el tiempo que precisa para realizar la prueba.

Los adultos sin enfermedad neurológica que son independientes en tareas de equilibrio y movilidad habitualmente son capaces de realizar este test en menos de 10

segundos. Sin embargo, los adultos que necesitan más de 13,5 segundos para completarlo tienen un riesgo elevado de sufrir caídas ⁽²¹⁰⁾.

2.2.3.3. TEST DE TINETTI

El test de Tinetti fue descrito en 1986 para detectar problemas de equilibrio y movilidad en ancianos y para determinar el riesgo de caídas ^(226, 227). Está formado por dos subescalas, una de equilibrio y otra de marcha (Anexo 1). La primera se compone de 9 tareas, con un valor máximo de 16 puntos. La segunda está formada por 7 tareas, con una puntuación máxima de 12. La subescala de marcha no intenta analizar meticulosamente la misma, sino detectar problemas obvios y observar la capacidad funcional ⁽²²⁷⁾. Baloh ⁽¹⁴⁾ en un estudio longitudinal en ancianos sanos con un seguimiento de 8 años, observó que las puntuaciones globales de este test disminuían anualmente.

Su administración requiere poco tiempo ⁽²³⁵⁾, no precisa equipamiento ni entrenamiento especial del explorador, y es sensible a los cambios clínicos ⁽²²⁷⁾. Puede evaluar con una gran precisión las anomalías del equilibrio y la marcha del sujeto anciano ⁽¹⁸²⁾. Lin y cols ⁽¹³⁵⁾ consideran que es el test clínico más apropiado para evaluar el equilibrio en poblaciones muy ancianas.

2.2.3.4. ESCALA DE EQUILIBRIO O TEST DE BERG

La escala de equilibrio o test de Berg fue desarrollada en 1989 como una medida cuantitativa del estado funcional del equilibrio del anciano reproducible y con una fuerte consistencia interna. Es sensible a los cambios clínicos y tiene una buena fiabilidad intra e interobservador en ancianos ⁽²²⁾ y en pacientes con ACV ⁽²³⁾ y se ha considerado útil en la predicción de caídas ^(22, 35).

Consta de 14 tareas que valoran aspectos estáticos y dinámicos del control postural (Anexo 2) puntuadas de 0 a 4. El valor máximo de 56 expresa un equilibrio óptimo. En la actualidad, puede considerarse un *gold standard* en la evaluación clínica del equilibrio ⁽¹⁸²⁾.

2.3. POSTUROGRAFÍA

2.3.1. SISTEMA DE POSTUROGRAFÍA 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.

La aplicación NedAMH/IBV es un sistema basado en las plataformas dinamométricas Dinascan/IBV para la valoración funcional de la capacidad y la regularidad de la marcha humana mediante la comparación con patrones de normalidad. La valoración de la capacidad de marcha se basa en la comparación de los parámetros que mejor discriminan la población normal de la patológica, con los obtenidos de patrones de normalidad segmentados por edad, sexo, calzado y velocidad de marcha (base de datos del Instituto de Biomecánica de Valencia). Las puntuaciones se muestran en porcentajes, de forma que valores distintos al 100% reflejan discrepancias respecto a la normalidad. Permite hacer valoraciones independientes de cada parámetro significativo de ambos miembros inferiores por separado, así como una valoración global.

Los elementos que componen el sistema de valoración son los siguientes:

- Una plataforma dinamométrica Dinascan /IBV de 600x370 mm. de área activa y 100 mm. de altura, 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 mecánica, para el registro de la velocidad de marcha.

Material y Métodos

- 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
 - Colchonetas de gomaespuma: se utilizó una colchoneta similar a la empleada en la elaboración de la base de datos de normalidad del Instituto de Biomecánica de Valencia ⁽¹⁹⁾, cuyas características son:
 - Grosor: 9 cm.
 - Tamaño: el de la plataforma.
 - Densidad: 56.7 Kg/m³.
 - Resistencia a la penetración del 25%: 246 N.
 - Juego de arneses.
- Licencia de software de adquisición y tratamiento desarrollado en entorno windows.



Figura 10. 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.

2.3.2. PRUEBAS DE VALORACIÓN

Las pruebas de valoración del equilibrio están divididas en dos grandes grupos: Valoración Sensorial y Dinámica y Valoración del Control y Habilidad.

2.3.2.1. PRUEBAS DE POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA

Para la realización de estas pruebas se ha seguido un método similar al Test de Interacción Sensorial empleado por Norré ⁽¹⁷⁵⁾. La duración de cada prueba se prefijó en 30 segundos ⁽²¹²⁾ 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 con los pies descalzos con un ángulo de 30° ⁽¹⁷⁷⁾, haciéndolos coincidir con unas huellas marcadas sobre la plataforma y con los brazos extendidos y pegados al cuerpo ⁽⁸⁰⁾. Debe dirigir la mirada al frente, hacia una cortina situada a 2,5 m de distancia y tratar de no moverse.
- 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 y se sigue el mismo procedimiento que en las anteriores. Para prevenir una eventual caída, se utilizó un arnés de seguridad proporcionado con el equipo.
- 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.

El orden de realización de las pruebas fue de dificultad progresiva. La primera fue la de ROA, en segundo lugar ROC, en tercer lugar la prueba RGA y finalmente la

de RGC. Se realizaron un total de 3 registros de 30 segundos para cada una de las pruebas y se eliminó aquél cuyos resultados diferían más de los otros dos, es decir, que se consideraron los dos registros con resultados más parecidos. Cuando el paciente se apoyaba en el arnés o precisaba el apoyo de un acompañante para evitar la caída, se consideraba como caída y no se contabilizaba. No se dejaron realizar más de tres registros de la misma prueba para evitar el factor aprendizaje.

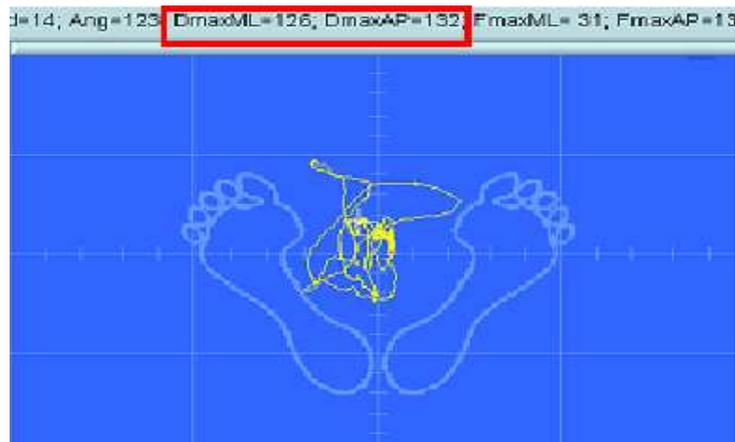


Figura 11. Trazo que muestra el desplazamiento del centro de presiones en la prueba de Romberg con Gomaespuma y Ojos cerrados de un paciente con ataxia.

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

- Dispersiones mediolateral (eje X) y anteroposterior (eje Y) (mm): representan el valor medio de la oscilación del centro de presiones (proyección sobre la plataforma de su centro de gravedad) en los ejes mediolateral y anteroposterior durante el tiempo de registro. Informan de la dirección en que predominan las oscilaciones del centro de presiones y no se afectan apenas por valores máximos puesto que una única oscilación máxima puede ser un hecho aislado dentro de un conjunto de oscilaciones posturales normales.

- Área barrida (mm^2): 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. Este parámetro informa de la precisión con que el sujeto mantiene el equilibrio, puesto que

un sujeto inestable realiza grandes oscilaciones mientras que un sujeto normal realiza pequeñas oscilaciones ^(38, 88, 91, 97, 174).

- 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 este cálculo, la aplicación calcula la distancia total recorrida por el centro de presiones durante la prueba y la divide por el tiempo transcurrido. Este parámetro es importante para conocer la energía que consume el sujeto para mantener el equilibrio ⁽¹²⁾ e informa de la magnitud del desplazamiento del centro de presiones durante el tiempo del registro, independientemente de la superficie en la que ha oscilado.

- 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.

2.3.2.2. PRUEBA DE MARCHA

El sistema de posturografía empleado dispone de un pasillo de marcha 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. Además, los sensores dinamométricos registran el tiempo que duran las fuerzas ejercidas por la pisada (tiempo de apoyo) y la magnitud de las diferentes fuerzas en los tres planos (vertical, anteroposterior y mediolateral) que se ejercen en cada pisada. También permite conocer si se ha pisado con el pie izquierdo o el derecho, y por tanto, se categorizan las pisadas en izquierdas y derechas.

En el presente estudio se instruía a los sujetos para que caminaran a velocidad confortable y libre, y se registraba un valor único de la velocidad de marcha cuando ya la habían estabilizado tras varios pasos por el pasillo. Una vez registrada su velocidad, el sujeto debía caminar repetidas veces 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.

La elección de los parámetros cinemáticos y cinéticos del presente estudio se ha basado en los resultados de trabajos anteriores ^(128, 206) . Se han estudiado los siguientes parámetros:

- Velocidad de marcha.
- Tiempo de apoyo del pie.
- Fuerza de propulsión anteroposterior, que corresponde al mínimo valor de las fuerzas anteroposteriores que se produce en la fase final del apoyo del pie.
- Fuerza de frenado anteroposterior, que corresponde al pico máximo de fuerzas anteroposteriores producido durante el apoyo del talón.
- Fuerza vertical máxima, que se produce al final de la fase de apoyo del pie.
- Fuerza de oscilación, que corresponde al mínimo valor de las fuerzas verticales, que se produce durante la fase media del apoyo del pie.

Los valores referidos de las fuerzas suelen normalizarse para poder comparar datos procedentes de ensayos diferentes. Así, es habitual dividir las fuerzas de reacción por el peso del individuo, reduciendo de este modo la influencia del factor peso (la hipótesis de dependencia proporcional entre fuerza y peso parece razonable). El sistema utilizado en este estudio normaliza las fuerzas según el peso.

De forma similar, los valores temporales suelen referirse a la duración del ciclo de marcha, lo que permite comparar registros obtenidos a diferentes cadencias. Sin embargo, en el presente trabajo se estudió la marcha a velocidad libremente elegida por el sujeto, que fuera segura y confortable, y se tomaron los valores absolutos de los registros del sujeto, sin referirlos al ciclo total de la marcha.

La valoración de los parámetros cinéticos se basó en la comparación con patrones de normalidad segmentados por edad, sexo, calzado y velocidad de marcha obtenidos de la base de datos del Instituto de Biomecánica de Valencia. Todas las valoraciones se muestran en porcentajes, de forma que el 100% corresponde a la normalidad y valoraciones distintas del 100% reflejan la discrepancia de los resultados respecto a los patrones de normalidad.

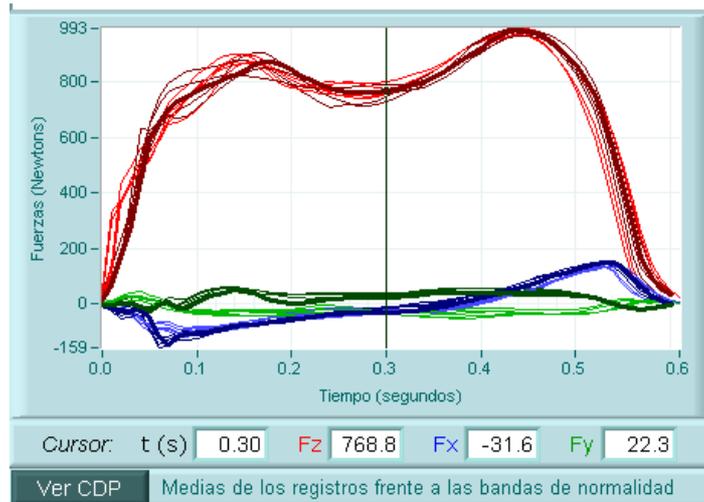


Figura 12. Representación esquemática de las fuerzas generadas en cada pisada en los 3 ejes (fuerzas verticales en rojo; anteroposteriores en azul; mediolaterales en verde).

2.3.2.3. VALORACIÓN DEL CONTROL Y HABILIDAD

Este bloque de valoración incluye la determinación de los límites de estabilidad 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 límites de estabilidad, ya que estas pruebas se adaptan a las posibilidades del sujeto en estudio.

2.3.2.3.1. LÍMITES DE ESTABILIDAD (LE)

Esta prueba permite determinar los límites de estabilidad 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 su posición de mayor estabilidad postural en posición erecta, con los brazos relajados paralelos a su cuerpo y los pies situados sobre un dibujo dispuesto en la plataforma, de forma que sus talones estuvieran juntos y las puntas divergentes en un ángulo de 30°. Cuando lo conseguía, el explorador posicionaba el centro de presiones del sujeto en una diana central. A continuación éste veía reflejado en un 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 8 dianas situadas en el límite de estabilidad teórico, a intervalos de 45°; disponía de 8 segundos para desplazar su centro de gravedad hasta cada diana, y debía 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 dianas objetivo dependía de la edad y la estatura del sujeto, factores por los que está segmentada la base de datos de normalidad del IBV ⁽¹⁹⁾.

Los parámetros calculados para cada uno de los 8 límites de estabilidad (frontal, frontal-derecho, derecho, trasero-derecho, trasero, trasero-izquierdo, izquierdo y frontal izquierdo) eran los siguientes:

- Desplazamiento máximo (%): es el porcentaje respecto al patrón de normalidad (segmentado por sexo, edad y altura) del desplazamiento máximo alcanzado 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 el límite, es igual a la del patrón de normalidad.
- Tiempo de reacción (s): tiempo empleado por el sujeto para alcanzar cada uno de los límites de estabilidad.
- Control direccional (%): estima la linealidad de la trayectoria seguida por el sujeto para alcanzar cada uno de los límites de estabilidad. Este estimador se calcula como el porcentaje de los puntos de la trayectoria que quedan dentro del rectángulo formado entre la diana objetivo y el punto de partida, respecto a los totales de la trayectoria.
- Éxito (%): estima la estabilidad del sujeto una vez alcanzada la diana objetivo en cada uno de los límites de estabilidad. Se calcula como porcentaje de puntos que caen dentro de la diana objetivo respecto a los posibles.
- Tiempo de confinamiento (s): cuantifica el tiempo transcurrido desde el inicio de la prueba hasta que la proyección de su centro de gravedad abandona la diana central,

estimando así la velocidad de respuesta del sujeto para iniciar el movimiento hacia cada uno de los LE.

La puntuación de cada límite de estabilidad se basó en una ponderación de los parámetros estudiados, referidos a los patrones de normalidad. Una valoración del 100% reflejaba la normalidad, y puntuaciones distintas expresaban discrepancias respecto a la misma. La puntuación final obtenida de los LE era la media de la puntuación obtenida en cada uno de los 8 límites.

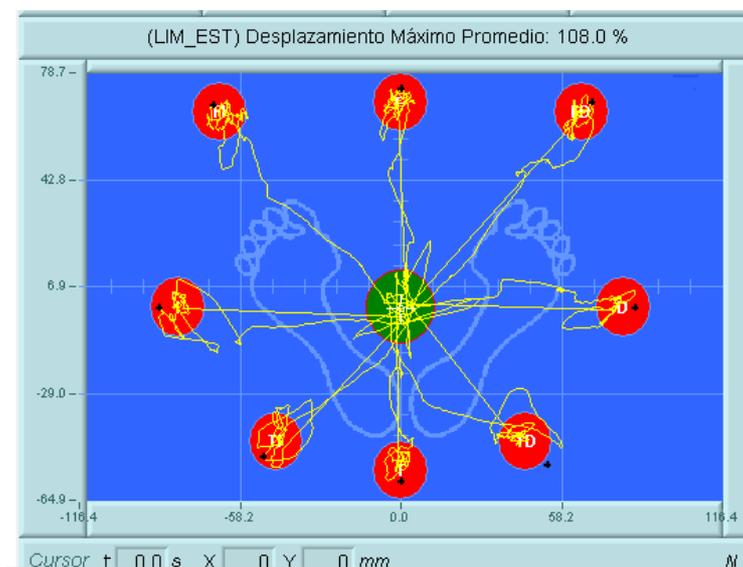


Figura 13. Traza descrita por el desplazamiento del centro de presiones en su desplazamiento hasta las dianas.

2.3.2.3.2. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL

Esta parte del estudio se basa en el seguimiento voluntario con el centro de gravedad de una diana móvil que el sujeto puede ver en un monitor situado enfrente y a la altura de sus ojos.

El objetivo de estas pruebas fue obtener una valoración de la capacidad del individuo en estudio de seguir con la proyección de su centro de gravedad el movimiento rítmico de la diana. Proporciona una valoración independiente en cada una de las direcciones.

Material y Métodos

El estudio constaba de dos pruebas: en una de ellas la diana se movía rítmica y horizontalmente en la pantalla, y el sujeto debía desplazar su centro de gravedad de izquierda a derecha y viceversa, para seguir 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, para seguirla. Se hicieron 3 intentos de cada prueba, eliminando aquél cuya traza difería más de los otros dos. 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 la realización de estas pruebas fue necesario haber determinado previamente los límites de estabilidad del sujeto en estudio. 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 lo ajustado del seguimiento que realiza el sujeto con su centro de gravedad en la dirección perpendicular a la del movimiento de la diana.

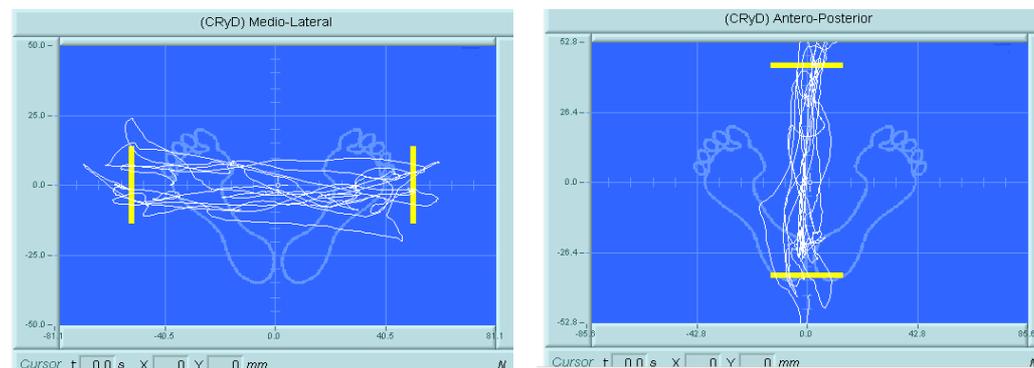


Figura 14. Traza que deja el desplazamiento del centro de presiones en las pruebas de control rítmico y direccional mediolateral y anteroposterior.

2.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La base de datos que incluía las variables de la población estudiada se realizó con el programa estadístico SPSS v.13. El análisis de los resultados consta de un análisis descriptivo y un estudio comparativo de las variables estudiadas.

El análisis descriptivo de las variables continuas es presentado mediante la media aritmética y la desviación estándar como medidas de centralización y dispersión, respectivamente.

En el análisis comparativo se aplicó la prueba de homogeneidad de varianzas de Levene y la prueba de Kolmogorov Smirnov para valorar el grado de normalidad de las variables continuas.

Para estudiar la relación 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). En los casos en que se encontró significación estadística, se realizaron pruebas post hoc o estudio mediante contrastes ortogonales para comparar los diferentes grupos entre sí.

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

Se consideraron diferencias muestrales estadísticamente significativas cuando se alcanzaban valores de p menores de 0,05 y altamente significativas cuando eran menores de 0,01.

RESULTADOS

Resultados

Resultados

Se estudiaron un total de 120 sujetos, que fueron divididos en dos grupos. Uno de ellos estaba formado por 60 sujetos que no habían tenido síntomas sugerentes de patología vestibular ni presentaban patología asociada (neurológica, ortopédica o visual) incapacitante. El otro grupo estaba compuesto por 60 sujetos con enfermedad vestibular periférica o con trastorno central del equilibrio, que tampoco presentaban otras patologías concomitantes que pudieran alterar el control postural. A los componentes del primero grupo les denominamos *normales*, y a los del segundo, *patológicos*.

1. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

1.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO

1.1.1. DISTRIBUCIÓN DE LOS GRUPOS PRINCIPALES Y SUBGRUPOS PATOLÓGICOS SEGÚN EL SEXO

Cada grupo estaba formado por 17 hombres y 43 mujeres. Entre los patológicos, distinguimos cuatro subgrupos: 18 pacientes (5 hombres y 13 mujeres) habían tenido una única crisis vestibular, 17 (5 hombres y 12 mujeres) habían sufrido crisis vestibulares de repetición, 13 (4 hombres y 9 mujeres) fueron diagnosticados de vértigo posicional paroxístico benigno y 12 (3 hombres y 9 mujeres) de patología del equilibrio de origen central. De los 48 patológicos con enfermedad periférica, 30 (8 hombres y 22 mujeres) estaban descompensados y 18 (6 hombres y 12 mujeres) estaban compensados.

Tabla 1 : Distribución de los grupos principales y subgrupos patológicos, según el sexo.

	HOMBRES	MUJERES	TOTAL
Normales	17	43	60
Patológicos, según diagnóstico	17	43	60
- Crisis vestibular única (CVU)	5	13	18
- Crisis vestib. recurrente (CVR)	5	12	17
- VPPB	4	9	13
- Centrales	3	9	12
Patológicos, según estado de compensación vestibular	14	34	48
- Descompensados	8	22	30
- Compensados	6	12	18

1.1.2. DISTRIBUCIÓN DEL GRUPO DE PATOLÓGICOS SEGÚN DIAGNÓSTICO CLÍNICO O CAUSAL

Las entidades clínicas que presentaban los sujetos que conformaban el grupo de patológicos se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Diagnóstico clínico o causal del desequilibrio en los sujetos patológicos.

	N
- Neuritis vestibular (episodio único)	15
- Ototoxicidad farmacológica	1
- Laberintitis	2
- Enfermedad de Menière unilateral	12
- Migraña vestibular	1
- Crisis vestibulares de repetición (sin criterios de Menière)	4
- VPPB	13
- Presbivértigo	2
- Tumor cerebeloso	1
- Marcha atáxica central	1
- Leucoaraiosis y atrofia cortical	1
- VNG de características centrales	5
- Enfermedad de Parkinson	1
- Abuso de benzodiazepinas	1

1.1.3. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

A) Grupos principales

Las características generales de ambos grupos fueron las siguientes:

- Grupo de sujetos normales: su edad media fue de $71,92 \pm 3,29$ años, su peso medio de $70,48 \pm 10,78$ Kg., su talla media de $158,07 \pm 8,4$ cm., su índice de masa corporal (IMC) medio fue de $28,17 \pm 3,46$ Kg./m², y el número medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $0,23 \pm 0,5$.

Resultados

- Grupo de patológicos: su edad media fue de $71,32 \pm 4,46$ años, su peso medio fue de $71,36 \pm 12,64$ Kg., su talla media fue de $157,87 \pm 9,16$ años, su IMC medio fue de $28,8 \pm 5,01$, y el número medio de caídas durante el año anterior a la realización de la posturografía fue de $1,67 \pm 3,94$.

B) Subgrupos patológicos según el cuadro clínico

Las características generales de los pacientes según su diagnóstico fueron las siguientes:

- Pacientes con CVU: su edad media fue de $71,39 \pm 3,55$ años, su peso medio fue de $72,70 \pm 10,56$ Kg., su talla media fue de $159,33 \pm 8,73$ cm., su IMC medio fue de $29,05 \pm 3,46$ Kg./ m², y el número medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,61 \pm 2,89$.

- Pacientes con CVR: su edad media fue de $70,29 \pm 4,6$ años, su peso medio fue de $66,44 \pm 10,49$ Kg., su talla media fue de $157,41 \pm 9,49$ cm., su IMC medio fue de $26,83 \pm 3,66$ Kg./ m², y el número medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,76 \pm 4,79$.

- Pacientes con VPPB: su edad media fue de $71,31 \pm 4,15$ años, su peso medio fue de $69,18 \pm 11,71$ Kg., su talla media fue de $156.62 \pm 8,93$ cm., su IMC medio fue de $28,29 \pm 5,09$ Kg./ m², y el número medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,77 \pm 5,49$.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: su edad media fue de $71,62 \pm 3,91$ años, su peso medio fue de $78,66 \pm 16,46$ Kg., su talla media fue de $157,67 \pm 10,43$ cm., su IMC medio fue de $31,78 \pm 7,22$ Kg./ m², y el número medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,5 \pm 2,06$.

C) Según el estado de compensación vestibular

Las características generales de los pacientes según su estado de compensación vestibular fueron:

Resultados

- Pacientes descompensados: su edad media fue de $71,2 \pm 3,68$ años, su peso medio fue de $67,89 \pm 10,14$ Kg., su talla media fue de $157,47 \pm 9,42$ cm, su IMC medio fue de $27,39 \pm 3,61$ Kg/ m², y el número medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,8 \pm 5$.

- Pacientes compensados: su edad media fue de $70,61 \pm 4,7$ años, su peso medio fue de $72,27 \pm 12$ Kg., su talla media fue de $158,67 \pm 8,28$ cm, su IMC medio fue de $29,18 \pm 4,6$ Kg/ m², y el numero medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,56 \pm 2,91$.

D) Según el sexo

Las características generales en ambos sexos fueron:

- Hombres: su edad media fue de 71 ± 4 años, su peso medio fue de $77,3 \pm 10,6$ Kg., su talla media fue de 168 ± 7 cm, su IMC medio fue de $27,34 \pm 2,98$ Kg/ m², y el numero medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $0,44 \pm 0,824$.

- Mujeres: su edad media fue de 72 ± 4 años, su peso medio fue de $68,4 \pm 11,2$ Kg., su talla media fue de 154 ± 6 cm, su IMC medio fue de $28,94 \pm 4,66$ Kg/ m², y el numero medio de caídas durante el año anterior a la posturografía fue de $1,15 \pm 3,36$.

Resultados

Tabla 3. Media y desviación típica de los parámetros Edad, Peso, Talla e Índice de masa corporal en los distintos grupos estudiados.

	EDAD	PESO (KG)	TALLA (CM)	IMC (KG/M ²)
GRUPOS PRINCIPALES				
Normales (n=60)	71.92 ± 3.29	70.48 ± 10.78	158.07 ± 8.40	28.17 ± 3.46
Patológicos (n=60)	71.28 ± 4.39	71.36 ± 12.64	157.87 ± 9.16	28.80 ± 5.01
SUBGRUPOS PATOLÓGICOS				
CVU (n=18)	71.39 ± 3.55	72.70 ± 10.56	159.33 ± 8.73	29.05 ± 3.46
CVR (n=17)	70.29 ± 4.60	66.44 ± 10.49	157.41 ± 9.49	26.83 ± 3.66
VPPB (n=13)	71.31 ± 4.15	69.18 ± 11.71	156.62 ± 8.93	28.29 ± 5.09
Centrales (n=12)	72.50 ± 5.58	78.66 ± 16.46	157.67 ± 10.43	31.78 ± 7.22
ESTADO DE COMPENSACIÓN				
Descompensados (n=30)	71.20 ± 3.68	67.89 ± 10.14	157.47 ± 9.42	27.39 ± 3.61
Compensados (n=18)	70.61 ± 4.70	72.27 ± 12.00	158.67 ± 8.28	29.18 ± 4.60

Tabla 4. Estadísticos descriptivos del parámetro *Caídas durante el año anterior a la posturografía* en los grupos principales, subgrupos según diagnóstico clínico y según el estado de compensación vestibular.

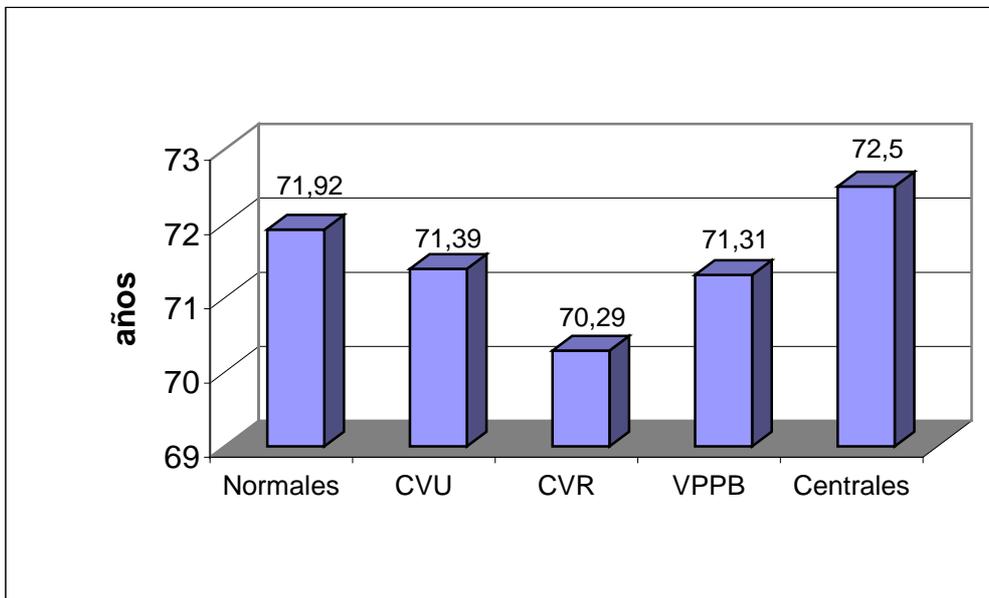
	MEDIA	IC95%		DT	MÍN	MÁX
		INF	SUP			
GRUPOS PRINCIPALES						
Normales (n=60)	0.23	0.10	0.36	0.5	0	2
Patológicos (n=60)	1.67	0.65	2.69	3.94	0	20
SUBGRUPOS PATOLÓGICOS						
CVU (n=18)	1.61	0.17	3.05	2.83	0	10
CVR (n=17)	1.76	0.70	4.23	4.79	0	20
VPPB (n=13)	1.77	1.55	5.09	5.49	0	20
Centrales (n=12)	1.50	0.19	2.81	2.06	0	5
ESTADO DE COMPENSACIÓN						
Descompensados (n=30)	1.80	0.07	3.67	5.00	0	20
Compensados (n=18)	1.56	0.11	3.01	2.91	0	10

Resultados

Tabla 5. Media y desviación típica de las características generales de la muestra estudiada y su número de caídas, según el sexo.

	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
Edad	71	4	72	4
Talla (cm)	168	7	154	6
Peso (Kg)	77.3	10.6	68.4	11.2
IMC Kg/m2)	27.34	2.98	28.94	4.66
Caídas (nº)	0.44	0.82	1.15	3.36

Gráfico 1. Valor medio de la edad en los sujetos normales y subgrupos de diagnóstico clínico.



Resultados

Gráfico 2. Valor medio de la edad según el estado de compensación vestibular.

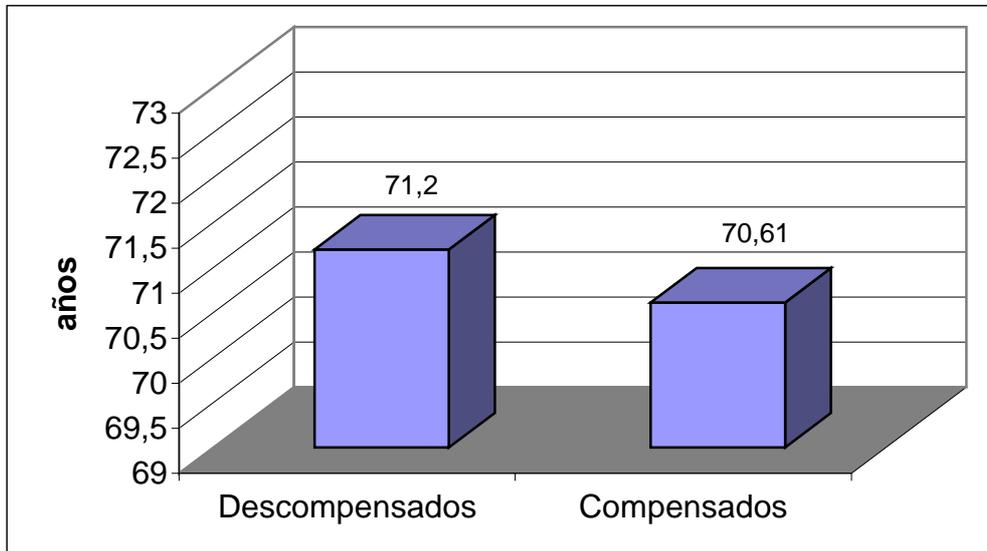
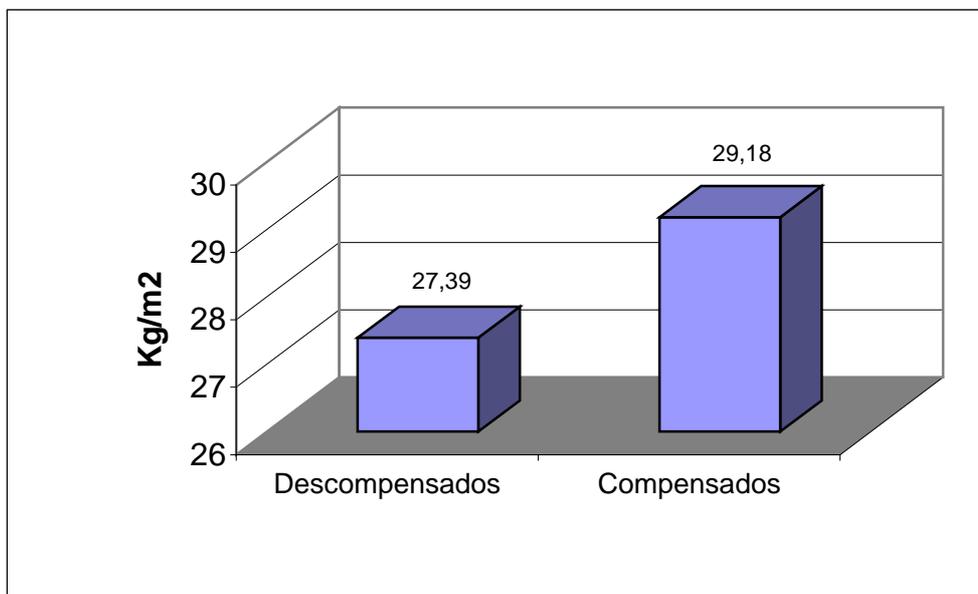


Gráfico 3. Valor medio del IMC según el estado de compensación vestibular.



Resultados

Gráfico 4. Valor medio del número de caídas en los sujetos normales y subgrupos de diagnóstico clínico.

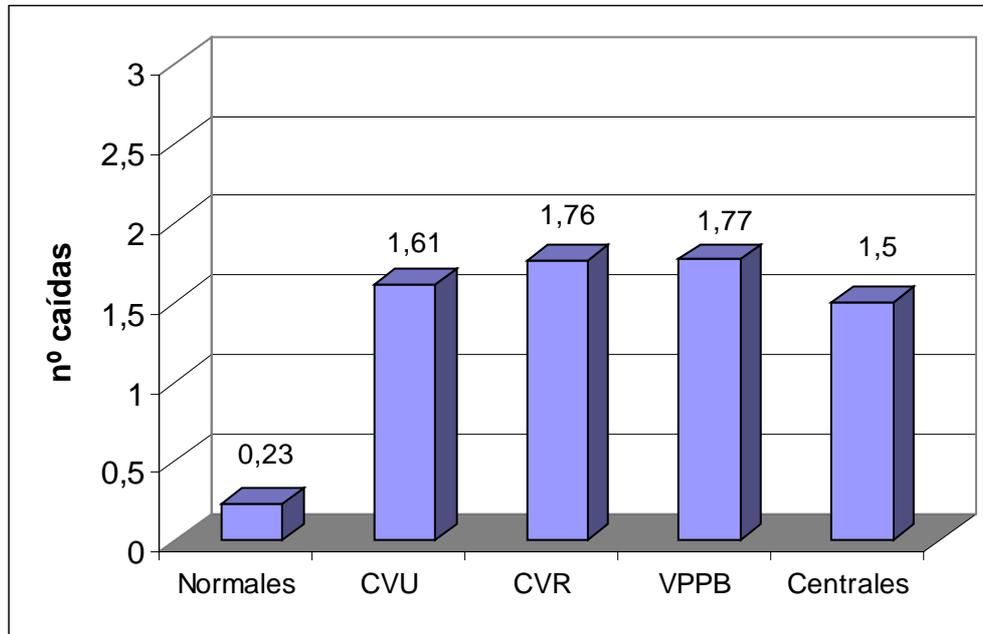
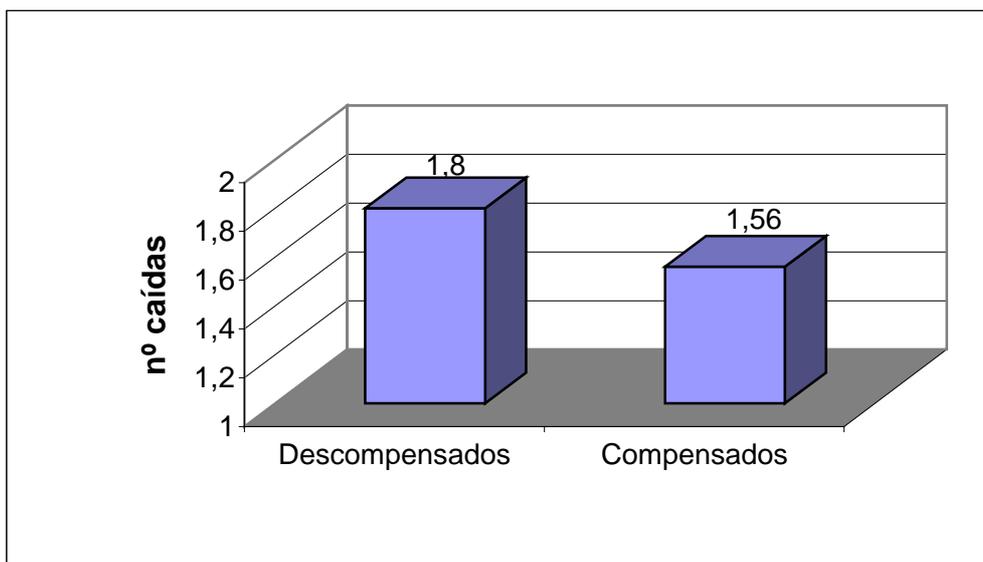
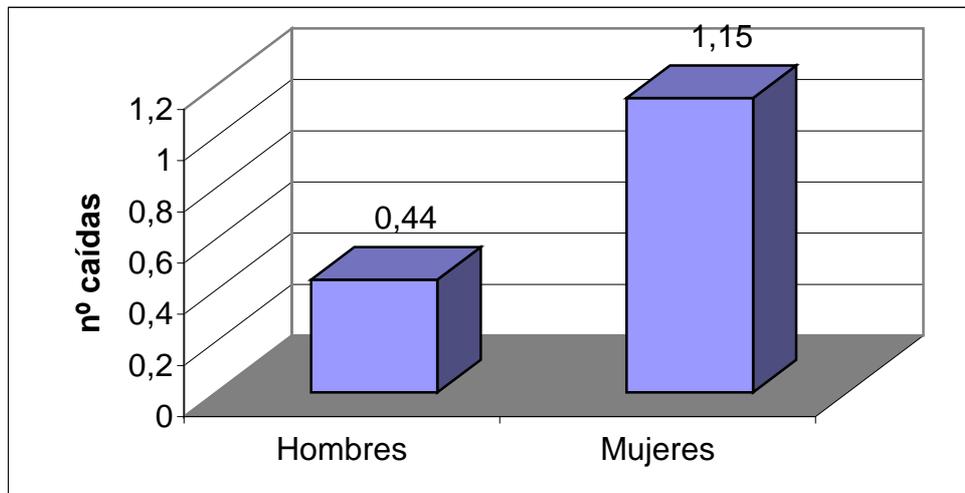


Gráfico 5. Valor medio del número de caídas según el estado de compensación vestibular.



Resultados

Gráfico 6. Valor medio del número de caídas en ambos sexos.

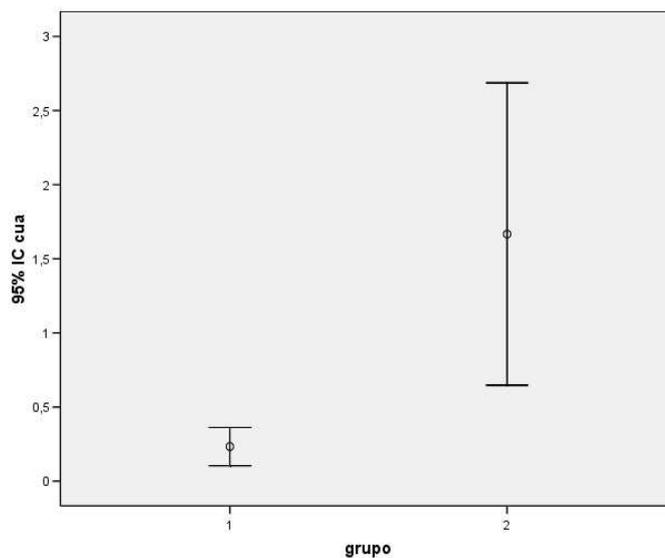


1.2. ESTUDIO COMPARATIVO DEL NÚMERO DE CAÍDAS

1.2.1. COMPARACIÓN DE LOS GRUPOS PRINCIPALES

Se comparó el número de caídas en los grupos principales, observándose diferencias con significación estadística ($p = .006$).

Gráfico 7. Comparación del número de caídas entre los grupos principales (1: normales; 2: patológicos)

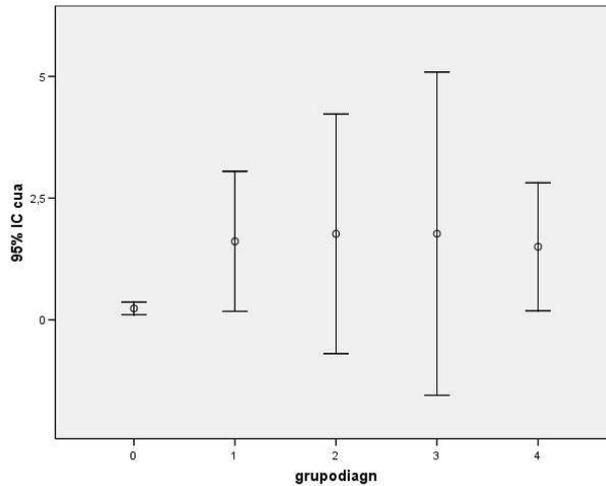


Resultados

1.2.2. COMPARACIÓN DE LOS SUBGRUPOS DE DIAGNÓSTICO CLÍNICO

Se comparó el número de caídas según los subgrupos de diagnóstico clínico, no observándose diferencias entre ellos ($p = .112$).

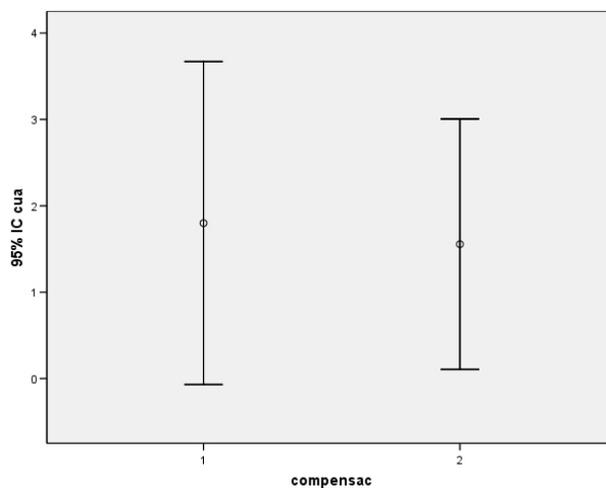
Gráfico 8. Comparación del número de caídas entre los sujetos normales y los subgrupos de diagnóstico clínico (0: normales; 1: CVU; 2: CVR; 3: VPPB; 4: centrales).



1.2.3. COMPARACIÓN SEGÚN EL ESTADO DE COMPENSACIÓN VESTIBULAR

Se comparó el número de caídas según el estado de compensación vestibular, no observándose diferencias con significación estadística ($p = .851$).

Gráfico 9. Comparación del número de caídas según el estado de compensación vestibular (1: descompensados; 2: compensados).

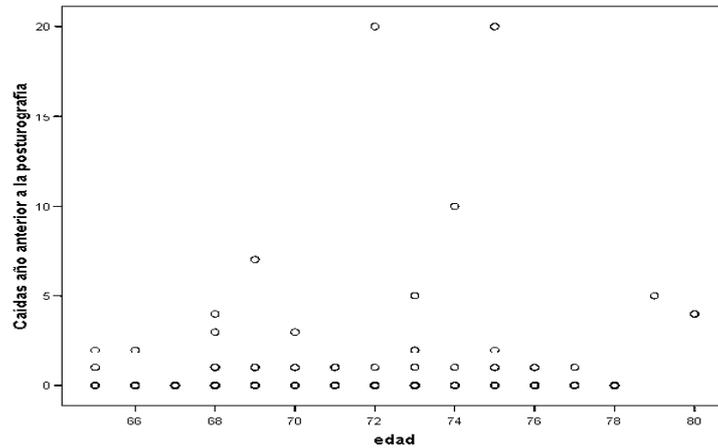


Resultados

1.2.4. CAÍDAS SEGÚN LA EDAD

El estudio de correlación del número de caídas según la edad mostró una correlación positiva aunque sin significación estadística (C. Pearson: .109, $p = .236$).

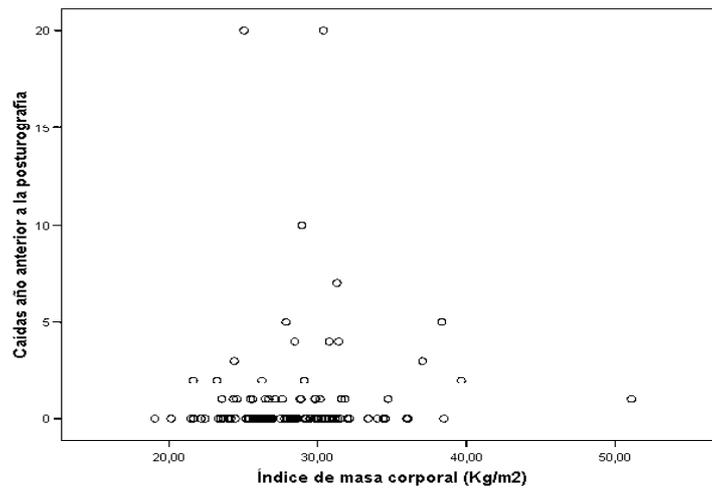
Gráfico 10. Correlación entre la edad y el número de caídas.



1.2.5. CAÍDAS CAÍDAS SEGÚN EL ÍNDICE DE MASA CORPORAL (IMC)

El estudio de correlación mediante test de Pearson entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el IMC mostró una correlación positiva sin significación estadística (C. Pearson: .057, $p = .533$).

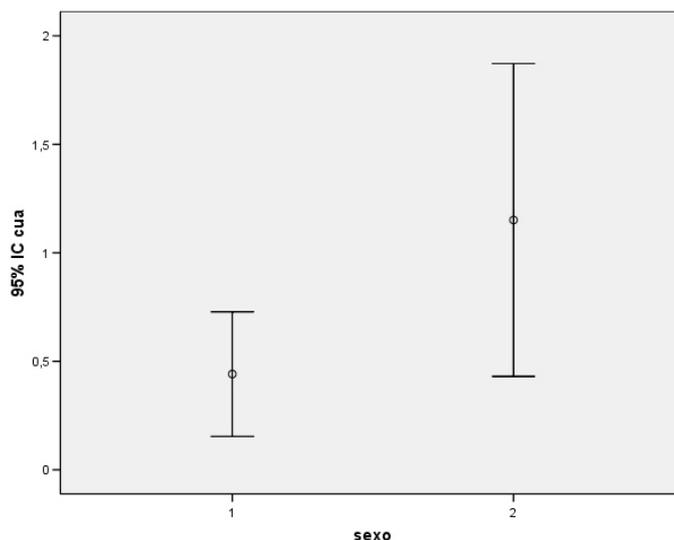
Gráfico 11. Correlación entre el número de caídas y el IMC



1.2.6. CAÍDAS SEGÚN EL SEXO

El estudio comparativo mediante test de ANOVA del número de caídas según el sexo no mostró diferencias con significación estadística ($p = .227$).

Gráfico 12. Comparación del número de caídas en ambos sexos (1: hombres; 2: mujeres)



2. TEST CLÍNICOS

2.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

A) Grupos principales

Los resultados medios de los test clínicos en ambos grupos fueron:

- Grupo de sujetos normales: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $16,3 \pm 10,57$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $15,09 \pm 9,73$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $10,08 \pm 1,7$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,5 \pm 0,85$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,92 \pm 0,38$, en el Tinetti total fue de $27,42 \pm 1,12$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $53,57 \pm 2,35$.

Resultados

- Grupo de patológicos: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $12,59 \pm 11,83$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $11,53 \pm 11,2$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $11,45 \pm 2,75$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $14,98 \pm 1,53$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,52 \pm 0,85$, en el Tinetti total fue de $26,5 \pm 2,18$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $50,07 \pm 5,88$.

B) Subgrupos patológicos

Los resultados medios de los test clínicos según los grupos diagnósticos fueron los siguientes:

- Pacientes con CVU: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $13,15 \pm 12,35$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $13,15 \pm 12,03$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $11,48 \pm 2,87$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,06 \pm 1,3$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,44 \pm 0,92$, en el Tinetti total fue de $26,5 \pm 2$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $50,89 \pm 4,44$.

- Pacientes con CVR: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $14,07 \pm 11,96$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $12,88 \pm 11,84$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $11,01 \pm 1,75$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,53 \pm 1$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,76 \pm 0,56$, en el Tinetti total fue de $26,77 \pm 1,73$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $51,53 \pm 4,75$.

- Pacientes con VPPB: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $12,96 \pm 12,71$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $12,06 \pm 10,79$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $11,24 \pm 2,47$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,08 \pm 1,32$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,69 \pm 0,63$, en el Tinetti total fue de $26,77 \pm 1,73$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $50,23 \pm 6,69$.

Resultados

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $9,24 \pm 10,7$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $6,64 \pm 9,18$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $12,28 \pm 3,94$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $14 \pm 2,25$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,08 \pm 1,16$, en el Tinetti total fue de $25,08 \pm 3,26$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $46,58 \pm 7,47$.

C) Según el estado de compensación vestibular

Los resultados medios de los test clínicos según el estado de compensación vestibular de los pacientes fueron:

- Pacientes descompensados: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $13,03 \pm 12,13$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $11,97 \pm 11,19$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $11,41 \pm 2,53$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,1 \pm 1,26$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,6 \pm 0,77$, en el Tinetti total fue de $26,7 \pm 1,72$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $50,47 \pm 5,77$.

- Pacientes compensados: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $14,08 \pm 12,26$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $14,06 \pm 11,95$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $10,97 \pm 2,11$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,44 \pm 1,09$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,67 \pm 0,68$, en el Tinetti total fue de $27,11 \pm 1,64$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $51,72 \pm 3,95$.

D) Según el sexo

Los resultados medios de los tests clínicos según el sexo fueron:

- Hombres: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $18,39 \pm 11,19$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $18,02 \pm 11,42$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $10,11 \pm 2,67$ s, la

Resultados

puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,59 \pm 1,01$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,88 \pm 0,53$, en el Tinetti total fue de $27,47,7 \pm 1,44$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $53,56 \pm 3,55$.

-Mujeres: el tiempo de apoyo monopodal derecho medio fue de $12,76 \pm 11,06$ s, el tiempo de apoyo monopodal izquierdo medio fue de $11,41 \pm 9,69$ s, el tiempo medio empleado para la realización del Timed Up and Go fue de $11,03 \pm 2,23$ s, la puntuación media obtenida en el test de Tinetti estático fue de $15,09 \pm 1,33$, en el test de Tinetti dinámico fue de $11,65 \pm 0,73$, en el Tinetti total fue de $26,74 \pm 1,88$, y en la escala de equilibrio de Berg fue de $51,11 \pm 5,09$.

Resultados

Tabla 6. Estadísticos descriptivos de los *Tiempos de apoyo monopodal derecho e izquierdo* (s), en los distintos grupos estudiados.

		MEDIA	IC95%		DT	MÍN	MÁX
			INF	SUP			
GRUPOS PRINCIPALES							
Normales	Der	16.30	13.57	19.03	10.57	1.3	30
	Izq	15.09	12.55	17.63	9.73	1.2	30
Patológicos	Der	12.59	9.53	15.64	11.83	0	30
	Izq	11.53	8.64	14.43	11.20	0	30
SUBGR. PATOLÓGICOS							
CVU	Der	13.15	7.00	19.29	12.35	0	30
	Izq	13.15	7.16	19.13	12.03	1	30
CVR	Der	14.07	7.92	20.22	11.96	1	30
	Izq	12.88	6.79	18.97	11.84	1	30
VPPB	Der	12.96	5.28	20.64	12.71	1	30
	Izq	12.06	5.54	18.58	10.79	0	30
Centrales	Der	9.21	2.43	16.04	10.70	0	30
	Izq	6.64	0.81	12.48	9.18	0	30
COMPENS. VESTIBULAR							
Descompensados	Der	13.03	8.50	17.56	12.13	1	30
	Izq	11.97	7.79	16.16	11.19	1	30
Compensados	Der	14.08	7.98	20.18	12.26	0	30
	Izq	14.06	8.12	20.01	11.95	2	30

Resultados

Tabla 7 . Estadísticos descriptivos del test *Timed Up and Go* (s) en los distintos grupos estudiados.

	MEDIA	IC95%		DT	MÍN	MÁX
		INF	SUP			
GRUPOS PRINCIPALES						
Normales	10.08	9.64	10.52	1.70	7	15.5
Patológicos	11.45	10.74	12.16	2.75	7.25	23
SUBGR PATOLÓGICOS						
CVU	11.48	10.05	12.91	2.87	7.52	18.88
CVR	11.01	10.11	11.90	1.75	7.87	14.90
VPPB	11.24	9.75	12.73	2.47	7.51	16.45
Centrales	12.28	9.77	14.78	3.94	7.25	23
COMPENS. VESTIBULAR						
Descompensados	11.41	10.46	12.36	2.53	7.52	18.88
Compensados	10.97	9.92	12.03	2.11	7.51	16.91

Tabla 8 . Estadísticos descriptivos del *test de Berg* en los grupos principales, subgrupos patológicos y según el estado de compensación vestibular.

	MEDIA	IC95%		DT	MÍN	MÁX
		INF	SUP			
GRUPOS PRINCIPALES						
Normales	53.57	52.96	4.17	2.353	44	56
Patológicos	50.07	48.55	51.59	5.888	31	56
SUBGR. PATOLÓGICOS						
CVU	50.89	48.68	53.10	4.444	43	56
CVR	51.53	49.08	53.98	4.758	41	56
VPPB	50.23	46.18	54.28	6.698	32	56
Centrales	46.58	41.83	51.33	7.477	31	55
COMPENS. VESTIBULAR						
Descompensados	50.47	48.31	52.62	5.770	32	56
Compensados	51.72	49.76	53.69	3.953	45	56

Resultados

Tabla 9. Estadísticos descriptivos de las *subescalas del test de Tinetti (estática o de equilibrio y dinámica o de marcha)* en los distintos grupos estudiados.

		MEDIA	IC95%		DT	MÍN	MÁX
			INF	SUP			
GRUPOS PRINCIPALES							
Normales	Est	15.5	15.28	15.72	0.854	12	16
	Din	11.92	11.82	12.00	0.381	10	12
Patológicos	Est	14.98	14.59	15.38	1.535	8	16
	Din	11.52	11.30	11.74	0.854	9	12
SUBGR. PATOLÓGICOS							
CVU	Est	15.06	14.41	15.70	1.305	12	16
	Din	11.44	10.99	11.90	0.922	9	12
CVR	Est	15.53	15.01	16.00	1.007	13	16
	Din	11.76	11.48	12.00	0.562	10	12
VPPB	Est	15.08	14.28	15.87	1.320	12	16
	Din	11.69	11.31	12.00	0.630	10	12
Centrales	Est	14.00	12.57	15.43	2.256	8	16
	Din	11.08	10.34	11.82	1.165	9	12
COMP. VESTIBULAR							
Descompensados	Est	15.10	14.63	15.57	1.269	12	16
	Din	11.60	11.31	11.89	0.770	9	12
Compensados	Est	15.44	14.90	15.99	1.097	12	16
	Din	11.67	11.33	12.00	0.686	10	12

Tabla 10 . Valor medio y desviación típica de los test clínicos en ambos sexos

	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
TAMD (s.)	18.39	11.19	12.76	11.06
TAMI (s.)	18.02	11.42	11.41	9.69
TUG (s.)	10.11	2.67	11.03	2.23
Test de Berg	53.56	3.55	51.11	5.09
Tinetti estatico	15.59	1.01	15.09	1.33
Tinetti dinámico	11.88	0.537	11.65	0.735
Tinetti total	27.47	1.44	26.74	1.88

Resultados

Gráfico 13. Valor medio de ambos tiempos de apoyo monopodal en los grupos principales de estudio.

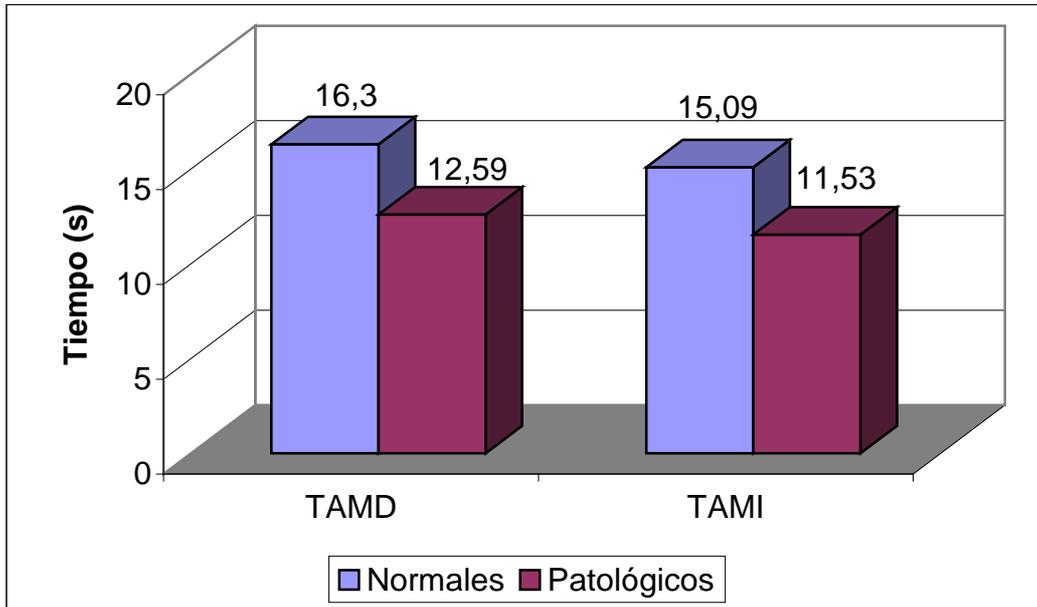
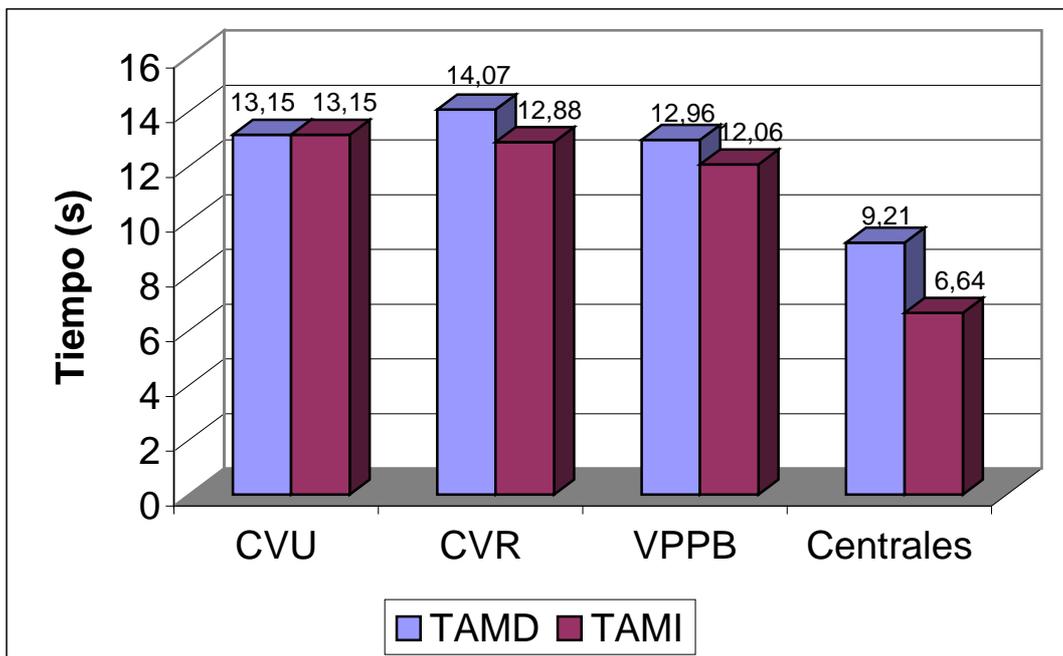


Gráfico 14. Valor medio de ambos tiempos de apoyo monopodal en los subgrupos de diagnóstico clínico



Resultados

Gráfico 15. Valor medio de ambos tiempos de apoyo monopodal según el estado de compensación vestibular.

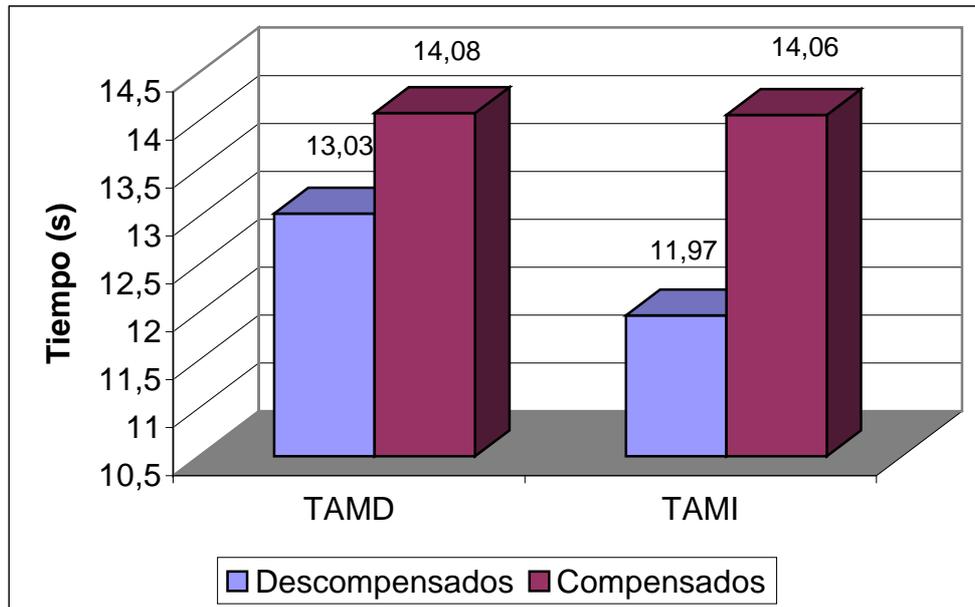
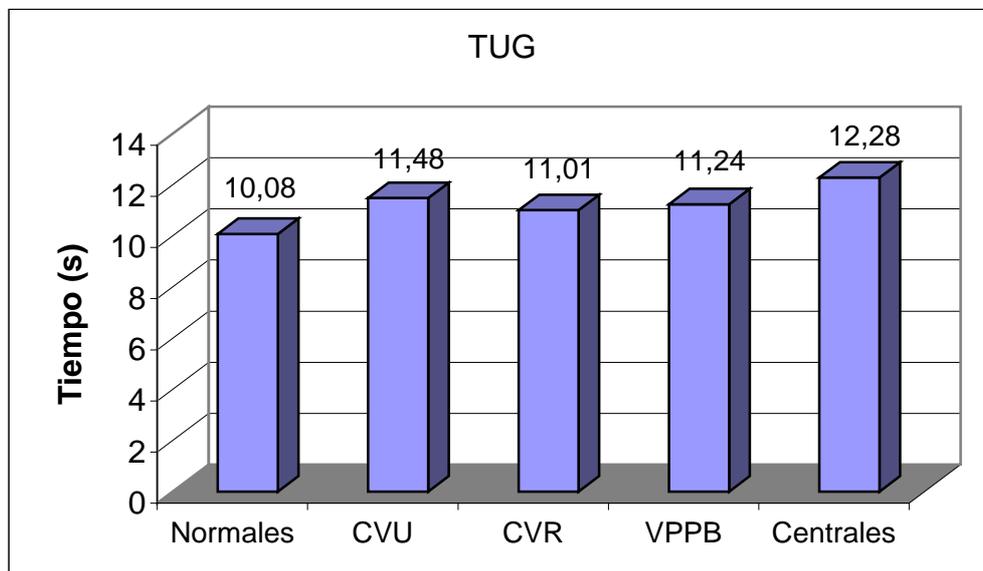


Gráfico 16. Valor medio del test TUG en los sujetos normales y en los subgrupos de diagnóstico clínico.



Resultados

Gráfico 17. Valor medio del test TUG según el sexo.

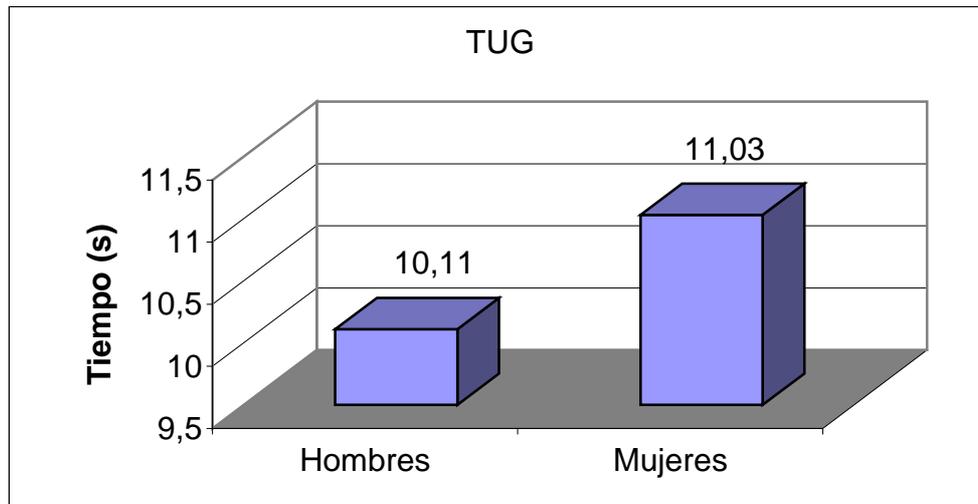
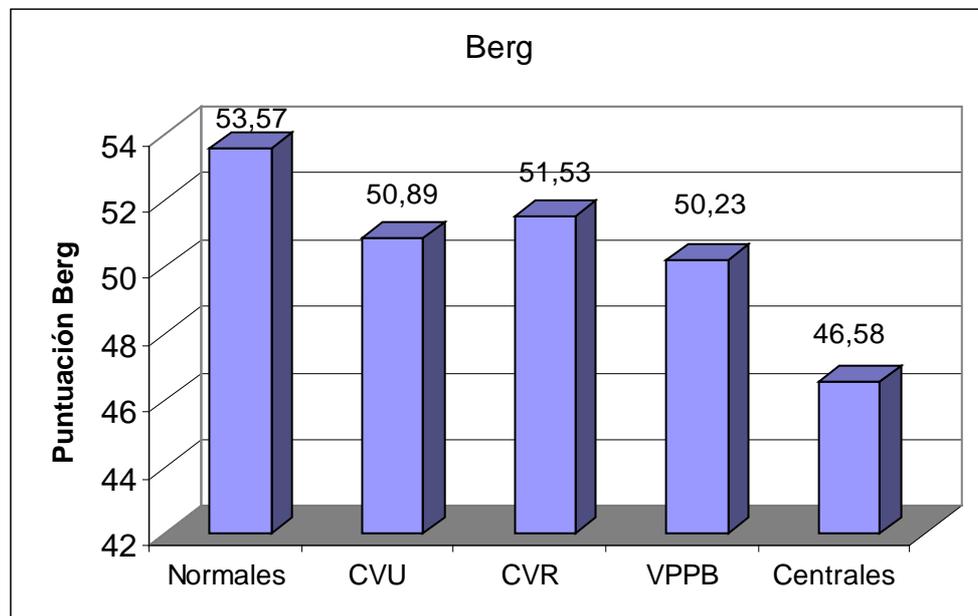


Gráfico 18. Valor medio de la puntuación del test de Berg en los sujetos normales y distintos subgrupos de diagnóstico clínico.



Resultados

Gráfico 19. Valor medio de la puntuación del test de Berg según el estado de compensación vestibular.

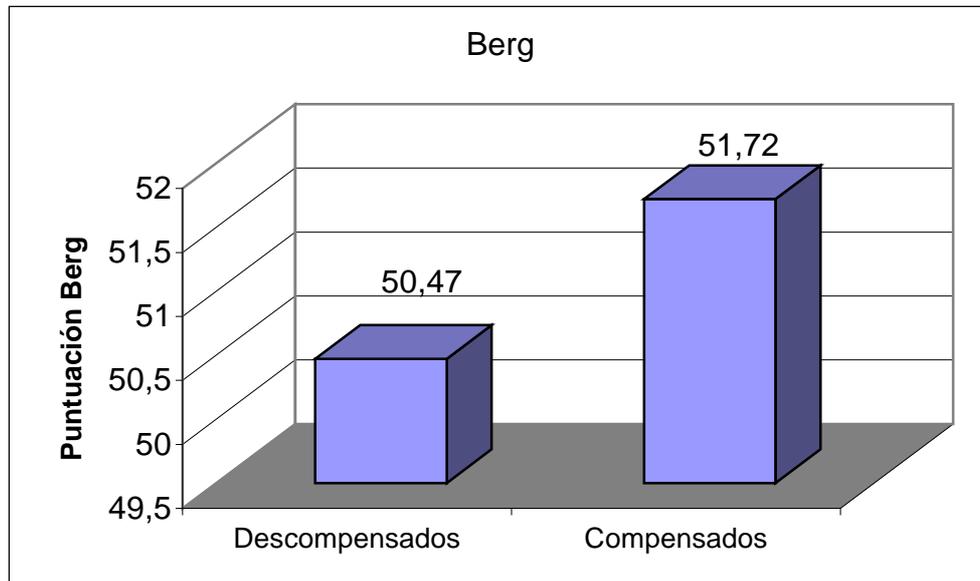
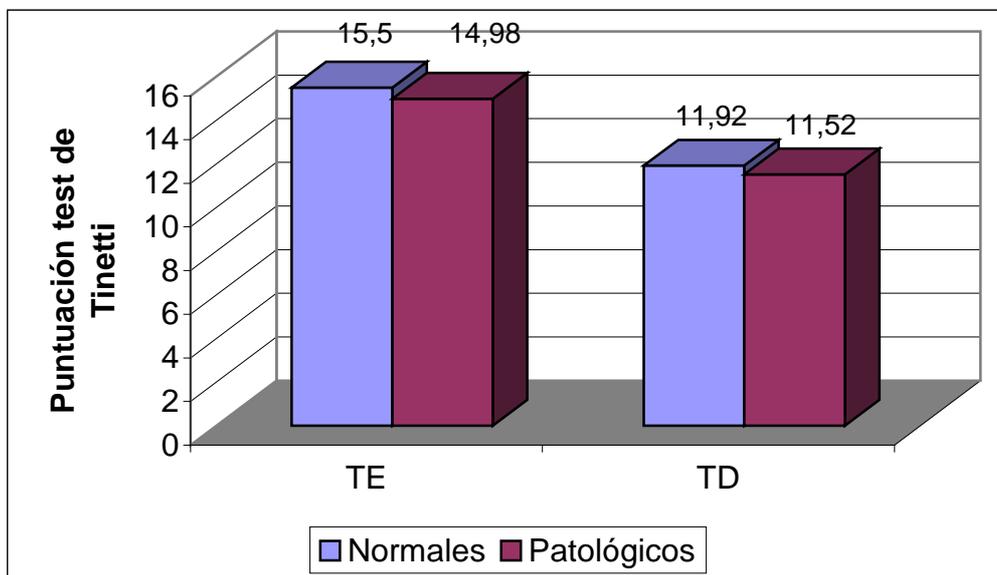


Gráfico 20. Valor medio de la puntuación de ambas escalas del test de Tinetti en los grupos principales.



Resultados

Gráfico 21. Valor medio de la puntuación de ambas escalas del test de Tinetti en los subgrupos de diagnóstico.

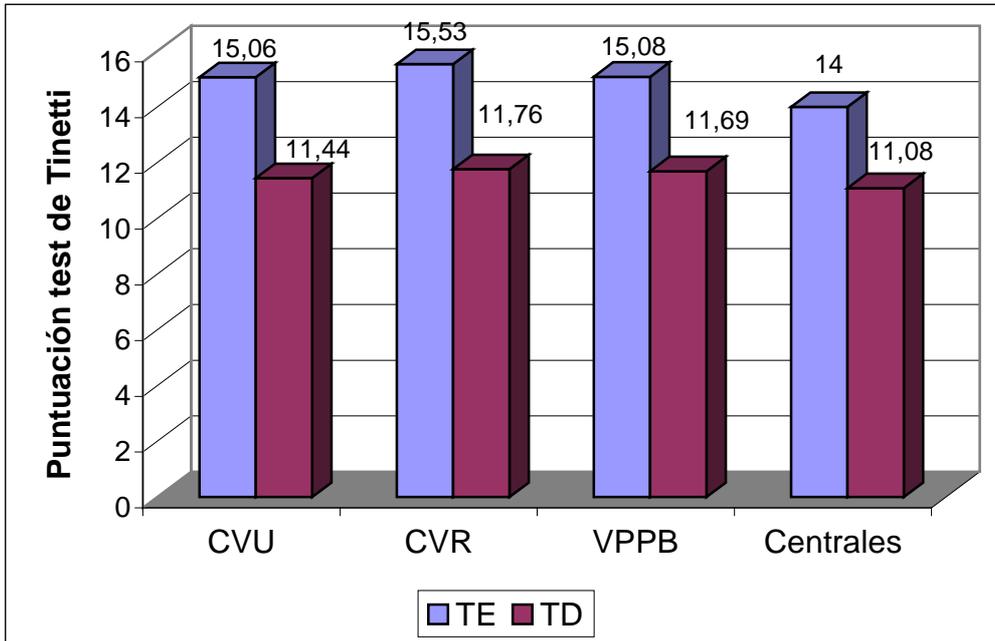
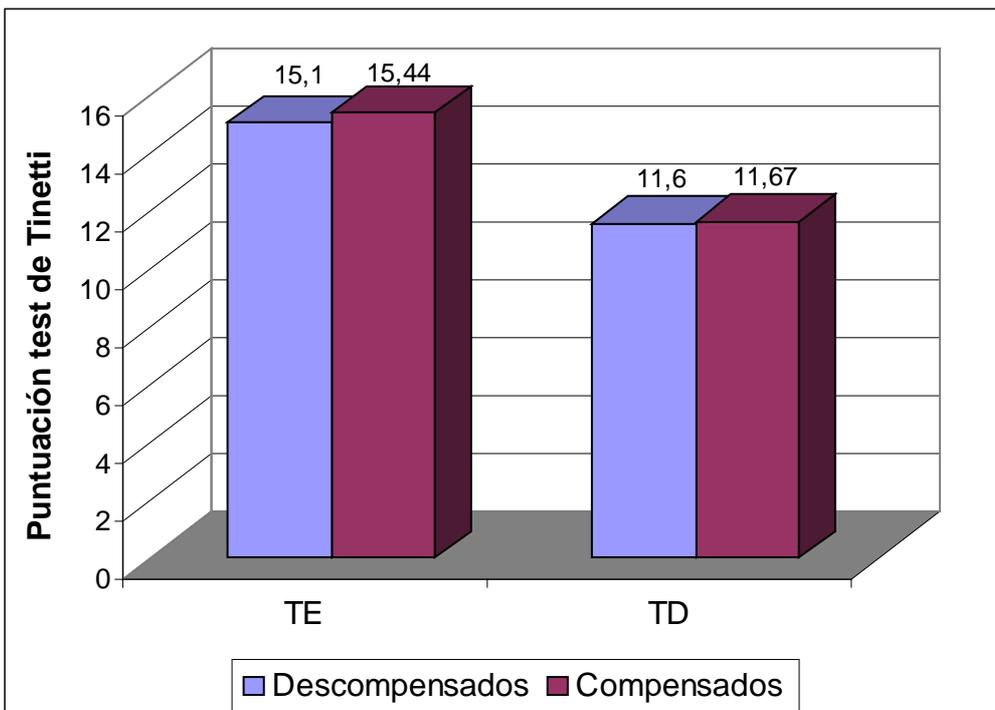


Gráfico 22. Valor medio de la puntuación de ambas escalas del test de Tinetti según el estado de compensación vestibular.



2.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

2.2.1. TEST CLÍNICOS - CUADROS CLÍNICOS

Se compararon los resultados medios obtenidos en los diferentes test clínicos por los sujetos de los grupos principales y subgrupos de diagnóstico clínico, observándose diferencias con significación estadística en el Timed up and Go ($p = .015$), escala de equilibrio de Berg ($p = .000$), test de Tinetti estático ($p = .003$), test de Tinetti dinámico ($p = .001$) y test de Tinetti total ($p = .001$). Sin embargo, no hubieron diferencias estadísticamente significativas en los tiempos de apoyo monopodal derecho e izquierdo ($p = .361$ para el tiempo de apoyo unipodal derecho y $p = .156$ para el izquierdo)

El análisis comparativo posterior de los resultados obtenidos en los test clínicos con significación estadística entre los diferentes subgrupos de diagnóstico clínico, se muestra en la tabla 11.

Tabla 11. Valor de la significación estadística cuando se comparan los test clínicos según los grupos diagnóstico clínico (se señala en negrita cuando $p < .05$, en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

Grupos comparados	TUG	TB	TE	TD	TT
Normales- Patológicos	<u>.002</u>	<u>.000</u>	.018	<u>.002</u>	<u>.004</u>
Normales - CVU	.025	.024	.181	<u>.008</u>	.047
Normales - CVR	.144	.092	.909	.400	.807
Normales - VPPB	.100	.014	.263	.263	.216
Normales - Centrales	<u>.003</u>	<u>.000</u>	<u>.000</u>	<u>.000</u>	<u>.000</u>
CVU - CVR	.543	.666	.246	.146	.163
CVU - VPPB	.777	.680	.961	.295	.659
CVU - Centrales	.355	<u>.009</u>	.020	.137	.025
CVR -. VPPB	.781	.422	.309	.762	.397
CVR - Centrales	.146	<u>.003</u>	<u>.001</u>	<u>.006</u>	<u>.001</u>
VPPB - Centrales	.264	.039	.027	.020	.013

2.2.2. TEST CLÍNICOS - ESTADIOS CLÍNICOS

Se compararon los resultados medios obtenidos en los diferentes test clínicos entre los sujetos normales y los afectados de enfermedad vestibular periférica, según su estado de compensación vestibular, observándose diferencias con significación estadística en el Timed up and go ($p = .011$), escala de equilibrio de Berg ($p = .002$) y en el test de Tinetti dinámico ($p = .031$). No se observaron diferencias en los tiempos de apoyo monopodal derecho ($p = .405$) e izquierdo ($p = .423$), test de Tinetti estático ($p = .213$) ni en el Test de Tinetti total ($p = .077$).

El estudio posterior mediante contrastes ortogonales de los resultados obtenidos en los test clínicos con significación estadística, según el estado de compensación vestibular, se muestra en la tabla 12.

Tabla 12. Valor de la significación estadística cuando se comparan los test clínicos según el estado de compensación vestibular (se señala en negrita cuando $p < .05$, en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

GRUPOS COMPARADOS	TUG	TB	TD
Compensados - Descompensados	.525	.377	.757
Normales - Compensados	.113	.074	.155
Normales - Descompensados	.013	<u>.008</u>	.040

Resultados

2.2.3. TEST CLÍNICOS - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre los resultados obtenidos en los test clínicos y el número de caídas de la muestra estudiada durante el año anterior a la posturografía, observándose significación estadística en todos ellos (tabla 13).

Tabla 13. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y los resultados obtenidos en los test clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$, en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

Test clínicos	Caídas año anterior a la posturografía	
TAMD	Corr. Pearson	-.251
	Sig.	<u>.006</u>
	N	120
TAMI	Corr. Pearson	-.241
	Sig.	<u>.008</u>
	N	119
TUG	Corr. Pearson	.279
	Sig.	<u>.002</u>
	N	120
Test de Berg	Corr. Pearson	-.327
	Sig.	<u>.000</u>
	N	120
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.224
	Sig.	.014
	N	120
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.260
	Sig.	<u>.004</u>
	N	120
Tinetti total	Corr. Pearson	-.259
	Sig. (bilateral)	<u>.004</u>
	N	120

2.2.4. TEST CLÍNICOS - SEXO

Se compararon los resultados obtenidos por los sujetos de ambos sexos en los diferentes test clínicos, observándose diferencias con significación estadística en el tiempo de apoyo monopodal derecho ($p = .014$) e izquierdo ($p = .002$), en la escala de equilibrio de Berg ($p = .011$) y la puntuación total del test de Tinetti ($p = .045$). No se

Resultados

encontraron diferencias con significación estadística en el TUG ($p = .058$), Tinetti estático ($p = .054$) ni el test de Tinetti dinámico ($p = .093$) (tabla 14).

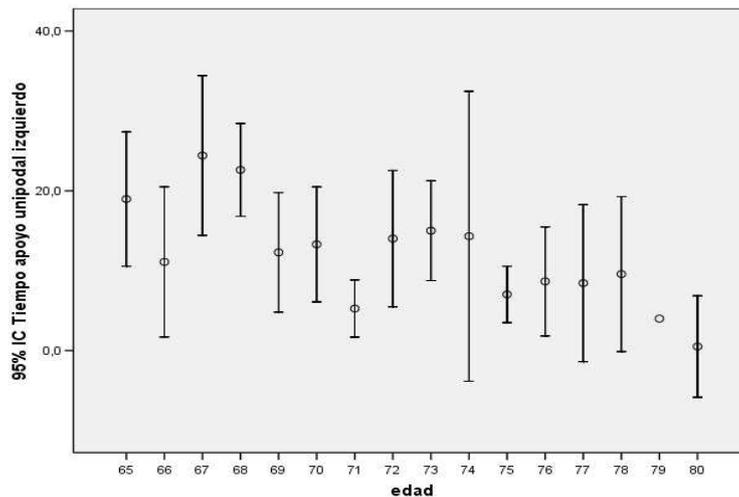
Tabla 14. Significación estadística de la comparación de los resultados obtenidos en los test clínicos según el sexo (se señala en negrita cuando $p < .05$, en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

Test clínicos	p
TAMD	.014
TAMI	<u>.002</u>
TUG	.058
Test de Berg	.011
Tinetti estático	.054
Tinetti dinámico	.093
Tinetti total	.045

2.2.5. TEST CLÍNICOS - CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS

Se estudió la correlación existente entre los resultados obtenidos en los diferentes test clínicos y la talla, edad, peso e IMC de los sujetos, que se muestra en la tabla 15.

Gráfico 23. Correlación entre el Tiempo de apoyo monopodal izquierdo y la edad.



Resultados

Tabla 15. Correlación de los resultados obtenidos en los test clínicos con la edad y las características antropométricas de los sujetos estudiados (se señala en negrita cuando $p < .05$, en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		Edad	Peso	Talla	IMC
TAMD	C. Pearson	-.334	-.075	.154	-.205
	Sig. (bilateral)	<u>.000</u>	.414	.094	.025
	N	120	120	120	120
TAMI	C. Pearson	-.371	-.117	.171	-.260
	Sig. (bilateral)	<u>.000</u>	.206	.062	<u>.004</u>
	N	119	119	119	119
TUG	C. Pearson	.188	.061	-.180	.205
	Sig. (bilateral)	.040	.508	.050	.025
	N	120	120	120	120
Test de Berg	C. Pearson	-.223	-.011	.204	-.187
	Sig. (bilateral)	.014	.909	.025	.041
	N	120	120	120	120
Tinetti estático	C. Pearson	-.158	-.070	.115	-.164
	Sig. (bilateral)	.084	.446	.212	.074
	N	120	120	120	120
Tinetti dinámico	C. Pearson	-.232	-.045	.177	-.175
	Sig. (bilateral)	.011	.629	.053	.056
	N	120	120	120	120
Tinetti total	C. Pearson	-.201	-.067	.149	-.183
	Sig. (bilateral)	.028	.469	.104	.045
	N	120	120	120	120

3. POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA

3.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

3.1.1. RESULTADOS POSTUROGRÁFICOS EN LA PRUEBA DE ROMBERG CON OJOS ABIERTOS (ROA)

A) Grupos principales

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de ROA fueron:

- Grupo de sujetos normales: la dispersión en el eje X fue de $2,57 \pm 0,9$ mm y en el eje Y de $3,24 \pm 1,06$, el área barrida fue de $34,55 \pm 25,04$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0161 \pm 0,0026$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $13,5 \pm 4,82$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $16,42 \pm 5,34$ mm.

- Grupo de patológicos: la dispersión en el eje X fue de $3,01 \pm 1,52$ mm y en el eje Y de $3,65 \pm 1,8$ mm, el área barrida fue de $48,06 \pm 54,05$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0145 \pm 0,007$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $15,33 \pm 7,39$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $18,63 \pm 7,98$ mm.

B) Subgrupos patológicos

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de ROA fueron:

- Pacientes con CVU: la dispersión en el eje X fue de $3,26 \pm 1,94$ mm y en el eje Y de $3,24 \pm 1,06$ mm, el área barrida fue de $46,13 \pm 43,78$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0153 \pm 0,0088$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $16,55 \pm 9,3$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $17,03 \pm 5$ mm.

Resultados

- Pacientes con CVR: la dispersión en el eje X fue de $3,32 \pm 1,59$ mm y en el eje Y de $3,34 \pm 1,09$ mm, el área barrida fue de $67,09 \pm 85,07$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0153 \pm 0,0067$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $16,97 \pm 7,87$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $20,99 \pm 12,36$ mm.

- Pacientes con VPPB: la dispersión en el eje X fue de $2,42 \pm 0,84$ mm y en el eje Y de $4,37 \pm 2,88$ mm, el área barrida fue de $32,58 \pm 16,97$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0126 \pm 0,0035$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $11,92 \pm 4,04$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $17,88 \pm 5,48$ mm.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: la dispersión en el eje X fue de $2,82 \pm 1,15$ mm y en el eje Y de $3,39 \pm 1$ mm, el área barrida fue de $39,49 \pm 26,81$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0143 \pm 0,0075$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $14,6 \pm 5,31$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $18,42 \pm 5,62$ mm.

C) Según el estado de compensación vestibular

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba ROA según el estado de compensación vestibular fueron:

- Pacientes descompensados: la dispersión en el eje X fue de $3,41 \pm 1,89$ mm y en el eje Y de $3,98 \pm 2,4$ mm, el área barrida fue de $61,76 \pm 72,46$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0158 \pm 0,0072$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $17,18 \pm 9,3$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $20,01 \pm 10,4$ mm.

- Pacientes compensados: la dispersión en el eje X fue de $2,5 \pm 0,75$ mm y en el eje Y de $3,31 \pm 0,71$ mm, el área barrida fue de $31,71 \pm 14,12$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0128 \pm 0,0063$ m/s, el

Resultados

desplazamiento mediolateral máximo fue de $12,83 \pm 3,59$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $16,55 \pm 3,3$ mm.

D) Según el sexo

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados según el sexo fueron:

- Hombres: la dispersión en el eje X fue de $3,09 \pm 1,44$ mm y en el eje Y de $3,72 \pm 1,14$ mm, el área barrida fue de $47,62 \pm 38,91$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,015 \pm 0,0039$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $15,99 \pm 6,59$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $19,05 \pm 5,74$ mm.

- Mujeres: la dispersión en el eje X fue de $2,67 \pm 1,17$ mm y en el eje Y de $3,33 \pm 1,59$ mm, el área barrida fue de $38,70 \pm 43,64$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,015 \pm 0,0058$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $13,77 \pm 6,06$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $16,90 \pm 7,18$ mm.

Tabla 16: Valor medio y desviación típica de los parámetros *Dispersión en el eje X*, *Dispersión en el eje Y* y *Área barrida por el centro de presiones*, en la prueba de ROA.

	Disp. X (mm.)	Disp. Y (mm.)	Ár. Barrida (mm ²)
GRUPOS PRALES.			
Normales	2.57 ± 0.9	3.24 ± 1.06	34.55 ± 25.04
Patológicos	3.01 ± 1.52	3.65 ± 1.8	48.06 ± 54.05
SUBGR. PATOLÓG			
CVU	3.26 ± 1.94	3.24 ± 1.06	46.13 ± 43.78
CVR	3.32 ± 1.59	3.34 ± 1.09	67.09 ± 85.07
VPPB	2.42 ± 0.84	4.37 ± 2.88	32.58 ± 16.97
Centrales	2.82 ± 1.15	3.39 ± 1	39.49 ± 26.81
COMP. VESTIBULAR			
Descompensados	3.41 ± 1.89	3.98 ± 2.4	61.76 ± 72.46
Compensados	2.5 ± 0.75	3.31 ± 0.71	31.71 ± 14.12

Resultados

Tabla 17: Valor medio y desviación típica de los parámetros *Velocidad media de desplazamiento, y desplazamientos mediolateral y anteroposterior máximos del centro de presiones*, en la prueba de ROA.

	Vel media (m/s)	Despl. ML máx (mm)	Despl. AP máx (mm)
GRUPOS PRALES.			
Normales	0.0161 ± 0.0026	13.5 ± 4.82	16.42 ± 5.34
Patológicos	0.0145 ± 0.0007	15.33 ± 7.39	18.63 ± 7.98
SUBGR. PATOLÓGICOS			
CVU	0.0153 ± 0.0088	16.55 ± 9.3	17.03 ± 5
CVR	0.0153 ± 0.0067	16.97 ± 7.87	20.99 ± 12.36
VPPB	0.0126 ± 0.0035	11.92 ± 4.04	17.88 ± 5.48
Centrales	0.0143 ± 0.0075	14.6 ± 5.31	18.42 ± 5.62
COMP. VESTIBULAR			
Descompensados	0.0158 ± 0.0072	17.18 ± 9.3	20.01 ± 10.4
Compensados	0.0128 ± 0.0063	12.83 ± 3.59	16.55 ± 3.3

Tabla 18. Valor medio y desviación típica de los parámetros de la posturografía estática en la prueba ROA según el sexo.

Parámetros	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
Dispersión en eje X (mm)	3.09	1.44	2,67	1.17
Dispersión en eje Y (mm)	3.72	1.14	3.33	1.59
Area barrida (mm ²)	47.62	38.91	38.70	43.64
Velocidad media (m/s)	0.015	0.0039	0.015	0.0058
Desplaz. mediolateral máximo (mm)	15.98	6.59	13.77	6.06
Desplaz. anteroposterior máximo (mm)	19.05	5.74	16.90	7.18

3.1.2. RESULTADOS POSTUROGRÁFICOS EN LA PRUEBA DE ROMBERG CON OJOS CERRADOS (ROC)

A) Grupos principales

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de ROC fueron:

- Grupo de sujetos normales: la dispersión en el eje X fue de $3,38 \pm 1,29$ mm y en el eje Y de $4,65 \pm 1,67$ mm, el área barrida fue de $64,41 \pm 47,74$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0201 \pm 0,0037$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $18,78 \pm 7,19$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $24,07 \pm 8,19$ mm.

- Grupo de patológicos: la dispersión en el eje X fue de $4,02 \pm 2,43$ mm y en el eje Y de $5,21 \pm 2,75$ mm, el área barrida fue de $99,63 \pm 162,61$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0192 \pm 0,0096$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $21,25 \pm 12,6$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $27,33 \pm 13,56$ mm.

B) Subgrupos patológicos

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de ROC fueron:

- Pacientes con CVU: la dispersión en el eje X fue de $4,41 \pm 2,54$ mm y en el eje Y de $5,53 \pm 2,17$ mm, el área barrida fue de $108,86 \pm 101,24$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0224 \pm 0,0126$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $23,79 \pm 14,51$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $29,37 \pm 12,14$ mm.

- Pacientes con CVR: la dispersión en el eje X fue de $4,72 \pm 3,25$ mm y en el eje Y de $5,95 \pm 4,24$ mm, el área barrida fue de $149,52 \pm 279,23$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0197 \pm 0,0096$ m/s, el

Resultados

desplazamiento mediolateral máximo fue de $24,39 \pm 15,44$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $30,49 \pm 19,75$ mm.

- Pacientes con VPPB: la dispersión en el eje X fue de $3,03 \pm 1$ mm y en el eje Y de $4,2 \pm 1,35$ mm, el área barrida fue de $48,21 \pm 22,97$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0159 \pm 0,0059$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $16,09 \pm 5,75$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $21,61 \pm 6,12$ mm.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: la dispersión en el eje X fue de $3,45 \pm 1,53$ mm y en el eje Y de $4,71 \pm 1,44$ mm, el área barrida fue de $66,53 \pm 39,85$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0169 \pm 0,0064$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $18,15 \pm 8,15$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $25,52 \pm 8,68$ mm.

C) Según el estado de compensación vestibular

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba ROC según su compensación vestibular, fueron:

- Pacientes descompensados: la dispersión en el eje X fue de $4,58 \pm 3,09$ mm y en el eje Y de $5,52 \pm 3,64$ mm, el área barrida fue de $130,78 \pm 224,85$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0217 \pm 0,0116$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $24,68 \pm 15,81$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $29,53 \pm 17,8$ mm.

- Pacientes compensados: la dispersión en el eje X fue de $3,51 \pm 1,35$ mm y en el eje Y de $5,06 \pm 1,5$ mm, el área barrida fue de $71,52 \pm 51,53$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0167 \pm 0,0068$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $17,79 \pm 6,87$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $25,01 \pm 6,34$ mm.

Resultados

D) Según el sexo

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba ROC según el sexo, fueron:

- Hombres: la dispersión en el eje X fue de $4,17 \pm 2,03$ mm y en el eje Y de $5,37 \pm 1,99$ mm, el área barrida fue de $94,71 \pm 83,09$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,022 \pm 0,0087$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $22,50 \pm 11,40$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $28,66 \pm 10,14$ mm.

- Mujeres: la dispersión en el eje X fue de $3,51 \pm 1,91$ mm y en el eje Y de $4,75 \pm 2,37$ mm, el área barrida fue de $76,74 \pm 132,26$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0187 \pm 0,0064$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $18,58 \pm 9,68$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $24,50 \pm 11,51$ mm.

Tabla 19. Valor medio y desviación típica de los parámetros *Dispersión en el eje X*, *Dispersión en el eje Y* y *Área barrida por el centro de presiones*, en la prueba ROC.

	Disp. X (mm.)	Disp. Y (mm.)	Ár. Barrida (mm ²)
GRUPOS PRALES.			
Normales	3.38 ± 1.29	4.65 ± 1.67	64.41 ± 47.74
Patológicos	4.02 ± 2.43	5.21 ± 2.75	99.63 ± 162.61
SUBGR. PATOLÓG			
CVU	4.41 ± 2.54	5.53 ± 2.17	108.86 ± 101.24
CVR	4.72 ± 3.25	5.95 ± 4.24	149.52 ± 279.23
VPPB	3.03 ± 1	4.2 ± 1.35	48.21 ± 22.97
Centrales	3.45 ± 1.53	4.71 ± 1.44	66.53 ± 39.85
COMP. VESTIBULAR			
Descompensados	4.58 ± 3.09	5.52 ± 3.64	130.78 ± 224.85
Compensados	3.51 ± 1.35	5.06 ± 1.5	71.52 ± 51.53

Resultados

Tabla 20. Valor medio y desviación típica de los parámetros *Velocidad media de desplazamiento, y desplazamientos mediolateral y anteroposterior máximos del centro de presiones*, en la prueba ROC.

	Vel media (m/s)	Despl. ML máx (mm)	Despl. AP máx (mm)
GRUPOS PRALES.			
Normales	0.0201 ± 0.0037	18.78 ± 7.19	24.07 ± 8.19
Patológicos	0.0192 ± 0.0096	21.25 ± 12.6	27.33 ± 13.56
SUBGR. PATOLÓG			
CVU	0.0224 ± 0.0126	23.79 ± 14.51	29.37 ± 12.14
CVR	0.0197 ± 0.0096	24.39 ± 15.44	30.49 ± 19.75
VPPB	0.0159 ± 0.0059	16.09 ± 5.75	21.61 ± 6.12
Centrales	0.0169 ± 0.0064	18.15 ± 8.15	25.52 ± 8.68
COMP. VESTIBULAR			
Descompensados	0.0217 ± 0.0116	24.68 ± 15.81	29.53 ± 17.8
Compensados	0.0167 ± 0.0068	17.79 ± 6.87	25.01 ± 6.34

Tabla 21. Valor medio y desviación típica de los parámetros posturográficos en la prueba ROC, según el sexo.

Parámetros	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
Dispersión en eje X (mm)	4.17	2.03	3.51	1.91
Dispersión en eje Y (mm)	5.37	1.99	4,75	2.37
Area barrida (mm ²)	94.71	83.09	76.74	132.26
Velocidad media (m/s)	0.022	0.0087	0.0187	0.0064
Despl. mediolateral máx (mm)	22.50	11.40	18.58	9.68
Despl. anteroposterior máx (mm)	28.66	10.14	24.50	11.51

3.1.3. RESULTADOS POSTUROGRÁFICOS EN LA PRUEBA DE ROMBERG CON GOMAESPUMA Y OJOS ABIERTOS (RGA)

A) Grupos principales

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGA fueron:

- Grupo de sujetos normales: la dispersión en el eje X fue de $6,31 \pm 1,61$ mm y en el eje Y de $6,68 \pm 1,64$ mm, el área barrida fue de $172,17 \pm 83,3$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0286 \pm 0,0048$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $33,64 \pm 7,94$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $35,54 \pm 8,36$ mm.

- Grupo de patológicos: la dispersión en el eje X fue de $7,23 \pm 2,3$ mm y en el eje Y de $7,52 \pm 2,43$ mm, el área barrida fue de $225,01 \pm 135$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0286 \pm 0,0078$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $37,25 \pm 10,82$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $40,43 \pm 12,29$ mm.

B) Subgrupos patológicos

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGA fueron:

- Pacientes con CVU: la dispersión en el eje X fue de $6,7 \pm 1,73$ mm y en el eje Y de $7,14 \pm 1,64$ mm, el área barrida fue de $194,11 \pm 102,67$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0293 \pm 0,0077$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $35,51 \pm 7,61$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $39,48 \pm 9,33$ mm.

- Pacientes con CVR: la dispersión en el eje X fue de $7,36 \pm 2,16$ mm y en el eje Y de $8,24 \pm 3,06$ mm, el área barrida fue de $249,59 \pm 151,4$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0311 \pm 0,0086$ m/s, el desplazamiento

Resultados

mediolateral máximo fue de $37,9 \pm 10,39$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $44,18 \pm 15$ mm.

- Pacientes con VPPB: la dispersión en el eje X fue de $6,86 \pm 2,28$ mm y en el eje Y de $6,42 \pm 1,76$ mm, el área barrida fue de $183,73 \pm 112,03$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0257 \pm 0,0067$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $35,1 \pm 10,58$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $34,74 \pm 9,44$ mm.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: la dispersión en el eje X fue de $8,18 \pm 3,13$ mm y en el eje Y de $8,18 \pm 2,67$ mm, el área barrida fue de $277 \pm 162,38$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0268 \pm 0,0071$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $41,14 \pm 15,28$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $42,22 \pm 13,2$ mm.

C) Según el estado de compensación vestibular

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGA según su compensación vestibular, fueron:

- Pacientes descompensados: la dispersión en el eje X fue de $7,4 \pm 2,25$ mm y en el eje Y de $7,89 \pm 2,73$ mm, el área barrida fue de $242,24 \pm 146,89$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0303 \pm 0,0081$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $38,58 \pm 10,32$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $43,15 \pm 13,34$ mm.

- Sujetos compensados: la dispersión en el eje X fue de $6,31 \pm 1,4$ mm y en el eje Y de $6,49 \pm 1,3$ mm, el área barrida fue de $162,99 \pm 57,37$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0269 \pm 0,0074$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $32,55 \pm 6,31$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $34,79 \pm 7,81$ mm.

Resultados

D) Según el sexo

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba RGA según el sexo fueron:

- Hombres: la dispersión en el eje X fue de $6,97 \pm 2,12$ mm y en el eje Y de $7,38 \pm 2,05$ mm, el área barrida fue de $216,26 \pm 128,68$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0308 \pm 0,0061$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $36,52 \pm 10,62$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $39 \pm 11,11$ mm.

- Mujeres: la dispersión en el eje X fue de $6,66 \pm 1,98$ mm y en el eje Y de $6,97 \pm 2,12$ mm, el área barrida fue de $189,98 \pm 107,13$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0277 \pm 0,0063$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $34,78 \pm 9,16$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $37,45 \pm 10,54$ mm.

Tabla 22: Valor medio y desviación típica de los parámetros *Dispersión en el eje X*, *Dispersión en el eje Y* y *Área barrida por el centro de presiones*, en la prueba de RGA.

	Disp. X (mm.)	Disp. Y (mm.)	Ár. Barrida (mm ²)
GRUPOS PRINCIPALES.			
Normales	6.31 ± 1.61	6.68 ± 1.64	172.17 ± 83.3
Patológicos	7.23 ± 2.3	7.52 ± 2.43	225.01 ± 135
SUBGR. PATOLÓGICOS			
CVU	6.7 ± 1.73	7.14 ± 1.64	194.11 ± 102.67
CVR	7.36 ± 2.16	8.24 ± 3.06	249.59 ± 151.4
VPPB	6.86 ± 2.28	6.42 ± 1.76	183.73 ± 112.03
Centrales	8.18 ± 3.13	8.18 ± 2.67	277 ± 162.38
COMPENS. VESTIBULAR			
Descompensados	7.4 ± 2.25	7.89 ± 2.73	242.24 ± 146.89
Compensados	6.31 ± 1.4	6.49 ± 1.3	162.99 ± 57.37

Resultados

Tabla 23. Valor medio y desviación típica de los parámetros *Velocidad media de desplazamiento*, y *desplazamientos mediolateral y anteroposterior máximos del centro de presiones*, en la prueba de RGA.

	Vel media (m/s)	Despl. ML máx (mm)	Despl. AP máx (mm)
GRUPOS PRINCIPALES.			
Normales	0.0286 ± 0.0048	33.64 ± 7.94	35.54 ± 8.36
Patológicos	0.0286 ± 0.0078	37.25 ± 10.82	40.43 ± 12.29
SUBGR. PATOLÓGICOS			
CVU	0.0293 ± 0.0077	35.51 ± 7.61	39.48 ± 9.33
CVR	0.0311 ± 0.0086	37.9 ± 10.39	44.18 ± 15
VPPB	0.0257 ± 0.0067	35.1 ± 10.58	34.74 ± 9.44
Centrales	0.0268 ± 0.0071	41.14 ± 15.28	42.22 ± 13.2
COMPENS. VESTIBULAR			
Descompensados	0.0303 ± 0.0081	38.58 ± 10.32	43.15 ± 13.34
Compensados	0.0269 ± 0.0074	32.55 ± 6.31	34.79 ± 7.81

Tabla 24. Valor medio y desviación típica de los parámetros posturográficos en la prueba RGA, según el sexo.

Parámetros	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
Dispersión en eje X (mm)	6.97	2.12	6.66	1.98
Dispersión en eje Y (mm)	7.38	2.05	6.97	2.12
Area barrida (mm ²)	216.26	128.68	189.98	107.13
Velocidad media (m/s)	0.0308	0.0061	0.0277	0.0063
Despl. Mediolateral máx (mm)	36.52	10.62	34.78	9.16
Despl. Anteroposterior máx (mm)	39.00	11.11	37.45	10.54

3.1.4. RESULTADOS POSTUROGRÁFICOS EN LA PRUEBA DE ROMBERG CON GOMAESPUMA Y OJOS CERRADOS (RGC)

A) Grupos principales

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGC fueron:

- Grupo de sujetos normales: la dispersión en el eje X fue de $13,63 \pm 4,69$ mm y en el eje Y de $14,74 \pm 3,87$ mm, el área barrida fue de $831,86 \pm 425,08$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0567 \pm 0,0154$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $72,84 \pm 22,53$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $75,64 \pm 18,4$ mm.

- Grupo de patológicos: la dispersión en el eje X fue de $13,3 \pm 4,34$ mm y en el eje Y de $14,4 \pm 4,16$ mm, el área barrida fue de $804,94 \pm 471,7$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0553 \pm 0,0224$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $69,63 \pm 21,35$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $74,7 \pm 21,52$ mm.

B) Subgrupos patológicos

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGC según los subgrupos de patológicos fueron:

- Pacientes con CVU: la dispersión en el eje X fue de $14,37 \pm 4,56$ mm y en el eje Y de $14,23 \pm 3,53$ mm, el área barrida fue de $868,68 \pm 492,3$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0594 \pm 0,0251$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $74,01 \pm 19,21$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $74,7 \pm 17,01$ mm.

- Pacientes con CVR: la dispersión en el eje X fue de $13,77 \pm 2,03$ mm y en el eje Y de $16,34 \pm 3,08$ mm, el área barrida fue de $885,92 \pm 253,72$ mm², la velocidad

Resultados

media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0634 \pm 0,0138$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $78,32 \pm 16,13$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $85,57 \pm 13,73$ mm.

- Pacientes con VPPB: la dispersión en el eje X fue de $11,39 \pm 5,31$ mm y en el eje Y de $12,4 \pm 2,98$ mm, el área barrida fue de $570,01 \pm 368,57$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0393 \pm 0,0099$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $53,42 \pm 17,88$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $60,5 \pm 10,76$ mm.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: la dispersión en el eje X fue de $12,87 \pm 7,26$ mm y en el eje Y de $13,63 \pm 8,58$ mm, el área barrida fue de $858,78 \pm 982,3$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0535 \pm 0,0411$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $66,16 \pm 35,37$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $73,03 \pm 47,7$ mm.

C) Según el estado de compensación vestibular

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGC según el estado de compensación vestibular fueron:

- Pacientes descompensados: la dispersión en el eje X fue de $13,9 \pm 3,83$ mm y en el eje Y de $15,09 \pm 3,72$ mm, el área barrida fue de $867,23 \pm 439,51$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0662 \pm 0,0243$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $76,7 \pm 21,35$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $77,98 \pm 18,06$ mm.

- Pacientes compensados: la dispersión en el eje X fue de $12,77 \pm 4,35$ mm y en el eje Y de $13,9 \pm 3,21$ mm, el área barrida fue de $717,78 \pm 333,23$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0482 \pm 0,0108$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $62,94 \pm 15,92$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $71,62 \pm 15,95$ mm.

Resultados

D) Según el sexo

Los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados en la prueba de RGC fueron:

- Hombres: la dispersión en el eje X fue de $13,87 \pm 4,90$ mm y en el eje Y de $14,60 \pm 4,38$ mm, el área barrida fue de $909,95 \pm 509,71$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0662 \pm 0,0191$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $74,19 \pm 23,01$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $82,95 \pm 22,60$ mm.

- Mujeres: la dispersión en el eje X fue de $13,35 \pm 4,42$ mm y en el eje Y de $14,16 \pm 3,66$ mm, el área barrida fue de $781,63 \pm 397,59$ mm², la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones fue de $0,0515 \pm 0,0151$ m/s, el desplazamiento mediolateral máximo fue de $70,67 \pm 21,74$ mm y el desplazamiento anteroposterior máximo de $71,70 \pm 16,57$ mm.

Tabla 25: Valor medio y desviación típica de los parámetros *Dispersión en el eje X*, *Dispersión en el eje Y* y *Área barrida por el centro de presiones*, en la prueba RGC.

	Disp. X (mm.)	Disp. Y (mm.)	Ár. Barrida (mm ²)
GRUPOS PRALES.			
- Normales	13.63 ± 4.69	14.74 ± 3.87	831.86 ± 425.08
- Patológicos	13.3 ± 4.34	14.4 ± 4.16	804.94 ± 471.7
SUBGR. PATOLÓG			
- CVU	14.37 ± 4.56	14.23 ± 3.53	868.68 ± 492.3
- CVR	13.77 ± 2.03	16.34 ± 3.08	885.92 ± 253.72
- VPPB	11.39 ± 5.31	12.4 ± 2.98	570.01 ± 368.57
- Centrales	12.87 ± 7.26	13.63 ± 8.58	858.78 ± 982.3
COMP. VESTIBULAR			
- Descompensados	13.9 ± 3.83	15.09 ± 3.72	867.23 ± 439.51
- Compensados	12.77 ± 4.35	13.9 ± 3.21	717.78 ± 333.23

Resultados

Tabla 26: Valor medio y desviación típica de los parámetros *Velocidad media de desplazamiento*, y *desplazamientos mediolateral y anteroposterior máximos del centro de presiones*, en la prueba RGC.

	Vel media (m/s)	Despl. ML máx (mm)	Despl. AP máx (mm)
GRUPOS PRALES.			
Normales	0.0567 ± 0.0154	72.84 ± 22.53	75.64 ± 18.4
Patológicos	0.0553 ± 0.0224	69.63 ± 21.35	74.7 ± 21.52
SUBGR. PATOLÓG			
CVU	0.0594 ± 0.0251	74.01 ± 19.21	74.7 ± 17.01
CVR	0.0634 ± 0.0138	78.32 ± 16.13	85.57 ± 13.73
VPPB	0.0393 ± 0.0099	53.42 ± 17.88	60.5 ± 10.76
Centrales	0.0535 ± 0.0411	66.16 ± 35.37	73.03 ± 47.7
COMP. VESTIBULAR			
Descompensados	0.0662 ± 0.0243	76.7 ± 21.35	77.98 ± 18.06
Compensados	0.0482 ± 0.0108	62.94 ± 15.92	71.62 ± 15.95

Tabla 27. Valor medio y desviación típica de los parámetros posturográficos en la prueba RGC, según el sexo.

Parámetros	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
Dispersión en eje X (mm)	13.87	4.90	13.35	4.42
Dispersión en eje Y (mm)	15.60	4.38	14.16	3.66
Area barrida (mm ²)	909.95	509.71	781.63	397.59
Velocidad media (m/s)	0.0662	0.0191	0.0515	0.0151
Desplaz. Mediolateral máximo (mm)	74.19	23.01	70.67	21.74
Desplaz. Anteroposterior máximo (mm)	82.95	22.60	71.70	16.57

Resultados

Los gráficos 24-41 muestran los valores medios de los parámetros posturográficos estudiados obtenidos por los grupos y subgrupos establecidos, en las 4 pruebas Romberg.

Gráfico 24. Valor medio de la Dispersión Mediolateral en los grupos principales.

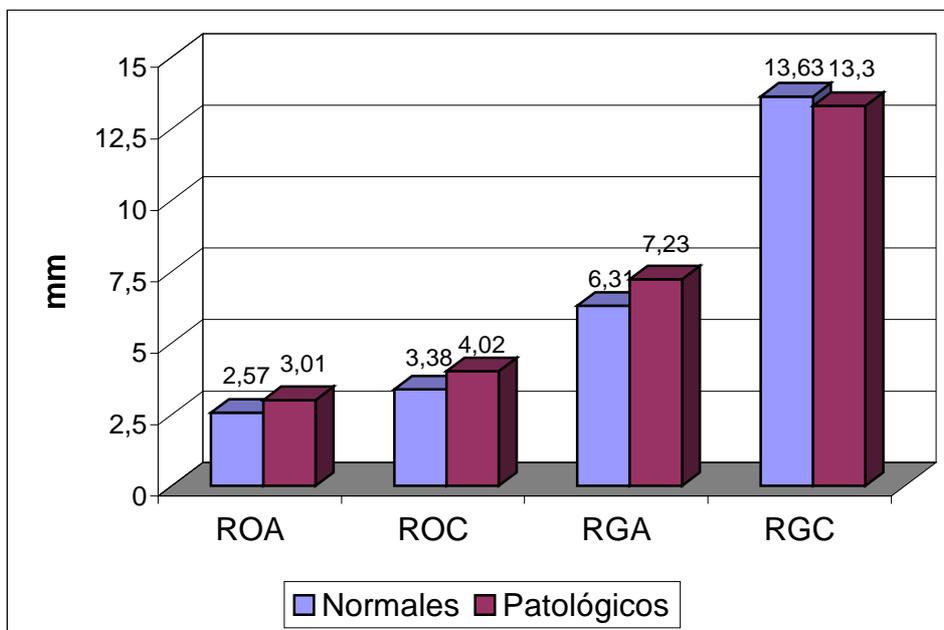
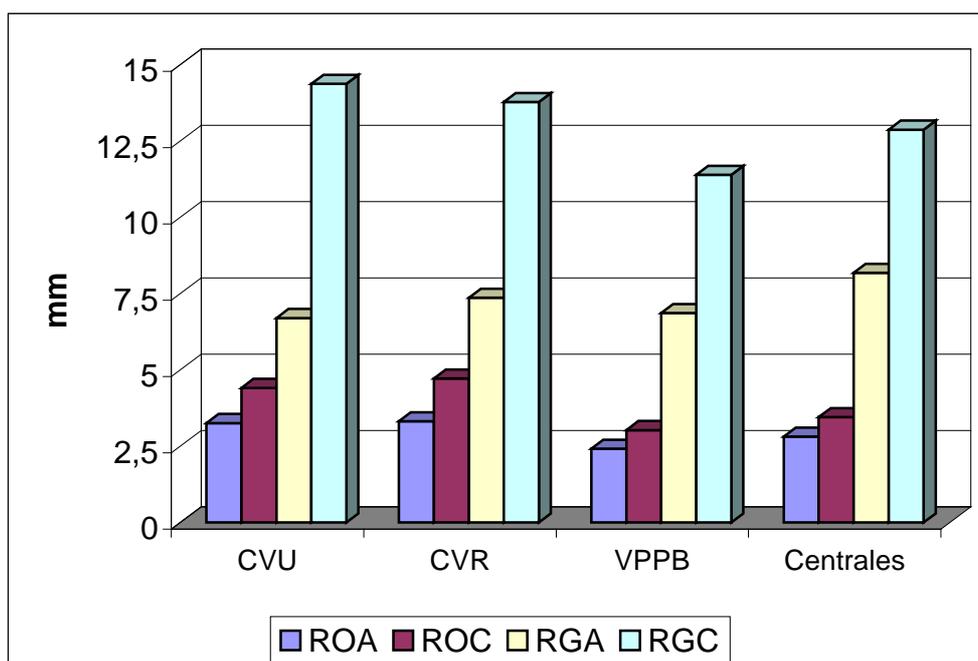


Gráfico 25. Valor medio de la Dispersión Mediolateral en los subgrupos de diagnóstico clínico.



Resultados

Gráfico 26. Valor medio de la Dispersión Mediolateral según el estado de compensación vestibular.

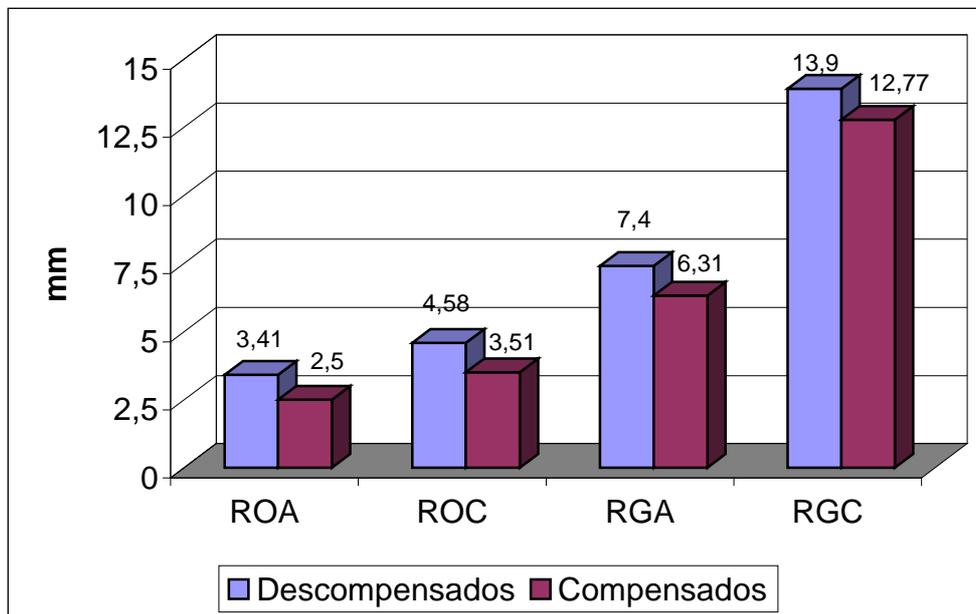
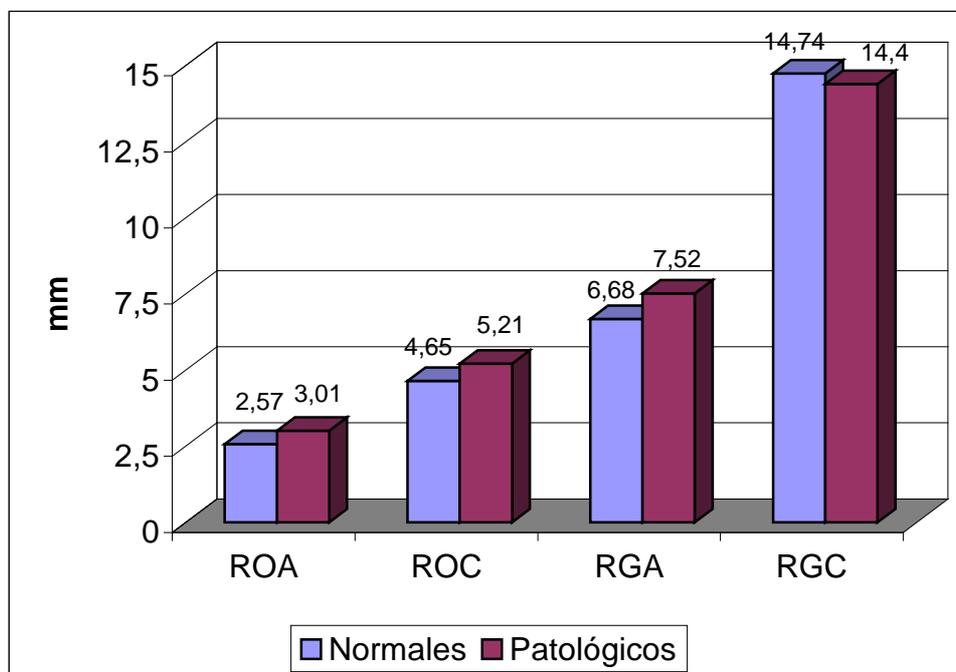


Gráfico 27. Valor medio de la Dispersión Anteroposterior en los grupos principales.



Resultados

Gráfico 28. Valor medio de la Dispersión Anteroposterior en los distintos subgrupos de diagnóstico clínico.

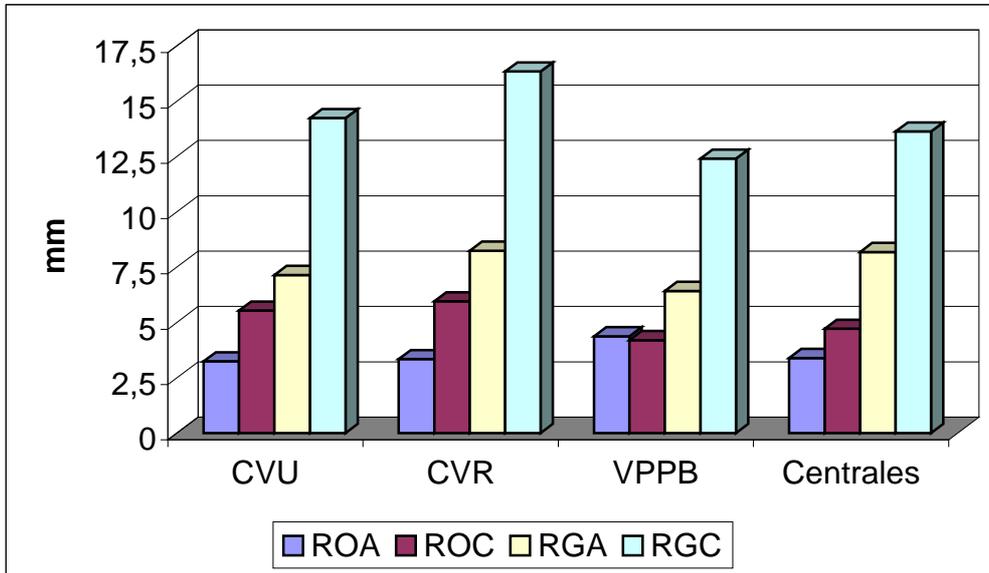
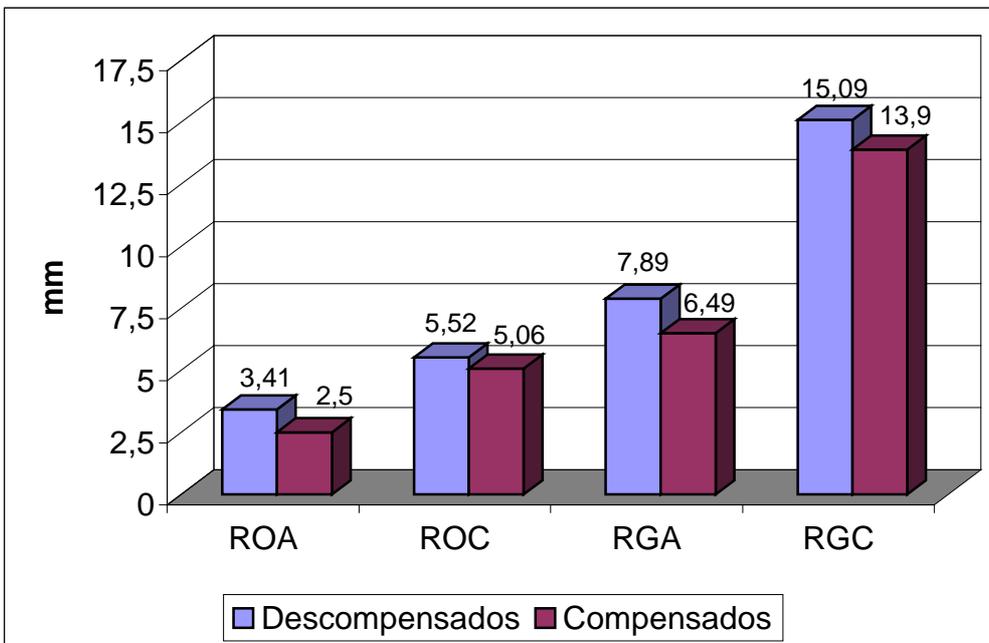


Gráfico 29. Valor medio de la Dispersión Anteroposterior según el estado de compensación vestibular.



Resultados

Gráfico 30. Valor medio del Área Barrida en los grupos principales.

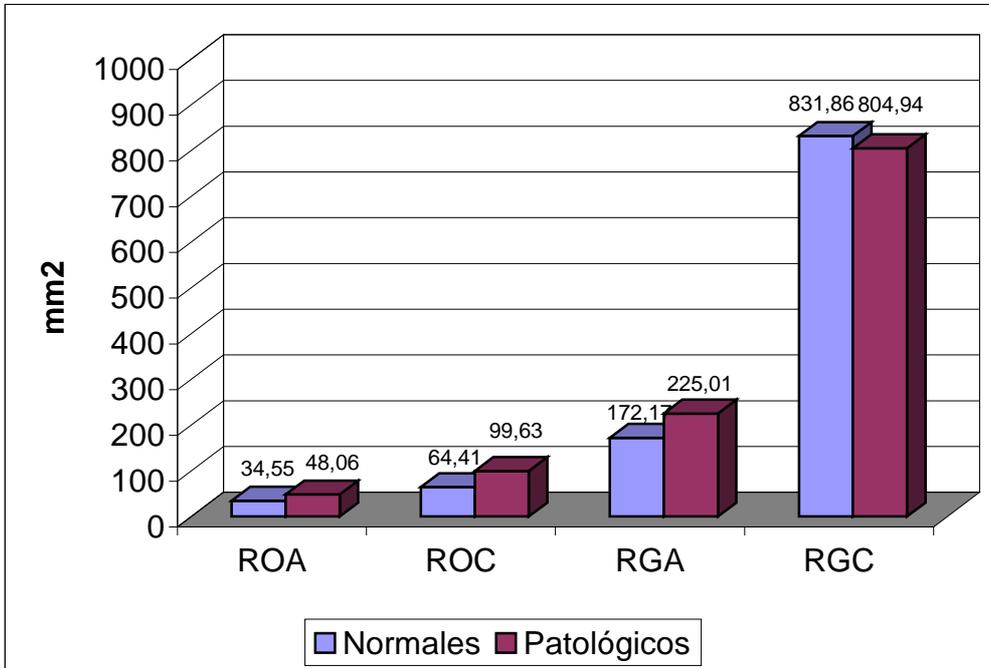
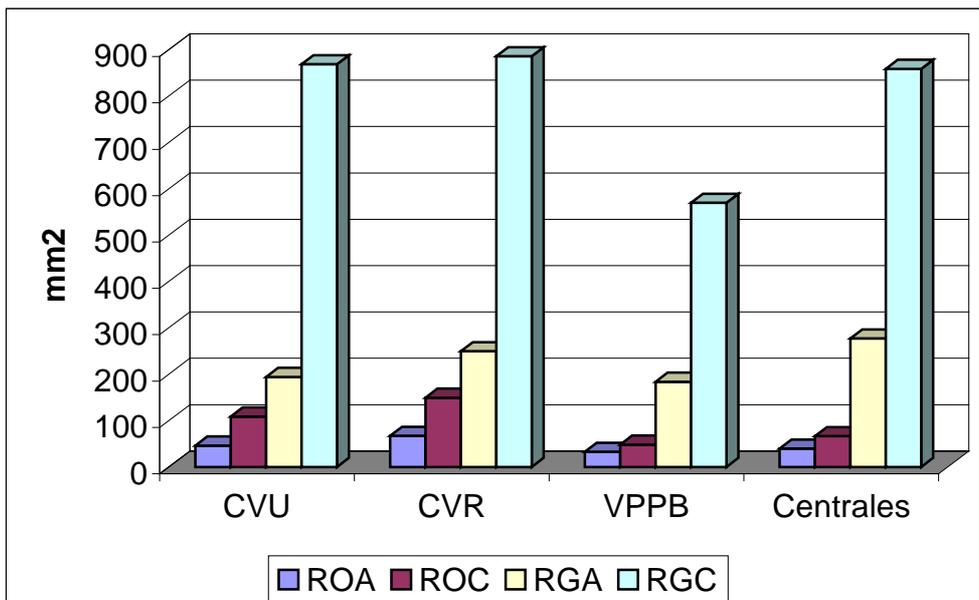


Gráfico 31. Valor medio del Área Barrida en los subgrupos de diagnóstico clínico.



Resultados

Gráfico 32. Valor medio del Área Barrida según el estado de compensación vestibular.

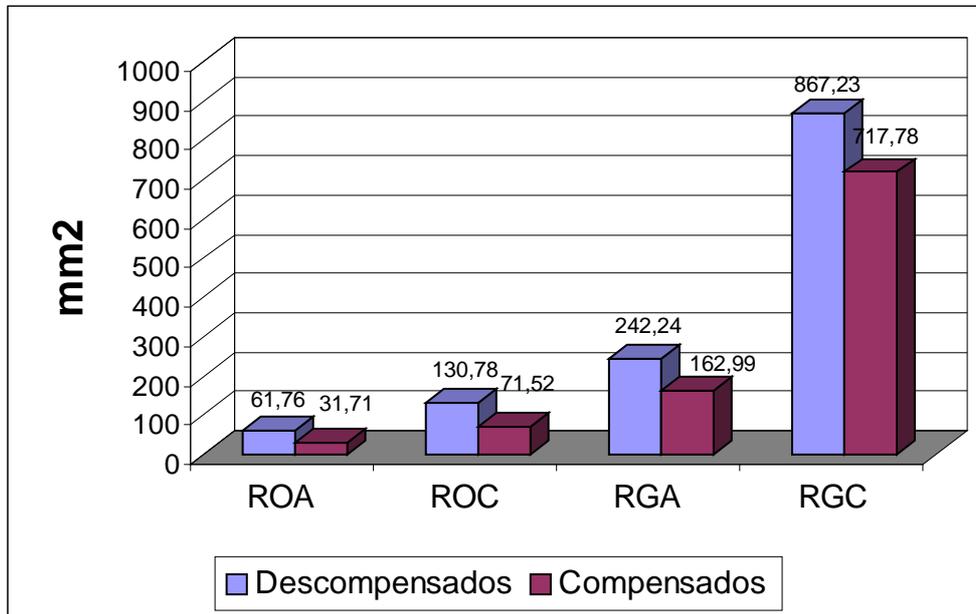
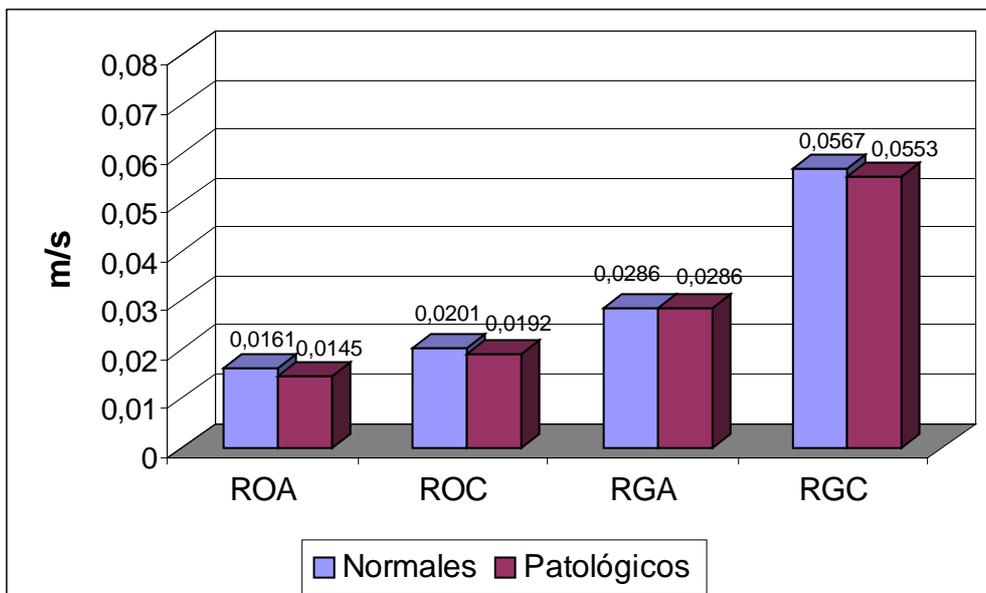


Gráfico 33. Valor medio de la Velocidad Media en los grupos principales.



Resultados

Gráfico 34. Valor medio de la Velocidad Media en los subgrupos de diagnóstico clínico.

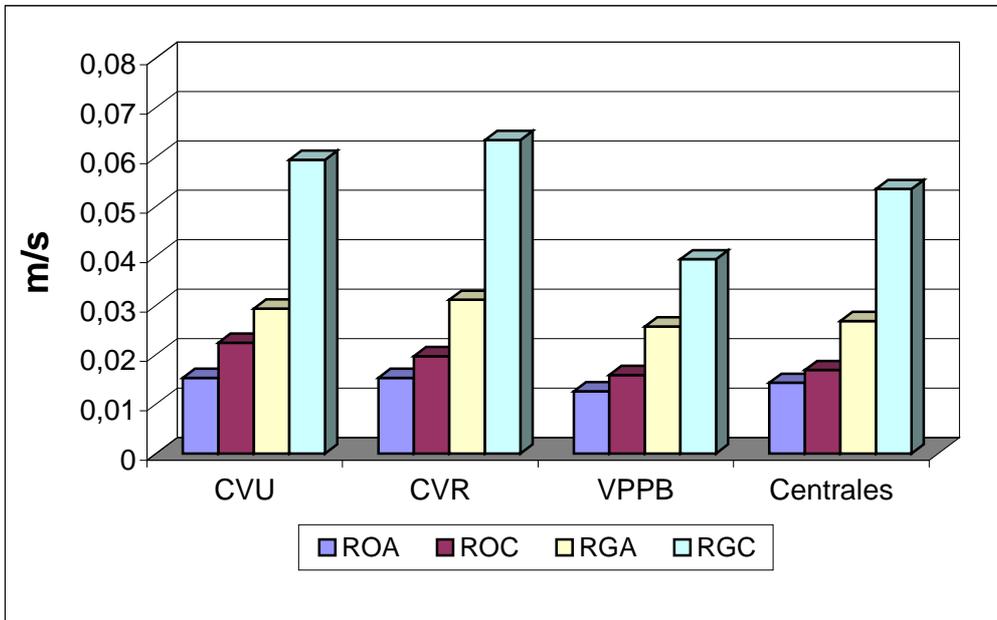
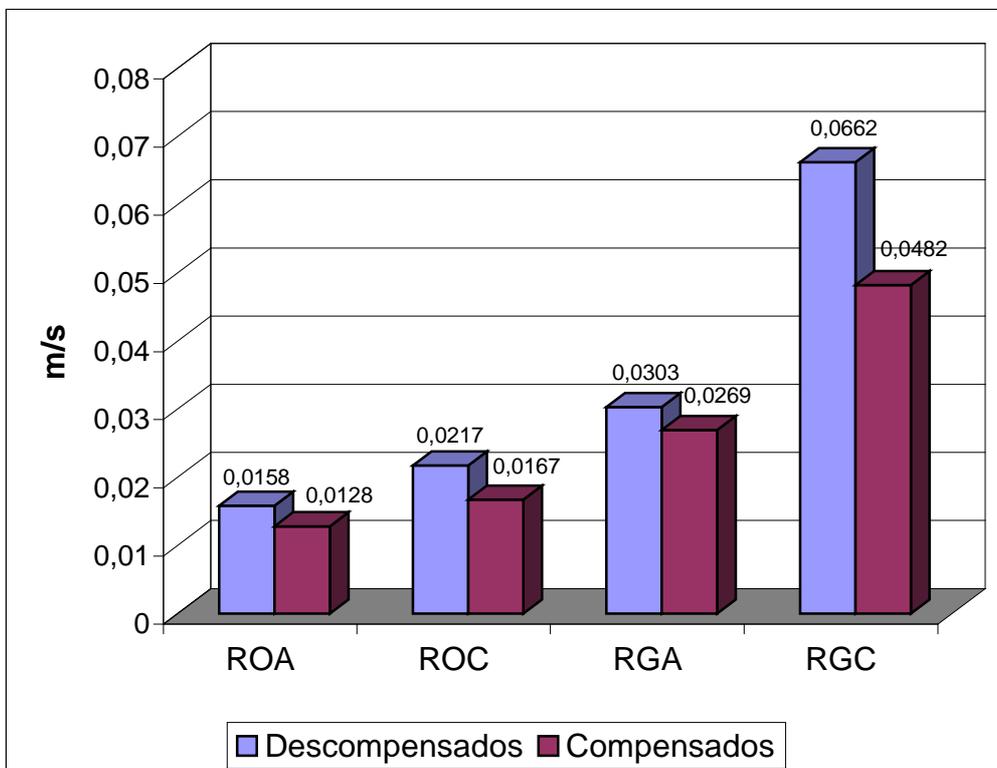


Gráfico 35. Valor medio de la Velocidad Media según el estado de compensación vestibular.



Resultados

Gráfico 36. Valor medio del Desplazamiento Mediolateral Máximo en los grupos principales.

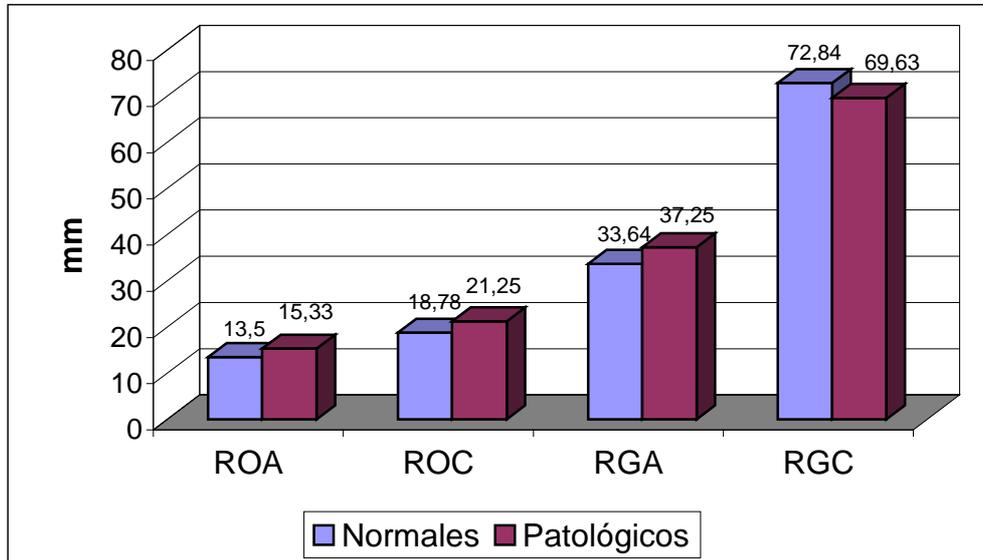
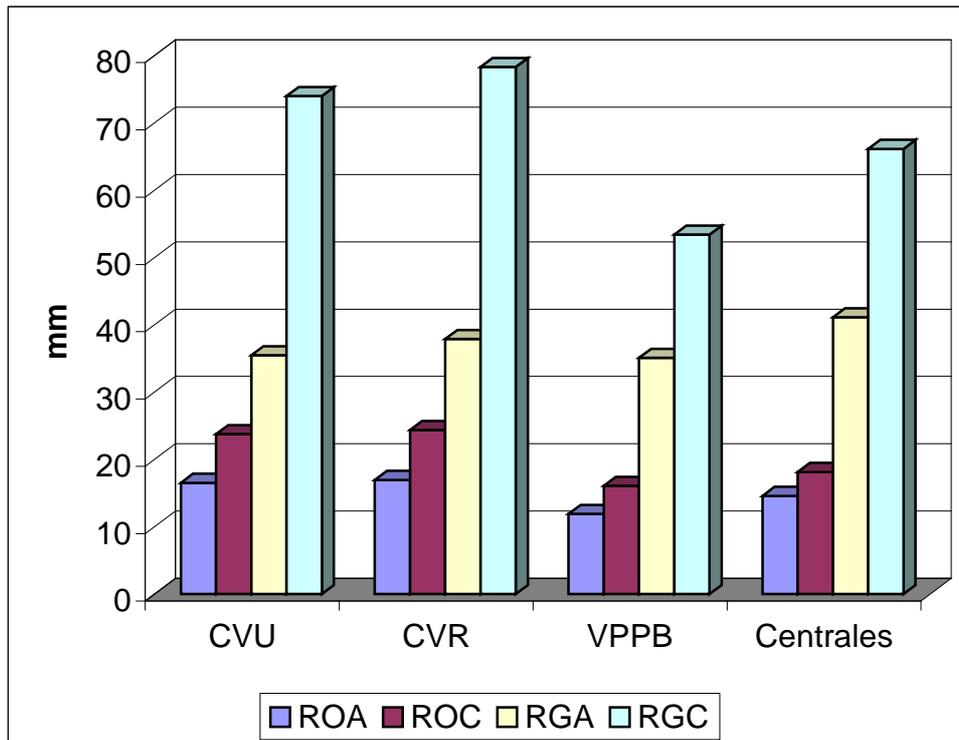


Gráfico 37. Valor medio del Desplazamiento Mediolateral Máximo en los subgrupos de diagnóstico clínico.



Resultados

Gráfico 38. Valor medio del Desplazamiento Mediolateral Máximo según el estado de compensación vestibular.

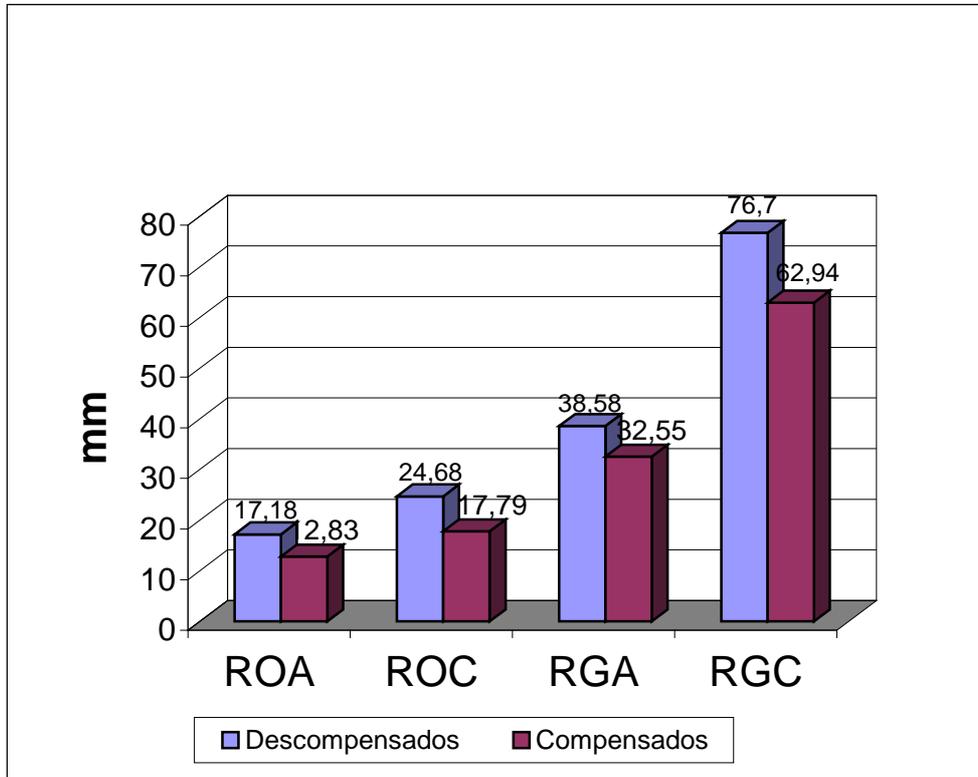
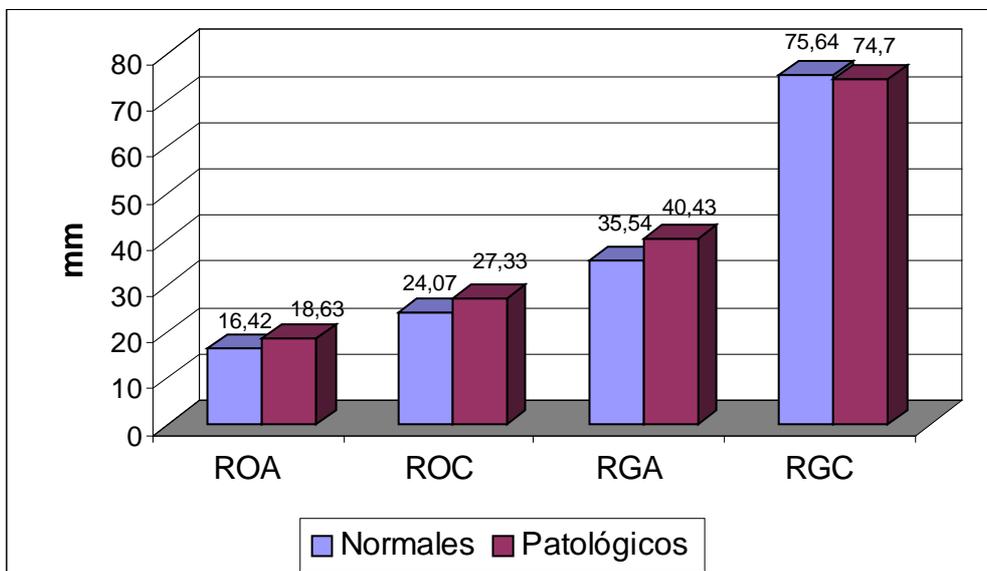


Gráfico 39. Valor medio del Desplazamiento Anteroposterior Máximo en los grupos principales.



Resultados

Gráfico 40. Valor medio del Desplazamiento Anteroposterior Máximo en los subgrupos de diagnóstico clínico

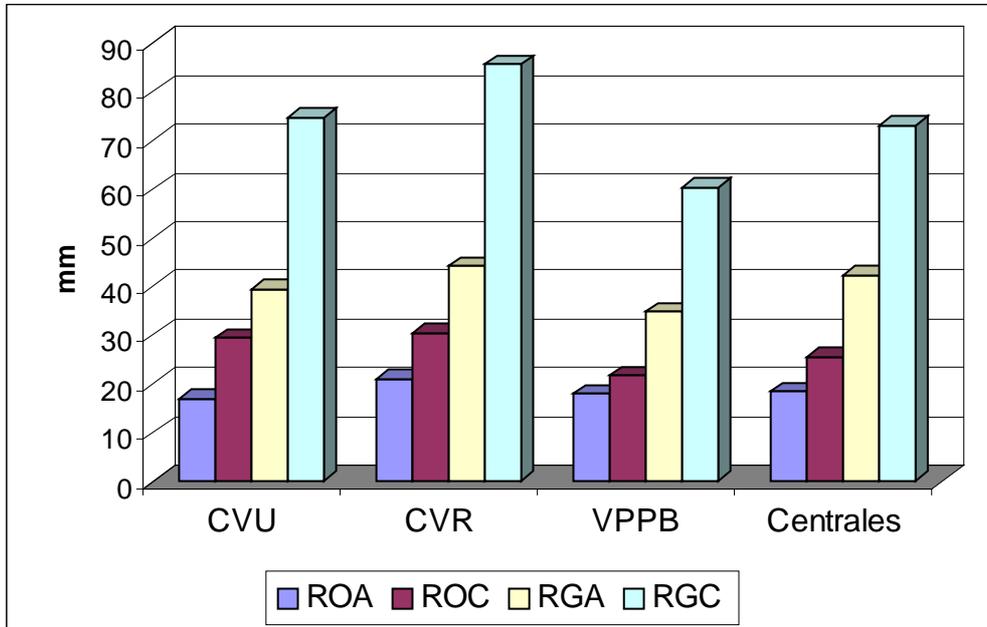
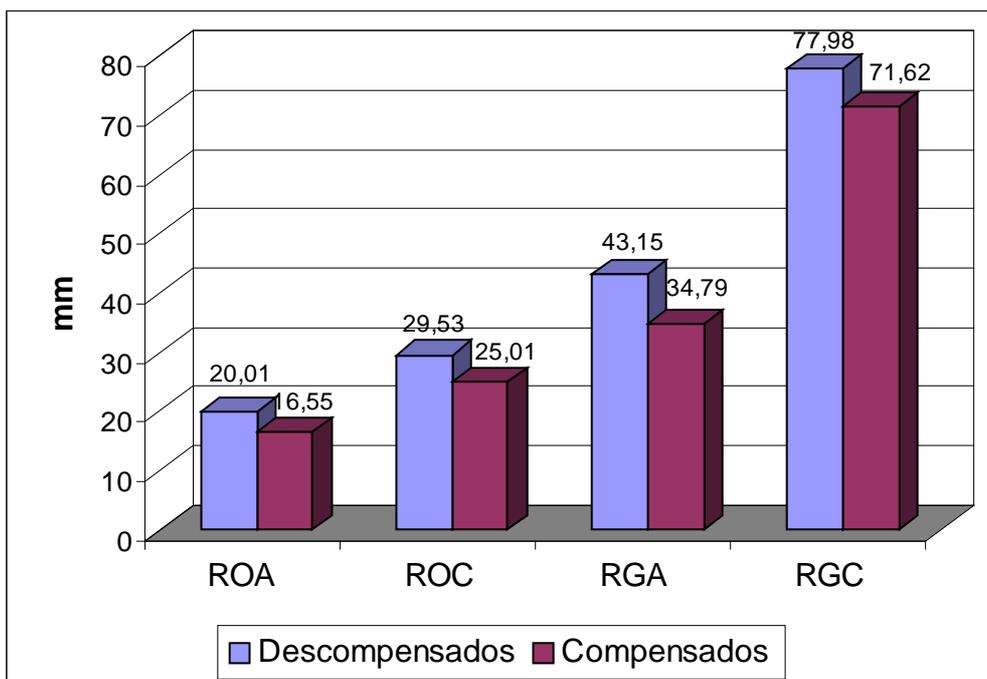


Gráfico 41. Valor medio del Desplazamiento Anteroposterior Máximo según el estado de compensación vestibular.



3.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

3.2.1. CORRELACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DE LA POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA Y LA EDAD

Se estudió la correlación entre los diferentes parámetros registrados de la posturografía estática y la edad de los sujetos de la muestra (tabla 28).

Tabla 28. Correlación entre los parámetros de la posturografía estática y la edad (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Dispersión mediolateral (mm)	C. Pearson	.45	-.099	.227	.134
	Signif.	.624	.284	.014	.277
	N	119	119	116	68
Dispersión anteroposterior (mm)	C. Pearson	.030	-.066	.072	-.007
	Signif.	.743	.473	.439	.957
	N	119	119	116	68
Area barrida (mm ²)	C. Pearson	.055	-.107	.167	.072
	Signif.	.551	.246	.073	.557
	N	119	119	116	68
Velocidad media (m/s)	C. Pearson	.094	.062	.137	.087
	Signif.	.311	.501	.144	.481
	N	119	119	116	68
Desplaz. mediolateral máximo (mm)	C. Pearson	.068	-.085	.250	.151
	Signif.	.460	.357	<u>.007</u>	.219
	N	119	119	116	68
Desplaz. anteroposterior máximo (mm)	C. Pearson	.061	-.076	.138	-.064
	Signif.	.508	.410	.140	.604
	N	119	119	116	68

3.2.2. COMPARACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE LA POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA SEGÚN EL SEXO

Se compararon los valores medios obtenidos de los parámetros estudiados en las diferentes condiciones de la posturografía, en ambos sexos. La tabla 29 muestra su significación estadística.

Tabla 29. Comparación de los parámetros de la posturografía estática, según el sexo (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando la $p < .01$)

	ROA	ROC	RGA	RGC
Dispersión mediolateral (mm)	.109	.098	.453	.664
Dispersión anteroposterior (mm)	.204	.179	.341	.159
Area barrida (mm ²)	.301	.464	.260	.261
Velocidad media (m/s)	.670	.025	.019	<u>.001</u>
Desplaz. mediolateral máximo (mm)	.083	.060	.377	.542
Desplaz. anteroposterior máximo (mm)	.123	.068	.479	.023

Resultados

3.2.3. CORRELACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DE POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA Y LA ESTATURA

Se estudió la correlación entre los diferentes parámetros estudiados de la posturografía estática y la estatura de los sujetos de la muestra (tabla 30).

Tabla 30. Correlación entre los parámetros de la posturografía estática y la estatura (se señala en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Dispersión mediolateral (mm)	C. Pearson	.141	.119	.012	.081
	Signif.	.126	.199	.899	.511
	N	119	119	116	68
Dispersión anteroposterior (mm)	C. Pearson	.096	.128	.037	.237
	Signif.	.297	.167	.695	.052
	N	119	119	116	68
Area barrida (mm ²)	C. Pearson	.096	.078	.031	.177
	Signif.	.299	.402	.739	.150
	N	119	119	116	68
Velocidad media (m/s)	C. Pearson	.018	.185	.098	.365
	Signif.	.848	.055	.295	<u>.002</u>
	N	119	119	116	68
Desplaz. mediolateral máximo (mm)	C. Pearson	.149	.126	.013	.103
	Signif.	.106	.172	.890	.401
	N	119	119	116	68
Despl anteroposterior máximo (mm)	C. Pearson	.133	.154	-.011	.355
	Signif.	.150	.094	.909	<u>.003</u>
	N	119	119	116	68

3.2.4. CORRELACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE LA POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA Y EL IMC

Se estudió la correlación entre los parámetros de la posturografía estática y el índice de masa corporal de los sujetos de la muestra estudiada (tabla 31).

Tabla 31. Correlación de los valores medios de la posturografía estática y el IMC (se señala en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Dispersión mediolateral (mm)	C. Pearson	.120	-.067	-.073	-.355
	Sig.	.193	.467	.434	<u>.003</u>
	N	119	119	116	68
Dispersión anteroposterior (mm)	C. Pearson	.032	-.001	-.058	-.370
	Sig.	.732	.993	.535	<u>.002</u>
	N	119	119	116	68
Área barrida (mm ²)	C. Pearson	.051	-.080	-.054	-.385
	Sig.	.578	.387	.563	<u>.001</u>
	N	119	119	116	68
Velocidad media (m/s)	C. Pearson	-.048	-.107	-.171	-.461
	Sig.	.602	.247	.067	<u>.000</u>
	N	119	119	116	68
Desplaz. mediolateral máximo (mm)	C. Pearson	.114	-.030	-.084	-.381
	Sig.	.215	.743	.371	<u>.001</u>
	N	119	119	116	68
Desplaz. anteroposterior máximo (mm)	C. Pearson	.083	.035	-.019	-.388
	Sig.	.371	.705	.839	<u>.001</u>
	N	119	119	116	68

3.2.5. AREA BARRIDA

3.2.5.1. AREA BARRIDA - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó el área barrida por el centro de presiones en las pruebas ROA, ROC, RGA y RGC, según los diferentes cuadros clínicos de los sujetos estudiados, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de RGA ($p=.015$), pero no en las de ROA ($p=.07$), ROC ($p=.066$) y RGC ($p=.759$).

El estudio posterior mediante contrastes ortogonales de este parámetro para comparar los distintos cuadros clínicos entre sí, se muestra en la tabla 32.

Tabla 32. Significación estadística de la comparación del parámetro Área Barrida en los distintos grupos de diagnóstico clínico (se señala en negrita cuando $p<0,05$).

Grupos comparados	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Patológicos	.099	.146	.014	.842
CVU vs. CVR	.373	.577	.226	.936
CVU vs. VPPB	.248	.024	.804	.257
CVR vs. VPPB	.121	.156	.190	.144

3.2.5.2. AREA BARRIDA - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó el área barrida por el centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, según el estado de compensación vestibular de los pacientes, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de ROA ($p=.012$) y en la de RGA ($p=.007$), pero no en la de ROC ($p=.059$) ni en la de RGC ($p=.704$).

El estudio posterior de este parámetro para comparar los distintos subgrupos entre sí, se muestra en la tabla 33.

Resultados

Tabla 33. Significación estadística de la comparación del parámetro Área Barrida, según los estadios clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Compensados vs Descompensados	.038	.182	.015	.413
Normal vs Compensados	.544	.606	.605	.387
Normal vs Descompensados	.058	.127	.024	.820

3.2.5.3. ÁREA BARRIDA – TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre las puntuaciones obtenidas en los test clínicos y el área barrida por el centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, observándose que la escala de equilibrio de Berg y la subescala de equilibrio (estática) del test de Tinetti son las que tienen mejor correlación con este parámetro, en las pruebas de ROA, ROC y RGA.

Tabla 34. Correlación del parámetro Área Barrida con los resultados obtenidos en los test clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y negrita y subrayado cuando $p < .01$)

		ROA	ROC	RGA	RGC
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	-.204	-.137	-.287	.048
	Signific	.026	.137	.002	.696
	N	119	119	116	68
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	-.173	-.089	-.278	.061
	Signific	.061	.339	.003	.622
	N	118	118	115	67
Timed up and Go	Corr. Pearson	.219	.095	.215	-.201
	Signific	.017	.305	.020	.100
	N	119	119	116	68
Test de Berg	Corr. Pearson	-.293	-.242	-.385	.020
	Signific	.001	.008	.000	.872
	N	119	119	116	68
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.225	-.190	-.327	-.016
	Signific	.014	.039	.000	.894
	N	119	119	116	68
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.151	.015	-.176	-.107
	Signific	.100	.872	.059	.386
	N	119	119	116	68
Tinetti total	Corr. Pearson	-.215	-.126	-.300	-.046
	Signific	.019	.172	.001	.712
	N	119	119	116	68

3.2.5.4. ÁREA BARRIDA – CAÍDAS

Se estudió la correlación entre el número de caídas durante el año anterior al estudio y el área barrida por el centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, no observándose significación estadística en ninguna de ellas.

Tabla 35. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el Área Barrida en las distintas condiciones de la posturografía.

		ROA	ROC	RGA	RGC
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	.69	.088	.016	.030
	Signific	.456	.340	.865	.811
	N	119	119	116	68

3.2.6. VELOCIDAD MEDIA

3.2.6.1. VELOCIDAD MEDIA - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, según los cuadros clínicos de los pacientes, sin observarse diferencias con significación estadística en ninguna de las condiciones ($p = .306$ en ROA, $p = .107$ en ROC, $p = .189$ en RGA y $p = .203$ en RGC).

3.2.6.2. VELOCIDAD MEDIA - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, según el estado de compensación vestibular de los pacientes, observándose diferencias con significación estadística en la prueba de ROA ($p = .046$), pero no en las de ROC ($p = .076$), RGA ($p = .198$) ni en la de RGC ($p = .189$).

El estudio posterior mediante contrastes ortogonales para comparar los distintos cuadros entre sí, se muestra en la tabla 36.

Resultados

Tabla 36. Significación estadística de la comparación del parámetro Velocidad Media, según los estadios clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Compensados	.045	.055	.360	.068
Normales vs. Descompensados	.805	.488	.316	.507
Compens vs. Descompensados	.148	.072	.151	.126

3.2.6.3. VELOCIDAD MEDIA - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre la velocidad media del desplazamiento del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía y los resultados obtenidos en los test clínicos, encontrándose significación estadística con el test de Berg en las pruebas ROA y RGA, y con la puntuación total del test de Tinetti y sus dos subescalas en la prueba de ROA.

Tabla 37. Correlación del parámetro Velocidad Media con los resultados obtenidos en los test clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	-.099	-.110	-.182	.168
	Signific	.282	.233	.051	.171
	N	119	119	116	68
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	-.043	.009	-.119	.188
	Signific	.641	.924	.205	.127
	N	118	118	115	67
Timed up and go	Corr. Pearson	.136	.107	.071	-.238
	Signific	.139	.246	.446	.051
	N	119	119	116	68
Test de Berg	Corr. Pearson	-.271	-.177	-.199	.190
	Signific	<u>.003</u>	.054	.032	.122
	N	119	119	116	68
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.223	-.175	-.126	.158
	Signific	.015	.057	.178	.199
	N	119	119	116	68
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.207	-.131	-.072	-.014
	Signific	.024	.156	.444	.908
	N	119	119	116	68
Tinetti total	Corr. Pearson	-.235	-.172	-.117	.115
	Signific	.010	.061	.210	.348
	N	119	119	116	68

3.2.6.4. VELOCIDAD MEDIA - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones y el número de caídas durante el año anterior al estudio, no observándose significación estadística en ninguna de las condiciones de la posturografía.

Tabla 38. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el parámetro Velocidad Media en las distintas condiciones de la posturografía.

		ROA	ROC	RGA	RGC
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	.097	.079	-.091	-.055
	Signific.	.293	.394	.329	.654
	N	119	119	116	68

3.2.7. DISPERSIÓN MEDIOLATERAL

3.2.7.1. DISPERSIÓN MEDIOLATERAL - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó la dispersión mediolateral del centro de presiones en las 4 condiciones de la posturografía estática según los cuadros clínicos de los sujetos estudiados, observándose diferencias estadísticamente significativas sólo en la prueba de ROC ($p = .036$) y RGA ($p = .038$), pero no en las de ROA ($p = .083$) y RGC ($p = .846$).

El estudio posterior mediante contrastes ortogonales para comparar los distintos cuadros clínicos entre sí, se muestra en la tabla 39. Se observan diferencias con significación estadística en el parámetro estudiado cuando se comparan los sujetos normales con el conjunto de patológicos en la prueba RGA ($p = .017$) y el grupo de CVU con el de VPPB en la prueba de ROC ($p = .048$).

Resultados

Tabla 39. Significación estadística de la comparación del parámetro Dispersión Mediolateral en los distintos grupos de diagnóstico clínico (se señala en negrita cuando $p < 0,05$).

Grupos comparados	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Patológicos	.085	.116	.017	.730
CVU vs. CVR	.918	.762	.341	.760
CVU vs. VPPB	.119	.048	.839	.342
CVR vs. VPPB	.059	.059	.562	.387

3.2.7.2. DISPERSIÓN MEDIOLATERAL - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó la dispersión mediolateral del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, según el estado de compensación vestibular de los pacientes, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de ROA ($p = .008$), ROC ($p = .026$) y en la de RGA ($p = .024$), pero no en la de RGC ($p = .843$).

El estudio posterior de este parámetro para comparar los distintos subgrupos entre sí, se muestra en la tabla 40. Se observan diferencias con significación estadística cuando se comparan los sujetos normales con los sujetos descompensados en las pruebas ROA, ROC y RGA.

Tabla 40. Significación estadística de la comparación del parámetro Dispersión Mediolateral según los estadios clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y negrita y subrayado cuando $p < .01$).

Grupos comparados	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Compensados	.969	.964	1	.981
Normales vs. Descompensados	<u>.007</u>	.016	.016	.841
Compens vs. Descompensados	.059	.173	.081	.553

3.2.7.3. DISPERSIÓN MEDIOLATERAL - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre las puntuaciones obtenidas en los test clínicos y la dispersión mediolateral del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía. En la prueba de RGA se detectó correlación con significación estadística del parámetro estudiado con ambos tiempos de apoyo monopodal, el Timed Up and Go, test de Berg, subescala de equilibrio de Tinetti y la puntuación global del test. La escala de equilibrio de Berg también se correlacionó de forma estadísticamente significativa con este parámetro en las pruebas de ROA ($p = .009$) y ROC ($p = .021$) (tabla 41).

Tabla 41. Correlación del parámetro Dispersión Mediolateral del centro de presiones con los resultados obtenidos en los test clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	-.158	-.102	-.348	.022
	Signific	.086	.267	.000	.861
	N	119	119	116	68
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	-.115	-.059	-.308	.010
	Signific	.214	.529	.001	.939
	N	118	118	115	67
Timed up and Go	Corr. Pearson	.167	.086	.228	-.132
	Signific	.070	.352	.014	.282
	N	119	119	116	68
Test de Berg	Corr. Pearson	-.240	-.211	-.349	-.015
	Signific	.009	.021	.000	.906
	N	119	119	116	68
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.206	-.118	-.282	-.063
	Signific	.024	.203	.002	.612
	N	119	119	116	68
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.057	.018	-.211	-.165
	Signific	.536	.848	.023	.178
	N	119	119	116	68
Tinetti total	Corr. Pearson	-.166	.075	-.284	-.099
	Signific	.072	.420	.002	.422
	N	119	119	116	68

3.2.7.4. DISPERSIÓN MEDIOLATERAL - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y la dispersión mediolateral del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, no observándose significación estadística en ninguna de ellas.

Tabla 42. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y la Dispersión Mediolateral en las distintas condiciones de la posturografía.

		ROA	ROC	RGA	RGC
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	.070	.073	.034	.011
	Signific	.452	.429	.718	.927
	N	119	119	116	68

3.2.8. DISPERSIÓN ANTEROPOSTERIOR

3.2.8.1. DISPERSIÓN ANTEROPOSTERIOR - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó la dispersión anteroposterior del centro de presiones en las pruebas de la posturografía estática, en los distintos cuadros clínicos de los sujetos estudiados, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de RGA ($p = .019$), pero no en la de ROA ($p = .091$), ROC ($p = .137$) ni RGC ($p = .532$).

El estudio posterior de este parámetro mediante contrastes ortogonales para comparar los distintos cuadros clínicos entre sí, se muestra en la tabla 43. Se observan diferencias con significación estadística en el parámetro estudiado cuando se compara el grupo de sujetos con CVU con el de VPPB en la condición de ROC ($p = .048$) y los sujetos normales con el conjunto de patológicos en la prueba de RGA ($p = .038$).

Tabla 43. Significación estadística de la comparación del parámetro Dispersión Anteroposterior en los distintos subgrupos de diagnóstico clínico (se señala en negrita cuando $p < .05$)

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Patológicos	.143	.248	.038	.710
CVU vs. CVR	.183	.718	.207	.256
CVU vs. VPPB	.916	.048	.287	.357
CVR vs. VPPB	.206	.127	.055	.053

3.2.8.2. DISPERSIÓN ANTEROPOSTERIOR - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó la dispersión anteroposterior del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, según el estado de compensación vestibular de los pacientes, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de RGA ($p= .017$), pero no en la de ROA ($p= .089$), ROC ($p= .260$) ni en la de RGC ($p= .773$).

El estudio posterior de este parámetro para comparar los distintos subgrupos entre sí, se muestra en la tabla 44. Se observan diferencias con significación estadística cuando se comparan los sujetos normales con los sujetos descompensados en la prueba RGA ($p= .016$).

Tabla 44. Significación estadística de la comparación del parámetro Dispersión Anteroposterior, según los estadios clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Compensados	.977	.754	.922	.788
Normales vs. Descompensados	.060	.193	.016	.955
Compens vs. Descompensados	.258	.618	.055	.468

3.2.8.3. DISPERSIÓN ANTEROPOSTERIOR - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre las puntuaciones obtenidas en los test clínicos y la dispersión anteroposterior del centro de presiones, en las distintas condiciones de la posturografía (tabla 45), pudiendo observarse que el parámetro estudiado se correlacionó con los distintos test clínicos (excepto el Tinetti dinámico) en la condición de RGA. La escala de equilibrio de Berg también lo hizo con el parámetro estudiado en las condiciones de ROA ($p= .001$) y ROC ($p= .005$), pero no en la de RGC ($p= .320$).

Resultados

Tabla 45. Correlación del parámetro Dispersión Anteroposterior del centro de presiones con los resultados obtenidos en los test clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	-.200	-.155	-.189	.094
	Signific	.029	.091	.043	.445
	N	119	119	116	68
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	-.173	-.084	-.205	.133
	Signific	.062	.368	.028	.284
	N	118	118	115	67
Timed up and Go	Corr. Pearson	.217	.128	.223	-.220
	Signific	.018	.165	.016	.071
	N	119	119	116	68
Test de Berg	Corr. Pearson	-.292	-.257	-.377	.122
	Signific	.001	.005	.000	.320
	N	119	119	116	68
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.223	-.198	-.295	.048
	Signific	.015	.031	.001	.696
	N	119	119	116	68
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.160	-.032	-.139	-.019
	Signific	.083	.732	.138	.878
	N	119	119	116	68
Tinetti total	Corr. Pearson	-.217	-.150	-.263	.031
	Signific	.018	.105	.004	.803
	N	119	119	116	68

3.2.8.4. DISPERSIÓN ANTEROPOSTERIOR - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y la dispersión anteroposterior del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, no observándose correlación con significación estadística en ninguna de ellas (tabla 46).

Tabla 46. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y la Dispersión Anteroposterior en las distintas condiciones de la posturografía.

		ROA	ROC	RGA	RGC
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	.141	.174	.059	.015
	Signific	.127	.058	.530	.903
	N	119	119	116	68

3.2.9. DESPLAZAMIENTO MEDIOLATERAL MÁXIMO

3.2.9.1. DESPLAZAMIENTO MEDIOLATERAL MÁXIMO - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó el desplazamiento mediolateral máximo del centro de presiones en las pruebas de la posturografía estática, en los distintos cuadros clínicos de los sujetos estudiados, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de ROC ($p = .049$) pero no en las pruebas de ROA ($p = .086$), RGA ($p = .107$) ni RGC ($p = .354$).

El estudio posterior mediante contrastes ortogonales de este parámetro para comparar los distintos cuadros clínicos entre sí, se muestra en la tabla 47. Se detectaron diferencias con significación estadística en el parámetro estudiado cuando se compararon el grupo de pacientes con CVR con el de VPPB en la condición de ROA ($p = .033$) y de RGC ($p = .038$) y los sujetos normales con los patológicos en la prueba de RGA ($p = .042$).

Tabla 47. Significación estadística de la comparación del parámetro Desplazamiento mediolateral Máximo en los distintos grupos de diagnóstico clínico (se señala con negrita cuando la $p < .05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Patológicos	.161	.164	.042	.502
CVU vs. CVR	.886	.907	.455	.658
CVU vs. VPPB	.075	.054	.910	.088
CVR vs. VPPB	.033	.055	.486	.038

3.2.9.2. DESPLAZAMIENTO MEDIOLATERAL MÁXIMO - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó el desplazamiento mediolateral máximo del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, según el estado de compensación vestibular de los pacientes, observándose diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos normales y los pacientes descompensados en la prueba de ROA

Resultados

($p=.019$), ROC ($p= .015$) y RGA ($p= .018$), pero no en la de RGC ($p= .353$), y entre los pacientes compensados y los descompensados en la prueba de RGA ($p= .036$)

El estudio posterior de este parámetro para comparar los distintos grupos entre sí, se muestra en la tabla 48. Se observan diferencias con significación estadística en la comparación de los sujetos normales con los descompensados en la prueba ROA ($p= .020$), ROC ($p= .012$) y RGA ($p= .018$), y en la de los pacientes compensados con los descompensados en la prueba de RGA ($p= .036$).

Tabla 48. Significación estadística de la comparación del parámetro Desplazamiento Mediolateral Máximo, según los estadios clínicos.(se señala en negrita cuando $p < .05$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Compensados	.902	.987	.903	.377
Normales vs. Descompensados	.020	.012	.018	.846
Compens vs. Descompensados	.065	.088	.036	.133

3.2.9.3. DESPLAZAMIENTO MEDIOLATERAL MÁXIMO - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre las puntuaciones obtenidas en los test clínicos y el desplazamiento mediolateral máximo del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, detectándose significación estadística entre el parámetro estudiado y todos los test clínicos en la condición de RGA. La escala de equilibrio de Berg también tuvo correlación significativa con el parámetro estudiado en las condiciones de ROA ($p= .015$) y ROC ($p= .049$) pero no en la de RGC ($p= .880$) (tabla 49).

Resultados

Tabla 49. Correlación del parámetro Desplazamiento Mediolateral Máximo con los resultados obtenidos en los test clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	-.143	-.096	-.287	.036
	Signific	.122	.298	.002	.770
	N	119	119	116	68
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	-.096	-.048	-.284	-.029
	Signific	.300	.609	.002	.816
	N	118	118	115	67
Timed up and Go	Corr. Pearson	.159	.098	.197	-.122
	Signific	.085	.291	.034	.323
	N	119	119	116	68
Test de Berg	Corr. Pearson	-.222	-.181	-.301	.019
	Signific	.015	.049	.001	.880
	N	119	119	116	68
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.151	-.115	-.232	-.082
	Signific	.101	.213	.012	.507
	N	119	119	116	68
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.060	.008	-.185	-.186
	Signific	.514	.931	.047	.130
	N	119	119	116	68
Tinetti total	Corr. Pearson	-.128	-.077	-.237	-.120
	Signific	.164	.407	.010	.330
	N	119	119	116	68

3.2.9.4. DESPLAZAMIENTO MEDIOLATERAL MÁXIMO - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el desplazamiento mediolateral máximo del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía, sin observarse significación estadística en ninguna de ellas (tabla 50).

Tabla 50. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el Desplazamiento Mediolateral Máximo en las distintas condiciones de la posturografía.

		ROA	ROC	RGA	RGC
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	.049	.067	.029	-.012
	Signific	.597	.470	.761	.925
	N	119	119	116	68

3.2.10. DESPLAZAMIENTO ANTEROPOSTERIOR MÁXIMO

3.2.10.1. DESPLAZAMIENTO ANTEROPOSTERIOR MÁXIMO - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó el desplazamiento anteroposterior máximo del centro de presiones en las pruebas de la posturografía estática en los distintos cuadros clínicos de los sujetos estudiados, observándose diferencias estadísticamente significativas en la prueba de RGA ($p = .015$), pero no en las de ROA ($p = .181$), ROC ($p = .095$) ni RGC ($p = .293$).

El estudio posterior mediante contrastes ortogonales de este parámetro para comparar los distintos cuadros clínicos entre sí, se muestra en la tabla 51. Se observan diferencias con significación estadística en el parámetro estudiado cuando se comparan el grupo de CVU con el de VPPB en la condición de ROC ($p = .029$), los sujetos normales con el conjunto de patológicos en la prueba de RGA ($p = .020$), y los pacientes con CVR con los diagnosticados de VPPB en la prueba de RGC ($p = .005$).

Tabla 51. Significación estadística de la comparación del parámetro Desplazamiento Anteroposterior Máximo en los distintos grupos de diagnóstico clínico (se señala con negrita cuando $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Patológicos	.077	.165	.020	.795
CVU vs. CVR	.233	.843	.287	.214
CVU vs. VPPB	.673	.029	.199	.108
CVR vs. VPPB	.368	.098	.048	<u>.005</u>

3.2.10.2. DESPLAZAMIENTO ANTEROPOSTERIOR MÁXIMO - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó el desplazamiento anteroposterior máximo del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía según el estado de compensación vestibular de los pacientes, observándose diferencias estadísticamente significativas en

Resultados

la prueba de RGA ($p= .002$), pero no en las pruebas de ROA ($p= .063$), ROC ($p= .107$) ni RGC ($p= .740$).

El estudio posterior de este parámetro para comparar los distintos subgrupos entre sí, se muestra en la tabla 52. Se observan diferencias con significación estadística cuando se comparan los sujetos normales con los descompensados en la prueba ROA ($p= .045$) y en RGA ($p= .002$), y cuando se comparan los compensados con los descompensados en la prueba de RGA ($p= .024$)

Tabla 52. Significación estadística de la comparación del parámetro Desplazamiento Anteroposterior Máximo, según los estadios clínicos (se señala en negrita cuando $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

	ROA	ROC	RGA	RGC
Normales vs. Compensados	.997	.940	.951	.788
Normales vs. Descompensados	.045	.071	<u>.002</u>	.915
Compens. vs. Descompensados	.179	.307	.024	.430

3.2.10.3. DESPLAZAMIENTO ANTEROPOSTERIOR MÁXIMO - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre las puntuaciones obtenidas en los test clínicos y el desplazamiento anteroposterior máximo del centro de presiones en las distintas condiciones de la posturografía. (tabla 53), observándose significación estadística entre este parámetro y las puntuaciones obtenidas en todos los test clínicos excepto en el test de Tinetti dinámico en las condiciones de ROA y RGA. La escala de equilibrio de Berg y la puntuación global del test de Tinetti se correlacionaron también con el parámetro estudiado en la prueba de ROC, con $p= .002$ y $p= .040$, respectivamente.

Resultados

Tabla 53. Correlación del parámetro Desplazamiento Anteroposterior Máximo con los resultados obtenidos en los test clínicos. (se señala en negrita cuando $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	-.227	-.155	-.209	.120
	Signific	.013	.092	.025	.330
	N	119	119	116	68
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	-.205	-.090	-.218	.137
	Signific	.026	.333	.019	.270
	N	118	118	115	67
Timed up and Go	Corr. Pearson	.268	.178	.211	-.232
	Signific	.003	.052	.023	.057
	N	119	119	116	68
Test de Berg	Corr. Pearson	-.344	-.275	-.346	.147
	Signific	.000	.002	.000	.232
	N	119	119	116	68
Tinetti estático	Corr. Pearson	-.246	-.219	-.249	.140
	Signific	.007	.017	.007	.254
	N	119	119	116	68
Tinetti dinámico	Corr. Pearson	-.220	-.095	-.105	.037
	Signific	.016	.303	.260	.764
	N	119	119	116	68
Tinetti total	Corr. Pearson	-.257	-.189	-.217	.118
	Signific	.005	.040	.019	.337
	N	119	119	116	68

3.2.10.4. DESPLAZAMIENTO ANTEROPOSTERIOR MÁXIMO - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el desplazamiento anteroposterior máximo en las distintas condiciones de la posturografía, observándose significación estadística en la condición de ROA ($p = .034$) (tabla 54).

Tabla 54. Correlación entre el número de caídas durante el año anterior a la posturografía y el Desplazamiento Anteroposterior Máximo en las distintas condiciones de la posturografía (se señala en negrita cuando $p < .05$).

		ROA	ROC	RGA	RGC
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	.159	.176	.070	.007
	Signific	.034	.055	.457	.953
	N	119	119	116	68

Resultados

3.2.11. RESUMEN COMPARATIVO SEGÚN LOS GRUPOS PRINCIPALES Y EL ESTADO DE COMPENSACIÓN VESTIBULAR

Las tablas 55-58 muestran la significación estadística de la comparación de los parámetros estudiados entre el grupo de sujetos normales y el conjunto de patológicos, y con los subgrupos de compensados y descompensados, en las 4 condiciones de la posturografía (ROA, ROC, RGA y RGC), respectivamente.

Tabla 55. Significación estadística de la comparación de los parámetros de la posturografía estática en la prueba ROA (AB: área barrida; VM: velocidad media; DX: dispersión mediolateral; DY: dispersión anteroposterior; DMLM: desplazamiento mediolateral máximo; DAPM: desplazamiento anteroposterior máximo (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

ROA						
	AB	VM	DX	DY	DMLM	DAPM
Normales vs. patológicos	.099	.306	.085	.143	.161	.077
Normales vs. compensados	.544	.045	.969	.977	.902	.977
Normales vs. descompensados	.058	.805	<u>.007</u>	.060	.020	.045
Compens vs. descompensados	.038	.148	.059	.258	.065	.179

Tabla 56. Significación estadística de la comparación de los parámetros de la posturografía estática en la prueba ROC (AB: área barrida; VM: velocidad media; DX: dispersión mediolateral.; DY: dispersión anteroposterior; DMLM: desplazamiento mediolateral máximo; DAPM: desplazamiento anteroposterior máximo (se señala en negrita cuando la $p < .05$).

ROC						
	AB	VM	DX	DY	DMLM	DAPM
Normales vs. patológicos	.146	.107	.116	.248	.164	.165
Normales vs. compensados	.606	.055	.964	.754	.987	.940
Normales vs. descompensados	.127	.488	.016	.193	.012	.071
Compens vs. descompensados	.182	.072	.173	.619	.088	.307

Resultados

Tabla 57. Significación estadística de la comparación de los parámetros de la posturografía estática en la prueba RGA (AB: área barrida; VM: velocidad media; DX: dispersión mediolateral.; DY: dispersión anteroposterior; DMLM: desplazamiento mediolateral máximo; DAPM: desplazamiento anteroposterior máximo (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

	RGA					
	AB	VM	DX	DY	DMLM	DAPM
Normales vs. patológicos	.014	.189	.017	.038	.042	.020
Normales vs. compensados	.605	.360	1	.922	.903	.951
Normales vs. descompensados	.024	.316	.016	.016	.018	<u>.002</u>
Compens vs. descompensados	.015	.151	.081	.055	.036	.024

Tabla 58. Significación estadística de la comparación de los parámetros de la posturografía estática en la prueba RGC (AB: área barrida; VM: velocidad media; DX: dispersión mediolateral; DY: dispersión anteroposterior; DMLM: desplazamiento mediolateral máximo; DAPM: desplazamiento anteroposterior máximo).

	RGC					
	AB	VM	DX	DY	DMLM	DAPM
Normales vs. patológicos	.842	.203	.730	.710	.502	.795
Normales vs. compensados	.387	.068	.981	.788	.377	.788
Normales vs. descompensados	.820	.507	.841	.955	.846	.915
Compens vs. descompensados	.413	.126	.553	.468	.133	.430

4. LÍMITES DE ESTABILIDAD

4.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

Las valoraciones medias de cada límite de estabilidad tras ponderación de los parámetros registrados por el posturógrafo, fueron:

A) Grupos principales

- Grupo de sujetos normales: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $90,92 \pm 12,87$, el frontal derecho de $85,73 \pm 13,88$, el derecho de $82,32 \pm 14,9$, el trasero derecho de $82,07 \pm 19,68$, el trasero de $89,63 \pm 12,29$, el trasero izquierdo de $82,25 \pm 17,92$, el izquierdo de $84,22 \pm 13,56$, y el frontal izquierdo de $86,78 \pm 13,13$. La valoración global media de este grupo fue de $85,51 \pm 10,95$.

- Grupo de patológicos: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $94,04 \pm 6,47$, el frontal derecho de $88,34 \pm 9,61$, el derecho de $83,98 \pm 14,77$, el trasero derecho de $81,54 \pm 19,11$, el trasero de $87,88 \pm 15,88$, el trasero izquierdo de $81,29 \pm 17,44$, el izquierdo de $84,98 \pm 12,54$, y el frontal izquierdo de $86,05 \pm 15,27$. La valoración global media de este grupo fue de $85,98 \pm 10,63$.

B) Subgrupos patológicos

- Pacientes con CVU: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $93,47 \pm 4,77$, el frontal derecho de $87 \pm 9,88$, el derecho de $86,18 \pm 8,8$, el trasero derecho de $84,65 \pm 15$, el trasero de $90,59 \pm 10,79$, el trasero izquierdo de $80,88 \pm 16,37$, el izquierdo de $89,71 \pm 9,57$, y el frontal izquierdo de $87,12 \pm 9,74$. La valoración global media de este grupo fue de $87,47 \pm 8,04$.

- Pacientes con CVR: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $96,19 \pm 2,85$, el frontal derecho de $91,06 \pm 5,92$, el derecho de $86,38 \pm 15,48$, el trasero derecho de $83,06 \pm 16,36$, el trasero de $86,44 \pm 15,55$, el trasero izquierdo de $76,69 \pm 19,78$, el izquierdo de $83 \pm 9,43$, y el frontal izquierdo de $90,5 \pm 7,24$. La valoración global media de este grupo fue de $86,63 \pm 7,23$.

Resultados

- Pacientes con VPPB: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $95,58 \pm 3,17$, el frontal derecho de $91,67 \pm 5,61$, el derecho de $82,92 \pm 12,53$, el trasero derecho de $84,58 \pm 14,73$, el trasero de $89,75 \pm 12,27$, el trasero izquierdo de $86,33 \pm 15,62$, el izquierdo de $85,42 \pm 16,19$, y el frontal izquierdo de $83,75 \pm 22,89$. La valoración global media de este grupo fue de $87,5 \pm 10,22$.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $90,09 \pm 11,94$, el frontal derecho de $82,82 \pm 14,43$, el derecho de $78,27 \pm 22,12$, el trasero derecho de $71,18 \pm 29,31$, el trasero de $83,73 \pm 25,18$, el trasero izquierdo de $83,09 \pm 17,89$, el izquierdo de $80,09 \pm 15,01$, y el frontal izquierdo de $80,45 \pm 20,04$. La valoración global media de este grupo fue de $81,09 \pm 17,07$.

C) Estado de compensación vestibular

- Pacientes descompensados: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $95,04 \pm 3,77$, el frontal derecho de $89,39 \pm 7,37$, el derecho de $85,89 \pm 9,74$, el trasero derecho de $84,64 \pm 11,59$, el trasero de $87,46 \pm 14,16$, el trasero izquierdo de $79,57 \pm 17,41$, el izquierdo de $84,11 \pm 13,31$, y el frontal izquierdo de $86,07 \pm 216,32$. La valoración global media de este grupo fue de $86,54 \pm 8,22$.

- Pacientes compensados: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $94,94 \pm 4,17$, el frontal derecho de $90,18 \pm 8,43$, el derecho de $84,53 \pm 15,97$, el trasero derecho de $83,12 \pm 19,96$, el trasero de $91,24 \pm 10,42$, el trasero izquierdo de $82,94 \pm 17,98$, el izquierdo de $89,59 \pm 7,76$, y el frontal izquierdo de $89,65 \pm 8,12$. La valoración global media de este grupo fue de $88,24 \pm 8,37$.

D) Según el sexo

- Hombres: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $93,06 \pm 11,58$ el frontal derecho de $89,36 \pm 9,29$, el derecho de $85,24 \pm 13,77$, el trasero derecho de $82,91 \pm 20,29$, el trasero de $89,50 \pm 16,36$, el trasero izquierdo de $81,59 \pm 17,73$, el izquierdo de $86,00 \pm 10,31$, y el frontal izquierdo de $88,53 \pm 12,77$. La valoración global media de este grupo fue de $87,03 \pm 11,34$.

Resultados

- Mujeres: el límite de estabilidad frontal tuvo una puntuación media de $92,17 \pm 9,84$ el frontal derecho de $86,00 \pm 12,91$, el derecho de $82,25 \pm 15,20$, el trasero derecho de $81,35 \pm 19,01$, el trasero de $88,47 \pm 13,17$, el trasero izquierdo de $81,86 \pm 17,68$, el izquierdo de $84,01 \pm 14,02$, y el frontal izquierdo de $85,54 \pm 14,68$. La valoración global media de este grupo fue de $85,20 \pm 10,52$.

Tabla 59. Estadísticos descriptivos de la valoración global de los límites de estabilidad en los grupos principales, subgrupos patológicos, según el estado de compensación vestibular y en ambos sexos.

	MEDIA	IC95%		DT	MÍN	MÁX	N
		INF	SUP				
GRUPOS. PRINCIPALES							
Normales	85.51	82.65	88.36	10.95	53	96	59
Patológicos	85.98	83.13	88.83	10.63	50	96	56
SUBGR. PATOLÓGICOS							
CVU	87.47	83.34	91.60	8.04	67	96	17
CVR	86.63	82.87	90.48	7.23	70	95	16
VPPB	87.50	81.01	93.99	10.22	64	96	12
Centralidad	81.09	69-62	92.56	17.07	50	96	11
ESTADO DE COMPENSAC							
Descompensados	86.54	83.38	89.69	8.22	64	96	28
Compensados	88.24	84.18	92.28	8.37	70	96	17
SEXO							
Hombres	87.03	83.0	90.98	11.33	50	96	34
Mujeres	85.20	82.87	87.52	10.52	52	96	81

Resultados

Gráfico 42. Puntuación media en la prueba de los límites de estabilidad en los sujetos normales y en los distintos subgrupos de diagnóstico clínico.

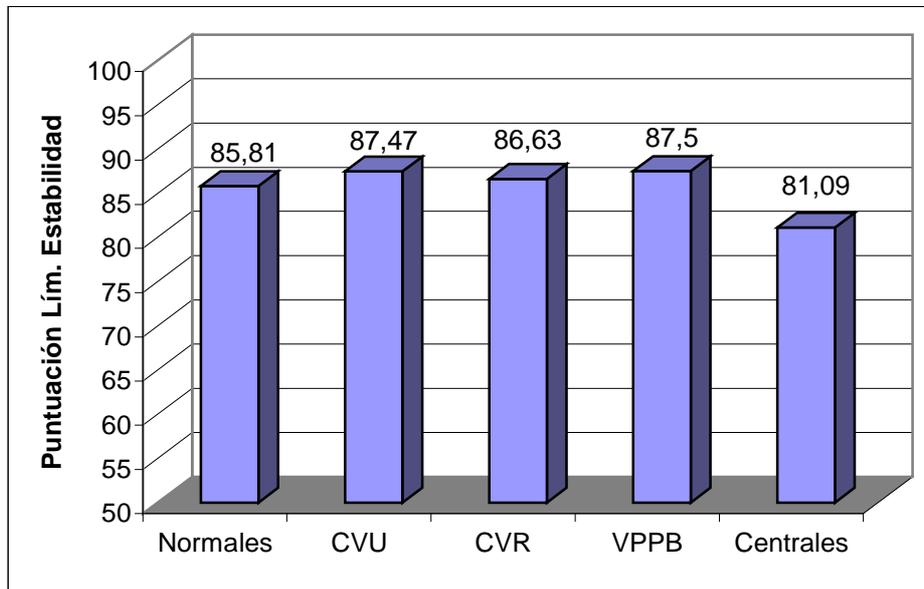
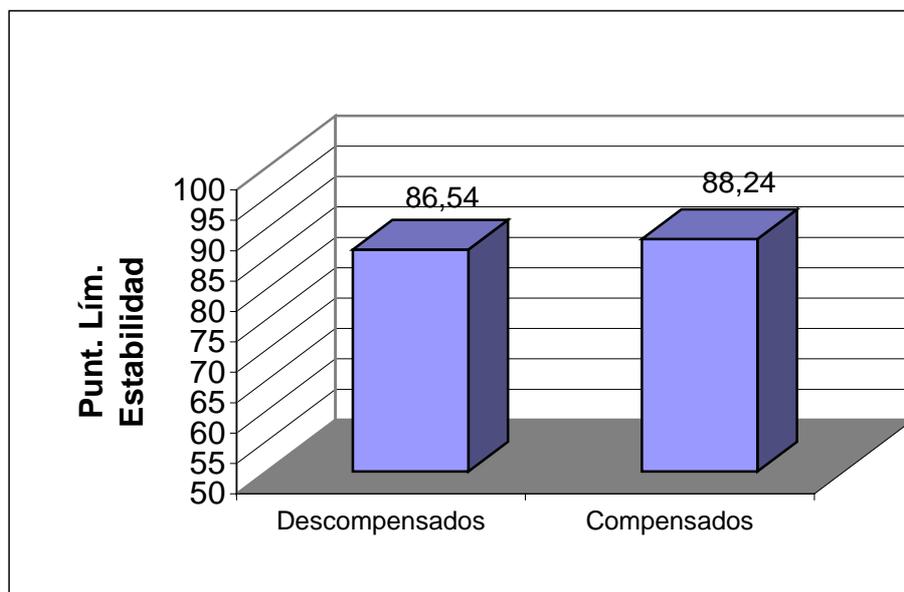


Gráfico 43. Puntuación media en la prueba de los límites de estabilidad según el estado de compensación vestibular.



4.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

4.2.1. LÍMITES DE ESTABILIDAD - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó la puntuación global de la prueba de los límites de estabilidad según los diferentes cuadros clínicos de los pacientes, no encontrándose diferencias con significación estadística ($p = .572$) entre ellos.

Las pruebas *post hoc* para comparar este parámetro entre los distintos grupos de diagnóstico clínico no obtuvieron diferencias con significación estadística (tabla 60).

Tabla 60. Significación estadística de la comparación de la puntuación global en la prueba de los límites de estabilidad en los distintos grupos diagnósticos.

	p
Normales vs. CVU	.511
Normales vs. CVR	.715
Normales vs. VPPB	.562
Normales vs. Centrales	.216
CVU vs. CVR	.823
CVU vs. VPPB	.994
CVU vs. Centrales	.130
CVR vs. VPPB	.832
CVR vs. Centrales	.194
VPPB vs. Centrales	.158

4.2.2. LÍMITES DE ESTABILIDAD - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó la puntuación global de los límites de estabilidad según el estado de compensación vestibular, no habiéndose encontrado diferencias con significación estadística ($p = .508$) entre ellos.

4.2.3. LÍMITES DE ESTABILIDAD - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre la puntuación global en la prueba de los límites de estabilidad y los resultados obtenidos en los test clínicos. Puede observarse correlación con significación estadística entre este parámetro y los tiempos de apoyo monopodales derecho (C. Pearson: .381; p= .000) e izquierdo (C. Pearson: .420; p= .000), escala de equilibrio de Berg (C. Pearson: .288; p= .002), subescala de equilibrio de Tinetti (C. Pearson: .242; p= .009), y puntuación total del test de Tinetti (C. Pearson; .234, p= .012).

Tabla 61. Correlación entre la puntuación obtenida en la prueba de los límites de estabilidad y los test clínicos. (se señala en negrita cuando $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

	C. Pearson	p	N
T° apoyo monopodal derecho	.381	<u>.000</u>	115
T° apoyo monopodal izquierdo	.420	<u>.000</u>	114
Timed Up and Go	-.134	.152	115
Test de Berg	.288	<u>.002</u>	115
Test de Tinetti estático	.242	<u>.009</u>	115
Test de Tinetti dinámico	.173	.650	115
Test de Tinetti Total	.234	.012	115

4.2.4. LÍMITES DE ESTABILIDAD - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre la puntuación global en la prueba de los límites de estabilidad y el número de caídas durante el año anterior a la realización de la posturografía. No se obtuvo correlación con significación estadística entre ambas variables (C. Pearson: $-.160$; $p = .087$) (tabla 62).

Tabla 62. Correlación entre la puntuación global de los límites de estabilidad y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía.

	C. Pearson	P	N
Límites estabilidad	.160	.087	115

4.2.5. LÍMITES DE ESTABILIDAD - SEXO

Se comparó la puntuación global obtenida en la prueba de los límites de estabilidad en ambos sexos, sin detectar diferencias con significación estadística (tabla 63).

Tabla 63. Significación estadística de la comparación de la puntuación global en la prueba de los límites de estabilidad, según el sexo.

	P	N
Límites estabilidad	.407	115

4.2.6. LÍMITES DE ESTABILIDAD - IMC

Se estudió la correlación de la puntuación global en la prueba de los límites de estabilidad con el IMC de los sujetos estudiados, sin detectar significación estadística.

Tabla 64. Correlación de la puntuación global en la prueba de los límites de estabilidad con el IMC.

		IMC
Punt. global LE	C. Pearson	-0.041
	Sig.	0.665
	N	115

5. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL

5.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

A) Grupos principales

- Grupo de sujetos normales: la habilidad mediolateral fue de $88,52 \pm 16,41$ y la anteroposterior de $93,62 \pm 13,29$, y el control y eficacia mediolateral fue de $96,01 \pm 9,6$ y el anteroposterior de $86,09 \pm 20,48$.

- Grupo de patológicos: la habilidad mediolateral fue de $89,63 \pm 13,62$ y la anteroposterior de $95,02 \pm 10,85$, y el control y eficacia mediolateral fue de $98,26 \pm 7,49$ y el anteroposterior de $91,3 \pm 13,79$.

B) Subgrupos patológicos

- Pacientes con CVU: la habilidad mediolateral fue de $93,47 \pm 11,37$ y la anteroposterior de $94,94 \pm 12,28$, y el control y eficacia mediolateral fue de 100 y el anteroposterior de $90,76 \pm 11,09$.

- Pacientes con CVR: la habilidad mediolateral fue de $86,83 \pm 14,84$ y la anteroposterior de $97,44 \pm 7,12$, y el control y eficacia mediolateral fue de $99,83 \pm 0,55$ y el anteroposterior de $94,22 \pm 11,66$.

- Pacientes con VPPB: la habilidad mediolateral fue de $92,08 \pm 12,61$ y la anteroposterior de $94,91 \pm 11,25$, y el control y eficacia mediolateral fue de $97,41 \pm 6,06$ y el anteroposterior de $92,23 \pm 14,31$.

- Sujetos con trastorno central del equilibrio: la habilidad mediolateral fue de $85,33 \pm 15,53$ y la anteroposterior de $91,73 \pm 13,08$, y el control y eficacia mediolateral fue de $94,14 \pm 15,41$ y el anteroposterior de $86,94 \pm 19,65$.

Resultados

C) Según el estado de compensación vestibular

Las puntuaciones medias de los pacientes con vestibulopatía periférica en esta prueba, según su estado de compensación vestibular, fueron:

- Pacientes descompensados: la habilidad mediolateral fue de $89,83 \pm 13,81$ y la anteroposterior de $96,18 \pm 9,72$, y el control y eficacia mediolateral fue de $99,98 \pm 0,07$ y el anteroposterior de $95,79 \pm 8,07$.

- Pacientes compensados: la habilidad mediolateral fue de $92,1 \pm 12,09$ y la anteroposterior de $95,31 \pm 11,27$, y el control y eficacia mediolateral fue de $98,19 \pm 4,94$ y el anteroposterior de $86,98 \pm 15,1$.

Tabla 65. Media y desviación típica de los parámetros de la prueba del Control Rítmico y Direccional en los distintos grupos y subgrupos estudiados (HML: habilidad mediolateral; CEML: control y eficacia mediolateral; HAP: habilidad anteroposterior; CEAP: control y eficacia anteroposterior).

	HML		CEML		HAP		CEAP		
	Media	DT	Media	DT	Media	DT	Media	DT	
GRUPOS PRINCIPALES									
Normales	88.52	16.41	96.01	9.60	93.62	13.29	86.09	20.48	
Patológicos	89.63	13.62	98.26	7.49	95.02	10.85	91.30	13.79	
SUBGRUPOS PATOLÓG.									
CVU	93.47	11.37	100	0	94.94	12.28	90.76	11.09	
CVR	86.83	14.84	99.83	0.55	97.44	7.12	94.22	11.06	
VPPB	92.08	12.61	97.41	6.06	94.91	11.25	92.23	14.31	
Centrales	85.33	15.53	94.14	15.41	91.73	13.08	86.94	19.65	
ESTADO DE COMPENS.									
Descompensados	89.83	13.81	99.98	0.78	96.18	9.72	95.97	8.07	
Compensados	92.10	12.09	98.18	4.94	95.31	11.27	86.98	15.10	

Resultados

Grafico 44. Puntuaciones medias del parámetro Habilidad Mediolateral obtenidas por los distintos grupos estudiados.

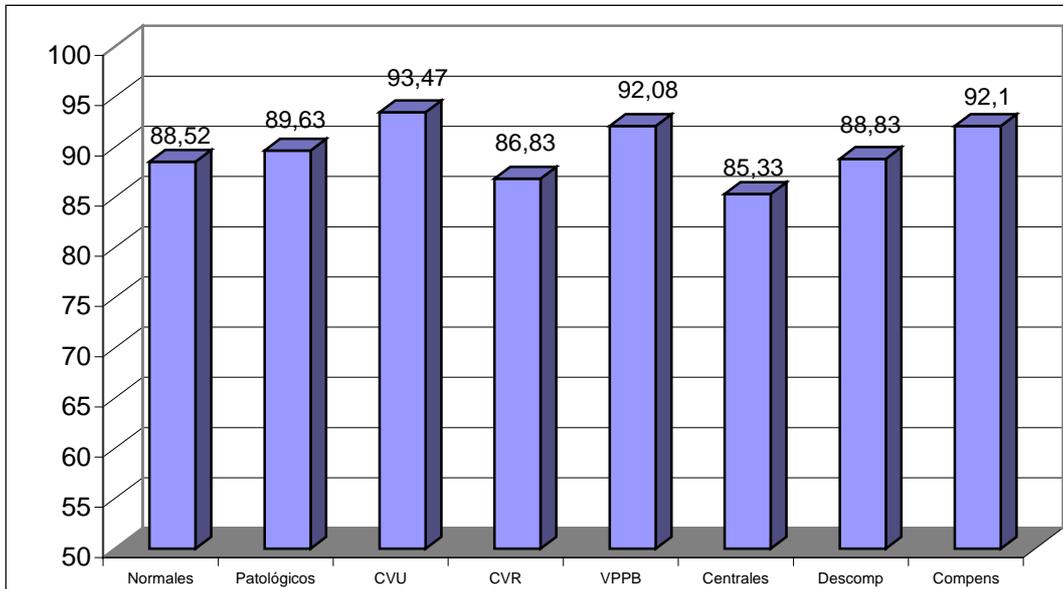
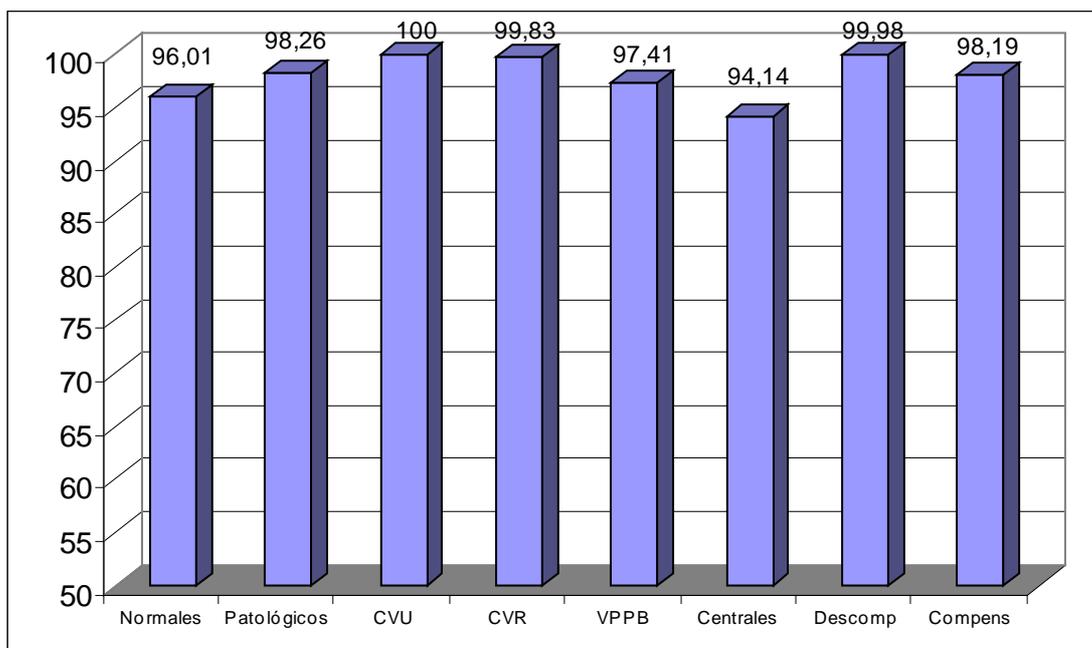


Grafico 45. Puntuaciones medias del parámetro Control y Eficacia Mediolateral obtenidas por los distintos grupos estudiados.



Resultados

Grafico 46. Puntuaciones medias del parámetro Habilidad Anteroposterior obtenidas por los distintos grupos estudiados.

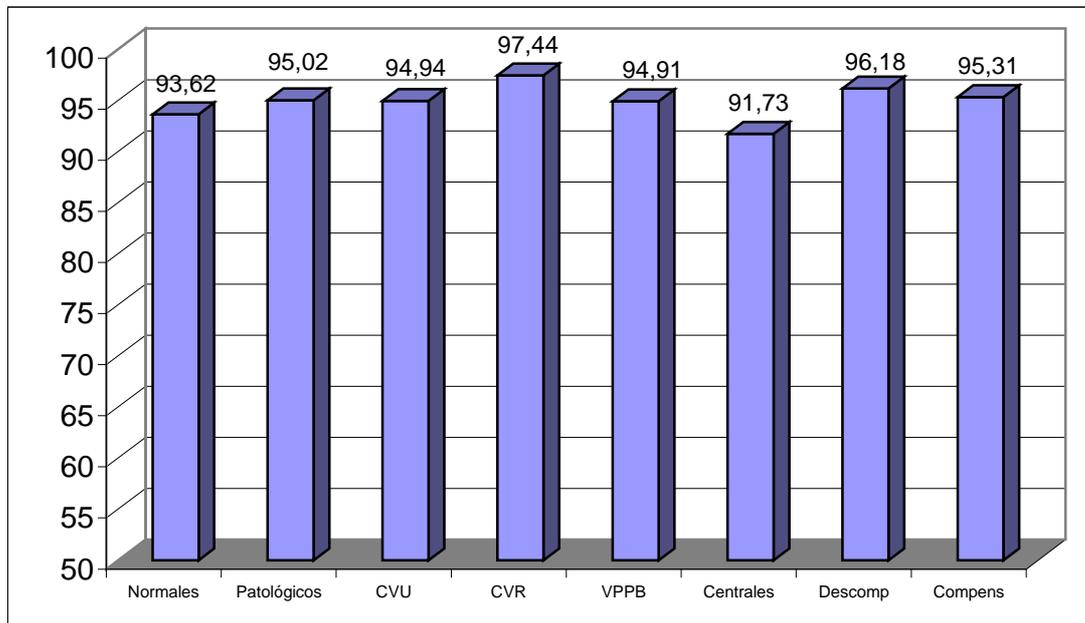
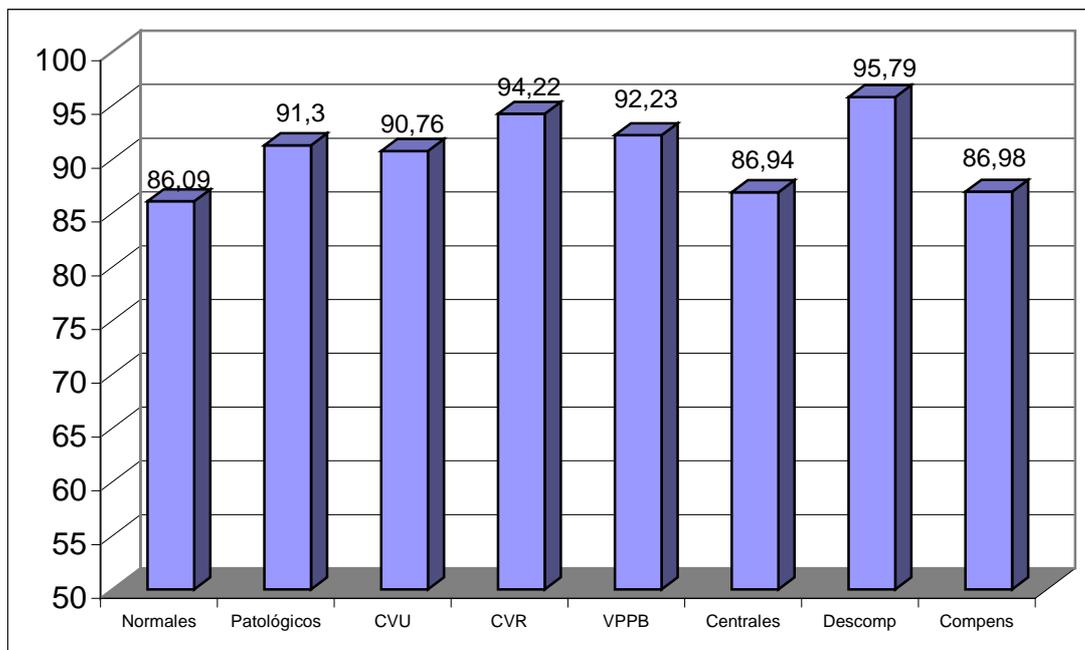


Grafico 47. Puntuaciones medias del parámetro Control y Eficacia Anteroposterior obtenidas por los distintos grupos estudiados.



5.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

5.2.1. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL - CUADROS CLÍNICOS

Se comparó la puntuación obtenida por los sujetos estudiados en los diferentes parámetros de esta prueba, según los distintos cuadros clínicos. No se encontraron diferencias con significación estadística en ninguno de ellos.

Tabla 66. Significación estadística de la comparación de los parámetros de la prueba de Control Rítmico y Direccional, según los diferentes cuadros clínicos.

	P
Habilidad mediolateral	.565
Control y eficacia mediolateral	.224
Habilidad anteroposterior	.775
Control y eficacia anteroposterior	.467

5.2.2. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL - ESTADIOS CLÍNICOS

Se comparó la puntuación obtenida por los sujetos estudiados en los diferentes parámetros de esta prueba, según el estado de compensación vestibular. No se detectaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los parámetros estudiados.

Tabla 67. Significación estadística de la comparación de los parámetros de la prueba de Control Rítmico y Direccional, según los diferentes estadios clínicos.

	P
Habilidad mediolateral	.684
Control y eficacia mediolateral	.076
Habilidad anteroposterior	.788
Control y eficacia anteroposterior	.052

Resultados

5.2.3. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL - TEST CLÍNICOS

Se estudió la correlación entre las puntuaciones obtenidas en los parámetros de la prueba del control rítmico y direccional, y los tiempos y puntuaciones obtenidos en los test clínicos. La tabla 68 muestra las correlaciones con su significación estadística.

Tabla 68. Correlación entre los parámetros de la prueba de Control Rítmico y Direccional y los test clínicos (HML: habilidad mediolateral; CEML: control y eficacia mediolateral; HAP: habilidad anteroposterior; CEAP: control y eficacia anteroposterior) (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando $p < .01$).

		HML	CEML	HAP	CEAP
Tiempo apoyo monopodal derecho	Corr. Pearson	.248	.120	.055	.176
	Significación	.008	.205	.558	.062
	N	114	114	114	114
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	Corr. Pearson	.227	.195	.055	.208
	Significación	.016	.038	.566	.027
	N	113	113	113	113
Timed Up and Go	Corr. Pearson	-.165	-.308	.014	-.155
	Significación	.079	.001	.879	.100
	N	114	114	114	114
Test de Berg	Corr. Pearson	.171	.181	-.003	.101
	Significación	.069	.055	.972	.286
	N	114	114	114	114
Tinetti Estático	Corr. Pearson	.181	.216	-.017	.138
	Significación	.054	.021	.857	.143
	N	114	114	114	114
Tinetti Dinámico	Corr. Pearson	.099	.174	-.139	.082
	Significación	.297	.064	.141	.385
	N	114	114	114	114
Tinetti Total	Corr. Pearson	.163	.216	-.065	.127
	Significación	.083	.021	.493	.179
	N	114	114	114	114

5.2.4. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL - CAÍDAS

Se estudió la correlación entre los parámetros estudiados en la prueba de control rítmico y direccional y el número de caídas durante el año anterior a la realización de la posturografía. No se observa significación estadística en ninguna de las correlaciones.

Tabla 69. Correlación entre los parámetros del Control Rítmico y Direccional y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía (HML: habilidad mediolateral; CEML: control y eficacia mediolateral; HAP: habilidad anteroposterior; CEAP: control y eficacia anteroposterior).

		HML	CEML	HAP	CEAP
Caídas año anterior a la posturografía	Corr. Pearson	-.166	.016	.064	.069
	Significación	.077	.866	.497	.468
	N	114	114	114	114

5.2.5. CONTROL RÍTMICO Y DIRECCIONAL - IMC

Se estudió la correlación existente entre los resultados obtenidos en la prueba de control rítmico y direccional y el índice de masa corporal de los sujetos estudiados. No se observa ninguna correlación entre ninguna de las variables estudiadas.

Tabla 70. Correlación entre los parámetros del Control Rítmico y Direccional y el IMC (HML: habilidad mediolateral; CEML: control y eficacia mediolateral; HAP: habilidad anteroposterior; CEAP: control y eficacia anteroposterior).

		HML	CEML	HAP	CEAP
Índice de masa corporal (Kg/m ²)	C. de Pearson	.046	.020	-.067	-.012
	Sig.	.630	.829	.481	.901
	N	114	114	114	114

6. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE MARCHA

6.1. PARÁMETROS CINEMÁTICOS

6.1.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

Se registraron la velocidad de marcha y el tiempo de apoyo con ambos pies.

A) Grupos principales

Los valores medios de los parámetros registrados en la prueba de marcha fueron los siguientes:

- Grupo de sujetos normales: la velocidad de marcha fue de $0,72 \pm 0,12$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,85 \pm 0,1$ s, y las derechas de $0,85 \pm 0,1$ s.

- Grupo de patológicos: la velocidad de marcha fue de $0,66 \pm 0,12$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,9 \pm 0,12$ s y las derechas de $0,91 \pm 0,12$ s.

B) Subgrupos de patológicos

Los valores medios de los parámetros registrados en la prueba de marcha fueron los siguientes:

- Pacientes con CVU: la velocidad de marcha fue de $0,67 \pm 0,15$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,89 \pm 0,14$ s y las derechas de $0,89 \pm 0,14$ s.

- Pacientes con CVR: la velocidad de marcha fue de $0,65 \pm 0,08$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,89 \pm 0,11$ s y las derechas de $0,89 \pm 0,1$ s.

Resultados

- Pacientes con VPPB: la velocidad de marcha fue de $0,68 \pm 0,14$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,9 \pm 0,14$ s y las derechas de $0,9 \pm 0,13$ s.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: la velocidad de marcha fue de $0,64 \pm 0,1$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,91 \pm 0,09$ s y las derechas de $0,94 \pm 0,12$ s.

C) Según el estado de compensación vestibular

Los valores medios de los parámetros registrados en la prueba de marcha fueron los siguientes:

- Pacientes descompensados: la velocidad de marcha fue de $0,71 \pm 0,11$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,87 \pm 0,12$ s, y las derechas de $0,87 \pm 0,12$ s.

- Pacientes compensados: la velocidad de marcha fue de $0,6 \pm 0,13$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,93 \pm 0,12$ s y las derechas de $0,93 \pm 0,12$ s.

D) Según el sexo

Los valores medios de los parámetros registrados en la prueba de marcha fueron los siguientes:

- Hombres: la velocidad de marcha fue de $0,76 \pm 0,13$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,86 \pm 0,10$ s y las derechas de $0,87 \pm 0,11$ s.

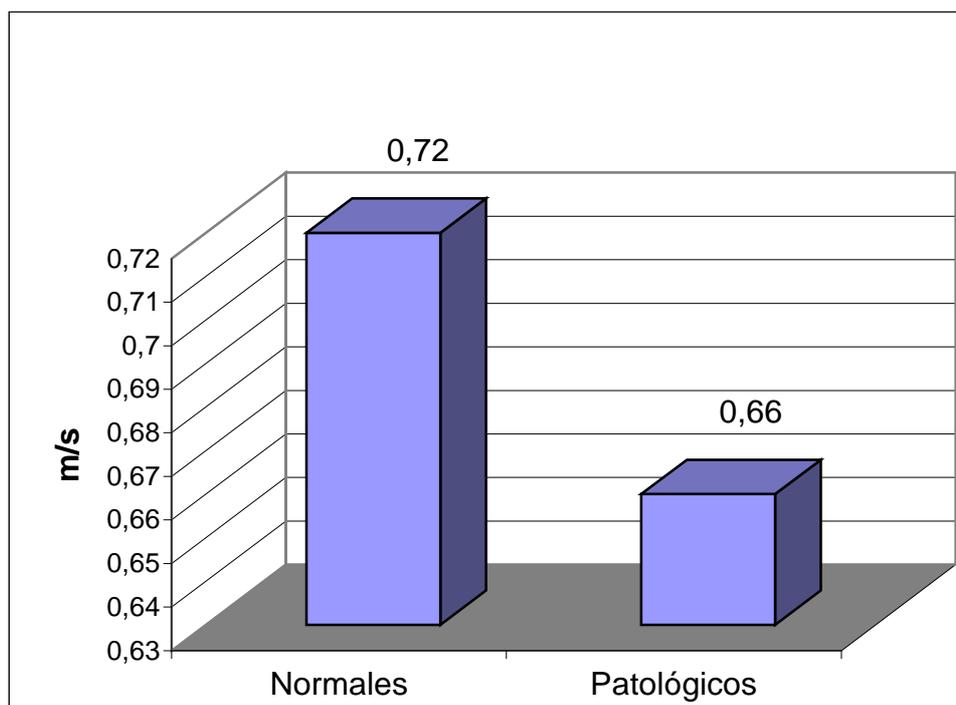
- Mujeres: la velocidad de marcha fue de $0,66 \pm 0,11$ m/s. Las pisadas izquierdas tuvieron un tiempo de apoyo de $0,88 \pm 0,11$ s, y las derechas de apoyo de $0,88 \pm 0,11$ s.

Resultados

Tabla 71. Media y desviación típica de los parámetros cinemáticos de la marcha (VM: velocidad de marcha; TAI: tiempo de apoyo izquierdo; TAD: tiempo de apoyo derecho) en los distintos grupos y subgrupos estudiados.

	VM (m/s)		TAI (s)		TAD (s)	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT
GRUPOS PRINCIPALES						
Normales	0.72	0.12	0.85	0.1	0.85	0.1
Patológicos	0.66	0.12	0.9	0.12	0.91	0.12
SUBGRUPOS DE DIAGNÓSTICO						
CVU	0.67	0.15	0.89	0.14	0.89	0.14
CVR	0.65	0.08	0.89	0.11	0.89	0.10
VPPB	0.68	0.14	0.9	0.14	0.9	0.13
Centrales	0.64	0.1	0.91	0.09	0.94	0.12
SUBGRUPOS SEGÚN COMPENS						
Descompensados	0.71	0.11	0.87	0.12	0.87	0.12
Compensados	0.60	0.13	0.93	0.12	0.93	0.12
SEXO						
Hombres	0.76	0.13	0.86	0.10	0.87	0.11
Mujeres	0.66	0.11	0.88	0.11	0.88	0.11

Gráfico 48. Velocidad media de marcha en los grupos principales.



Resultados

Gráfico 49. Velocidad media de marcha en los subgrupos de diagnóstico clínico.

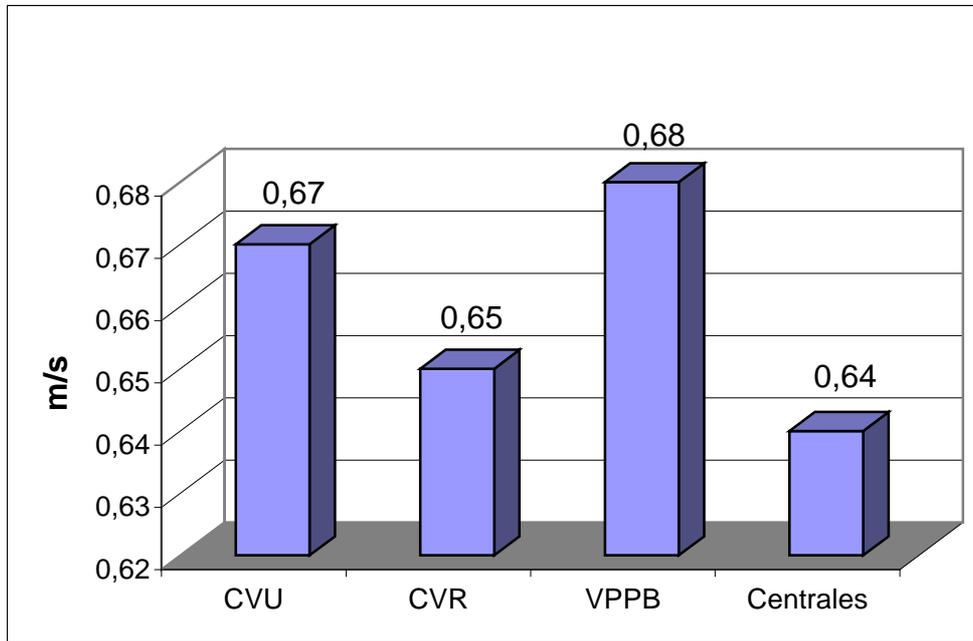
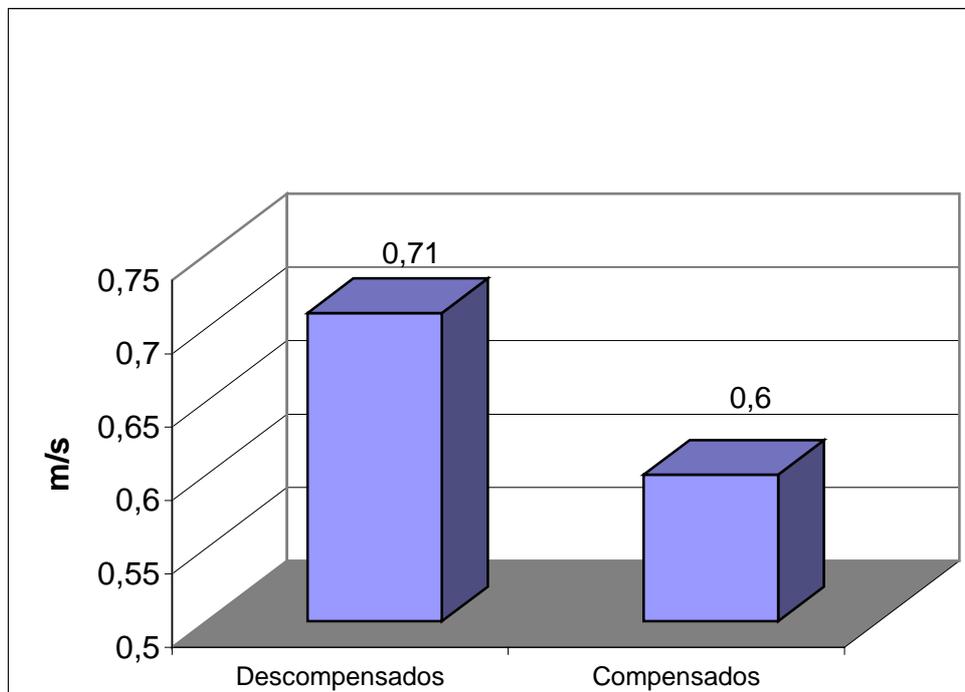


Gráfico 50. Velocidad media de marcha según el estado de compensación vestibular.



Resultados

Gráfico 51. Velocidad media de marcha en ambos sexos.

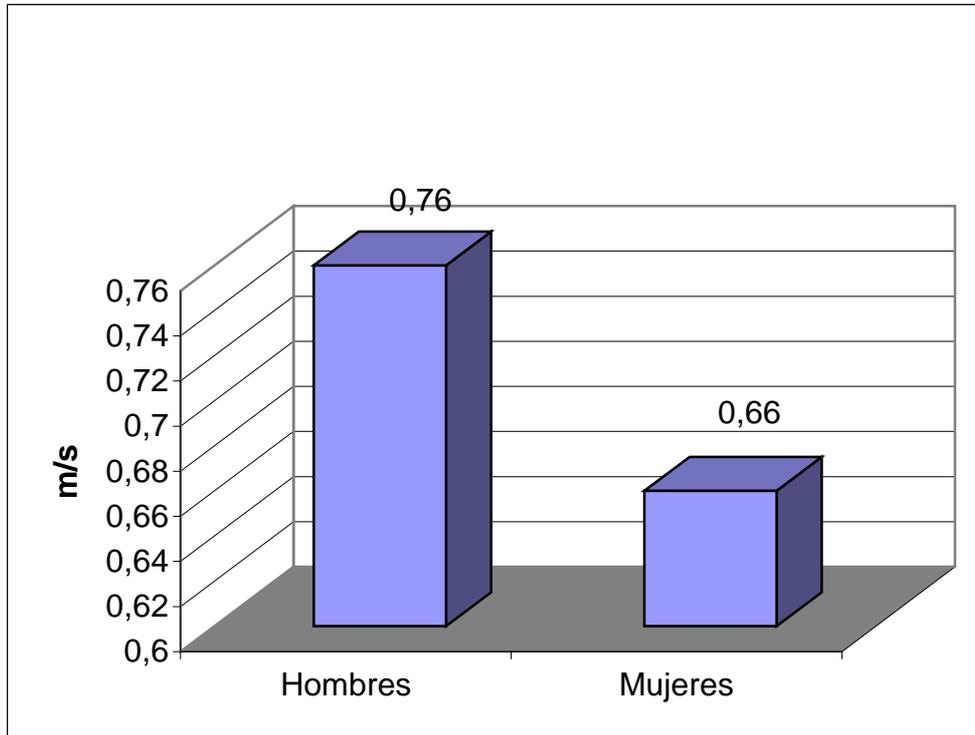
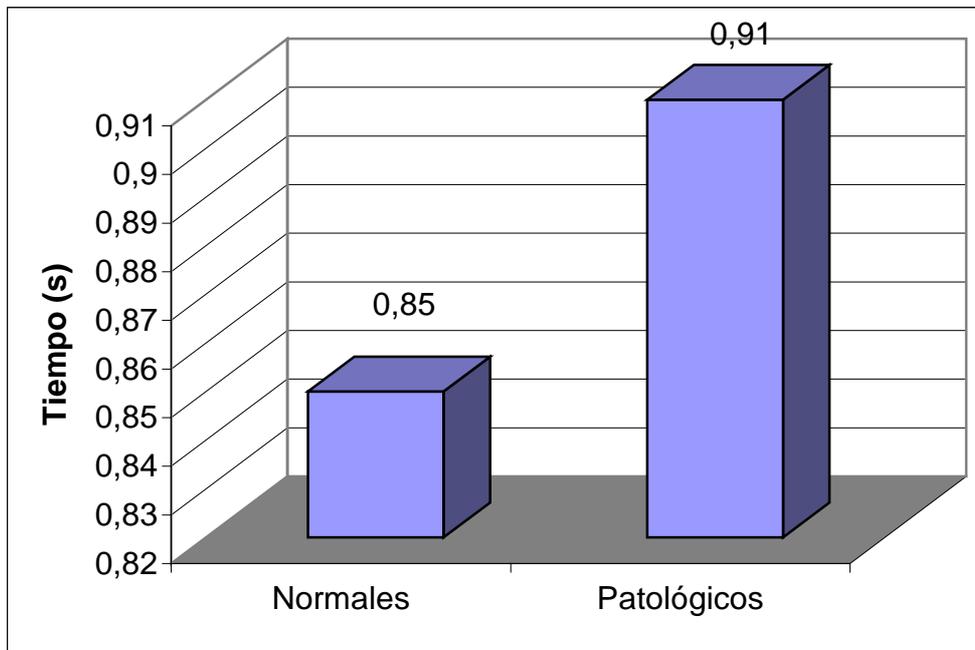


Gráfico 52. Tiempo medio de apoyo del pie derecho en los grupos principales.



Resultados

Gráfico 53. Tiempo medio de apoyo del pie derecho en los subgrupos de diagnóstico clínico.

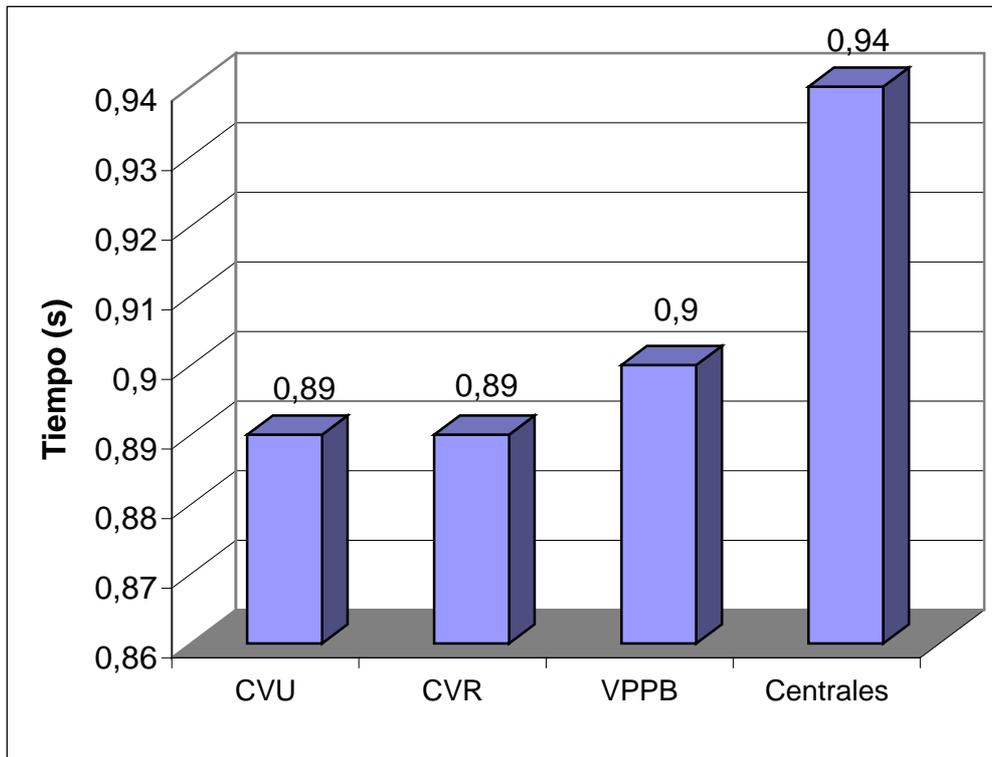
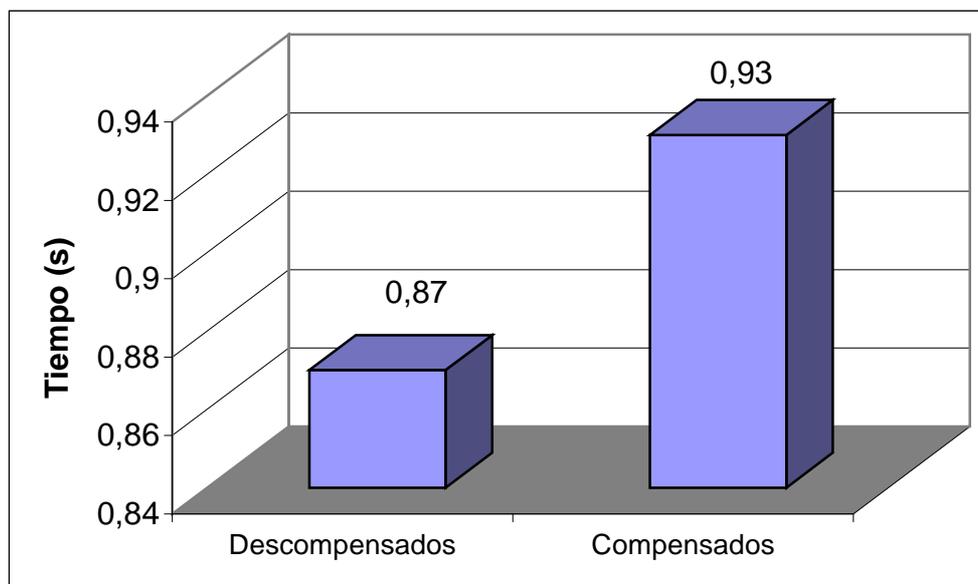
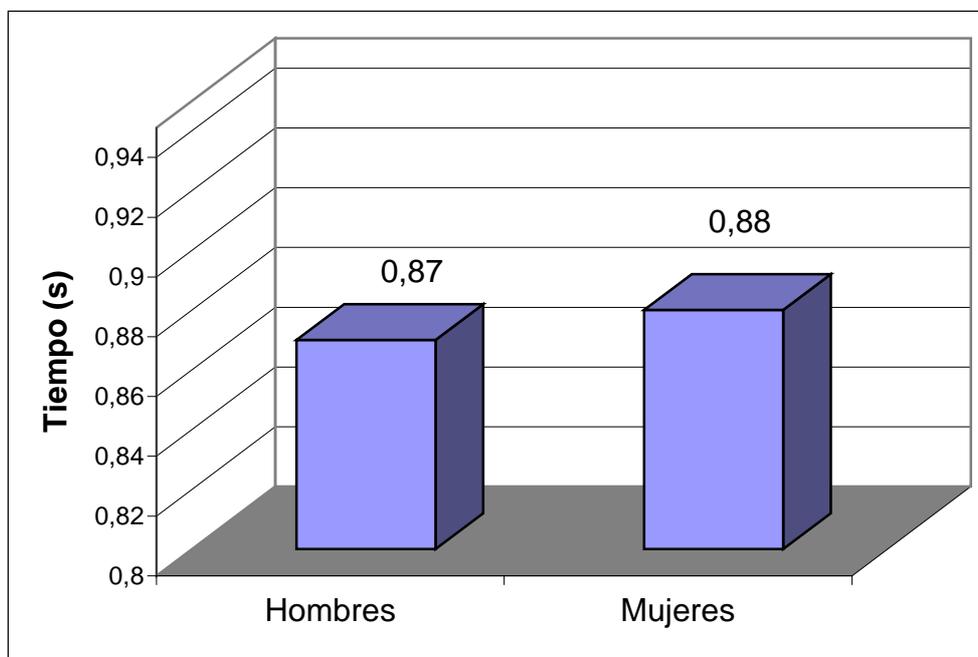


Gráfico 54. Tiempo medio de apoyo del pie derecho según el estado de compensación vestibular.



Resultados

Gráfico 55. Tiempo medio de apoyo del pie derecho en ambos sexos.



6.1.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

6.1.2.1. Velocidad de marcha

a) Velocidad de marcha - Cuadros clínicos

Se comparó la velocidad de marcha en los distintos subgrupos de diagnóstico clínico, no encontrándose diferencias con significación estadística ($p = .154$).

b) Velocidad de marcha - Estadios clínicos

Se comparó la velocidad de marcha según el estado de compensación vestibular, encontrándose diferencias con significación estadística ($p = .005$).

Resultados

Las pruebas *post hoc* detectaron diferencias entre los sujetos normales y los pacientes compensados ($p = .003$) y entre los pacientes compensados y los descompensados ($p = .014$), pero no entre los sujetos normales y los pacientes descompensados ($p = .624$).

Tabla 72 . Significación estadística de la comparación de la velocidad de marcha según el estado de compensación vestibular (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

	P
Normales - Compensados	<u>.003</u>
Normales - Descompensados	.624
Compensados - Descompensados	<u>.014</u>

c) Velocidad de marcha - Test clínicos.

Se estudió la correlación entre la velocidad de marcha y los distintos test clínicos, encontrándose una correlación con todos ellos con alta significación estadística.

Tabla 73. Correlación entre la velocidad de marcha y los test clínicos.

	C. Pearson	P
Tiempo apoyo monopodal derecho	.414	<u>.000</u>
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	.343	<u>.000</u>
Timed Up and Go	-.540	<u>.000</u>
Test de Berg	.380	<u>.000</u>
Subescala de equilibrio de Tinetti	.319	<u>.001</u>
Subescala de marcha de Tinetti	.376	<u>.000</u>
Puntuación global test de Tinetti	.366	<u>.000</u>

d) Velocidad de marcha - Caídas

Se estudió la correlación entre la velocidad de marcha y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía, encontrándose una correlación negativa sin significación estadística (C. Pearson: $-.188$; $p = .055$).

Resultados

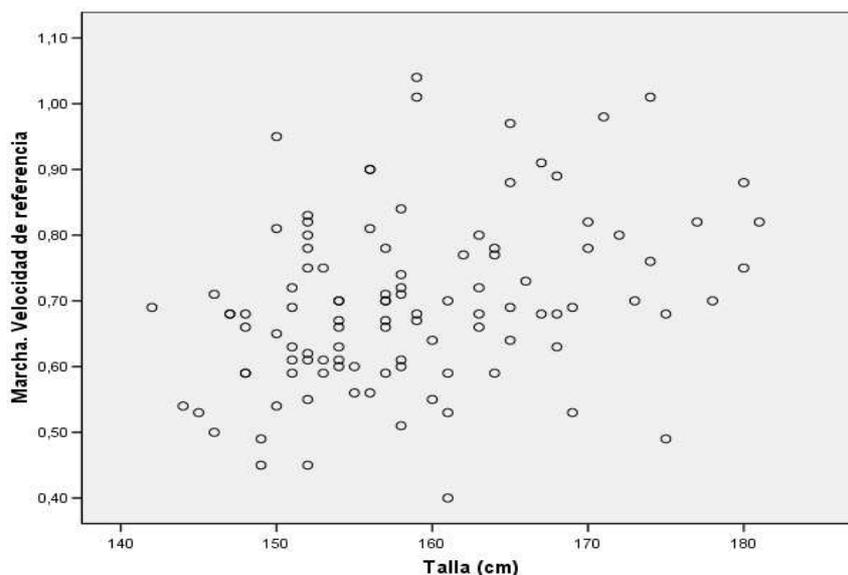
e) Velocidad de marcha - Sexo

Se comparó la velocidad de marcha en ambos sexos, observándose diferencias estadísticamente significativas ($p = .001$).

f) Velocidad de marcha - Edad y características antropométricas.

Se estudió la correlación entre la velocidad de marcha y la edad, talla, peso e IMC, observándose diferencias con significación estadística entre este parámetro y la edad (C. Pearson: $-.246$; $p = .012$), la estatura (C. Pearson: $.338$; $p = .000$) y el IMC (C. Pearson: $-.304$; $p = .002$), pero no con el peso (C. Pearson: $.026$; $p = .792$).

Gráfico 56. Representación gráfica de la velocidad de marcha según la estatura de los sujetos.



6.1.2.2. Tiempos de apoyo

a) Tiempos de apoyo – Cuadros clínicos

Se comparó el tiempo de apoyo de ambos pies en los distintos subgrupos de diagnóstico clínico, no observándose diferencias con significación estadística entre ellos (Pie Derecho: $p = .153$; Pie Izquierdo: $p = .365$).

Resultados

b) Tiempos de apoyo – Estadios clínicos

Se comparó el tiempo de apoyo de ambos pies según el estado de compensación vestibular, no encontrándose diferencias con significación estadística (Pie Derecho: $p = .067$; Pie Izquierdo: $p = .061$).

c) Tiempos de apoyo – Test clínicos

Se estudió la correlación entre ambos tiempos de apoyo y los diferentes test clínicos estudiados, observándose múltiples correlaciones entre ellos (tabla 74).

Tabla 74. Correlación entre los tiempos de apoyo en la prueba de marcha y los test clínicos (CP: correlación de Pearson; p: significación estadística) (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

	Pie derecho		Pie izquierdo	
	CP	p	CP	p
Tiempo apoyo monopodal derecho	-.214	.029	-.250	.010
Tiempo apoyo monopodal izquierdo	-.149	.132	-.177	.071
Timed Up and Go	.362	.000	.401	.000
Test de Berg	-.195	.047	-.238	.015
Tinetti estático (equilibrio)	-.269	.006	-.311	.001
Tinetti dinámico (marcha)	-.163	.097	-.234	.016
Punt. global test de Tinetti	-.257	.009	-.312	.001

d) Tiempos de apoyo - Caídas

Se estudió la correlación entre los tiempos de apoyo con ambos pies durante la prueba de marcha y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía, sin detectarse significación estadística (Pie derecho: CP: .053, $p = .590$; Pie izquierdo: CP: .062; $p = .530$).

e) Tiempos de apoyo - Sexo

Se compararon los tiempos de apoyo con ambos pies durante la prueba de marcha en ambos sexos, no observándose diferencias con significación estadística (Pie izquierdo: $p = .464$; pie derecho: $p = .594$).

Resultados

f) Tiempos de apoyo - Edad y caracteres antropométricos

Se estudió la correlación entre los tiempos de apoyo con ambos pies durante la prueba de marcha, y la edad, peso, talla e IMC, observándose correlación estadísticamente significativa con el peso (pie izquierdo: C. Pearson: .232; p= .017; pie derecho: C. Pearson: .247; p= .011) y con el IMC (pie izquierdo: C. Pearson: .280; p= .004); pie derecho: C. Pearson: .283; p= .004)

Tabla 75. Correlación de los tiempos de apoyo en la prueba de marcha con la edad y caracteres antropométricos (CP: correlación de Pearson; p: significación estadística) (se señala en negrita cuando la p < .05 y en negrita y subrayado cuando la p < .01).

	Pie Derecho		Pie Izquierdo	
	CP	P	CP	P
Edad	.069	.484	.095	.334
Peso	.247	.011	.232	.017
Talla	.033	.738	.010	.917
IMC	.283	.004	.280	.004

6.2. PARÁMETROS CINÉTICOS

6.2.1. RESULTADOS DESCRIPTIVOS

a) Grupos principales

Los valores medios de los parámetros cinéticos en la prueba de marcha fueron los siguientes:

- Grupo de sujetos normales: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $94,85 \pm 19,61$, la FPAP fue de $97,47 \pm 10,69$, la FDV fue de $99,69 \pm 1,42$ y la FO fue de $99,76 \pm 1,13$; pisadas derechas: la FFAP fue de $91,38 \pm 25,21$, la FPAP fue de $97,05 \pm 13,04$, la FDV fue de $99,24 \pm 3,85$ y la FO fue de $99,89 \pm 0,80$; valoración global: la FFAP fue de

Resultados

93,13 ± 21,08, la FPAP fue de 97,29 ± 11,18, la FDV fue de 99,51 ± 2,04 y la FO fue de 99,84 ± 0,89.

- Grupo de patológicos: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de 90,69 ± 25,93, la FPAP fue de 90,90 ± 22,18, la FDV fue de 98,96 ± 3,19 y la FO fue de 97,18 ± 8,90; pisadas derechas: la FFAP fue de 93,03 ± 23,52, la FPAP fue de 93,00 ± 18,33, la FDV fue de 98,86 ± 3,71 y la FO fue de 99,43 ± 2,62; valoración global: la FFAP fue de 91,86 ± 21,15, la FPAP fue de 91,96 ± 18,52, la FDV fue de 98,90 ± 3,18 y la FO fue de 98,29 ± 4,99.

Tabla 76. Media y desviación típica de los parámetros cinéticos de la marcha en los grupos principales.

	Normales		Patológicos	
	Media	DT	Media	DT
PISADAS IZQUIERDAS				
- FFAP	94.85	19.61	90.69	25.93
- FPAP	97.47	10.69	90.90	22.18
- FDV	99.69	1.42	98.96	3.19
- FO	99.76	1.13	97.18	8.90
PISADAS DERECHAS				
- FFAP	91.38	25.21	93.03	23.52
- FPAP	97.05	13.04	93.00	18.33
- FDV	99.24	3.85	98.86	3.71
- FO	99.89	0.80	99.43	2.62
VALORACIÓN GLOBAL				
- FFAP	93.13	21.08	91.86	21.15
- FPAP	97.29	11.18	91.96	18.52
- FDV	99.51	2.04	98.90	3.18
- FO	99.84	0.89	98.29	4.99

b) Subgrupos de diagnóstico

Los valores medios de los parámetros cinéticos en la prueba de marcha fueron los siguientes:

- Pacientes con CVU: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de 92,91 ± 26,60, la FPAP fue de 91,57 ± 21,71, la FDV fue de 99,57 ± 1,60 y la FO fue de 93,86 ± 15,46; pisadas derechas: la FFAP fue de 96,55 ± 23,12, la FPAP fue de 92,50 ± 17,34, la FDV

Resultados

fue de $99,21 \pm 2,94$ y la FO fue de $99,82 \pm 0,86$; valoración global: la FFAP fue de $93,21 \pm 18,92$, la FPAP fue de $92,07 \pm 15,99$, la FDV fue de $99,47 \pm 2,13$ y la FO fue de $96,93 \pm 7,64$.

- Pacientes con CVR: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $89,13 \pm 28,23$, la FPAP fue de $94,87 \pm 15,32$, la FDV fue de $98,47 \pm 3,92$ y la FO fue de $97,60 \pm 4,74$; pisadas derechas: la FFAP fue de $85,93 \pm 30,76$, la FPAP fue de $97,13 \pm 7,33$, la FDV fue de $98,93 \pm 3,10$ y la FO fue de $99,33 \pm 2,09$; valoración global: la FFAP fue de $87,53 \pm 29,22$, la FPAP fue de $96,07 \pm 8,63$, la FDV fue de $98,67 \pm 2,76$ y la FO fue de $98,47 \pm 3,18$.

- Pacientes con VPPB: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $90,91 \pm 30,15$, la FPAP fue de $84,00 \pm 32,55$, la FDV fue de $98,64 \pm 4,52$ y la FO fue de $98,27 \pm 5,40$; pisadas derechas: la FFAP fue de $96,45 \pm 11,75$, la FPAP fue de $90,27 \pm 23,68$, la FDV fue de $98,64 \pm 4,52$ y la FO fue de $98,45 \pm 5,12$; valoración global: la FFAP fue de $93,73 \pm 20,80$, la FPAP fue de $87,09 \pm 27,20$, la FDV fue de $98,64 \pm 4,52$ y la FO fue de $98,27 \pm 5,40$.

- Pacientes con trastorno central del equilibrio: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $90,64 \pm 20,23$, la FPAP fue de $91,55 \pm 19,54$, la FDV fue de $99,18 \pm 2,13$ y la FO fue de $99,73 \pm 0,90$; pisadas derechas: la FFAP fue de $97,82 \pm 4,04$, la FPAP fue de $90,73 \pm 24,77$, la FDV fue de $98,55 \pm 4,82$ y la FO fue de $99,82 \pm 0,60$; valoración global: la FFAP fue de $94,18 \pm 10,12$, la FPAP fue de $91,09 \pm 22,05$, la FDV fue de $98,82 \pm 3,60$ y la FO fue de $99,82 \pm 0,60$.

Resultados

Tabla 77. Media y desviación típica de los parámetros cinéticos de la marcha en los subgrupos de diagnóstico clínico.

	CVU		CVR		VPPB		Centrales	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT	Media	DT
PISADAS IZQUIERDAS								
- FFAP	92.21	26.60	89.13	28.23	90.91	30.15	90.64	20.23
- FPAP	91.57	21.71	94.87	15.32	84.00	32.55	91.55	19.54
- FDV	99.57	1.60	98.47	3.92	98.64	4.52	99.18	2.13
- FO	93.86	15.46	97.60	4.74	98.27	5.40	99.73	0.90
PISADAS DERECHAS								
- FFAP	96.55	23.12	85.93	30.76	96.45	11.75	97.82	4.04
- FPAP	92.50	17.34	97.13	7.33	90.27	23.68	90.73	24.77
- FDV	99.21	2.94	98.93	3.10	98.64	4.52	98.55	4.82
- FO	99.82	0.86	99.33	2.09	98.45	5.12	99.82	0.60
VALOR GLOBAL								
- FFAP	93.21	18.92	87.53	29.22	93.73	20.80	94.18	10.12
- FPAP	92.07	15.99	96.07	8.63	87.09	27.20	91.09	22.05
- FDV	99.43	2.13	98.67	2.76	98.64	4.52	98.82	3.60
- FO	96.93	7.64	98.47	3.18	98.27	5.40	99.82	0.60

c) Según el estado de compensación vestibular

- Pacientes descompensados: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $96,83 \pm 14,67$, la FPAP fue de $96,00 \pm 12,39$, la FDV fue de $98,46 \pm 4,26$ y la FO fue de $96,38 \pm 10,21$; pisadas derechas: la FFAP fue de $94,58 \pm 20,30$, la FPAP fue de $99,92 \pm 0,40$, la FDV fue de $99,21 \pm 3,07$ y la FO fue de $98,96 \pm 3,77$; valoración global: la FFAP fue de $95,75 \pm 17,46$, la FPAP fue de $98,00 \pm 6,42$, la FDV fue de $98,83 \pm 3,47$ y la FO fue de $97,67 \pm 6,11$.

- Pacientes compensados: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $81,50 \pm 38,57$, la FPAP fue de $82,81 \pm 32,22$, la FDV fue de $99,56 \pm 1,50$ y la FO fue de $96,63 \pm 9,88$; pisadas derechas: la FFAP fue de $87,92 \pm 34,61$, la FPAP fue de $84,19 \pm 23,40$, la FDV fue de $98,56 \pm 3,93$ y la FO fue de $99,88 \pm 0,5$; valoración global: la FFAP fue de $84,44 \pm 29,46$, la FPAP fue de $83,50 \pm 24,92$, la FDV fue de $99,06 \pm 2,56$ y la FO fue de $98,19 \pm 4,83$.

Resultados

Tabla 78. Media y desviación típica de los parámetros cinéticos de la marcha según el estado de compensación vestibular.

	Descompensados		Compensados	
	Media	DT	Media	DT
PISADAS IZQUIERDAS				
- FFAP	96.83	14.67	81.80	38.57
- FPAP	96.00	12.39	82.81	32.22
- FDV	98.46	4.26	99.56	1.50
- FO	96.38	10.21	96.63	9.88
PISADAS DERECHAS				
. FFAP	94.58	20.30	87.92	34.61
- FPAP	99.92	0.40	84.19	23.40
- FDV	99.21	3.07	98.56	3.93
- FO	98.96	3.77	99.88	0.50
VALORACIÓN GLOBAL				
- FFAP	95.75	17.46	84.44	29.46
- FPAP	98.00	6.42	83.50	24.92
- FDV	98.83	3.47	99.06	2.56
- FO	97.67	6.11	98.19	4.83

d) Según el sexo

- Hombres: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $99,55 \pm 1,45$, la FPAP fue de $99,00 \pm 2,58$, la FDV fue de $99,45 \pm 1,87$ y la FO fue de $96,03 \pm 11,11$; pisadas derechas: la FFAP fue de $97,00 \pm 6,31$, la FPAP fue de $99,94 \pm 0,250$, la FDV fue de $98,52 \pm 5,39$ y la FO fue de $99,19 \pm 11,09$; valoración global: la FFAP fue de $98,32 \pm 3,62$, la FPAP fue de $99,52 \pm 1,26$, la FDV fue de $99,03 \pm 2,88$ y la FO fue de $97,61 \pm 6,23$.

- Mujeres: Pisadas izquierdas: la FFAP fue de $90,08 \pm 26,71$, la FPAP fue de $92,37 \pm 20,38$, la FDV fue de $99,29 \pm 2,67$ y la FO fue de $99,55 \pm 1,79$; pisadas derechas: la FFAP fue de $98,17 \pm 75,07$, la FPAP fue de $93,11 \pm 18,53$, la FDV fue de $99,28 \pm 8,25$ y la FO fue de $99,87 \pm 0,57$; valoración global: la FFAP fue de $90,12 \pm 24,53$, la FPAP fue de $92,75 \pm 17,86$, la FDV fue de $99,29 \pm 2,57$ y la FO fue de $99,71 \pm 1,11$.

Resultados

Tabla 79. Media y desviación típica de los parámetros cinéticos de la marcha en ambos sexos.

	Hombres		Mujeres	
	Media	DT	Media	DT
PISADAS IZQUIERDAS				
- FFAP	99.55	10.45	90.08	26.71
- FPAP	99.00	20.58	92.37	20.38
- FDV	99.45	10.87	99.29	2.67
- FO	96.03	11.11	99.55	1.79
PISADAS DERECHAS				
- FFAP	97.00	6.31	98.17	75.07
- FPAP	99.94	0.25	93.11	18.53
- FDV	98.52	5.39	99.28	8.25
- FO	99.19	11.09	99.87	0.57
VALORACIÓN GLOBAL				
- FFAP	98.32	3.62	90.12	24.53
- FPAP	99.52	1.26	92.75	17.86
- FDV	99.03	2.88	99.29	2.57
- FO	97.61	6.23	99.71	1.11

6.2.2. RESULTADOS COMPARATIVOS

a) Parámetros cinéticos - Grupos principales

Se compararon los valores de los parámetros cinéticos (expresados en porcentajes) obtenidos por los grupos principales a estudio. En la tabla 80 se muestra la significación estadística de las comparaciones.

Tabla 80. Comparación de los parámetros cinéticos de la marcha en los grupos principales de estudio (se señala en negrita cuando la $p < .05$).

	P. Izdas	P. Dchas	Val. global
FFAP	.336	.277	.759
FPAP	.049	.190	.073
FDV	.121	.613	.242
FO	.033	.219	.027

Resultados

b) Parámetros cinéticos - Cuadros clínicos

Se compararon los valores de los parámetros cinéticos (expresados en porcentajes) obtenidos por los subgrupos de diagnóstico clínico. En la tabla 81 se muestra la significación estadística de las comparaciones.

Tabla 81. Comparación de los parámetros cinéticos de la marcha en los subgrupos de diagnóstico clínico (se señala en negrita cuando la $p < .05$).

	P. Izdas	P. Dchas	Val. global
FFAP	.903	.163	.912
FPAP	.168	.514	.248
FDV	.387	.974	.712
FO	.029	.191	.060

c) Parámetros cinéticos - Estadios clínicos

Se compararon los valores de los parámetros cinéticos (expresados en porcentajes), según el estado de compensación vestibular. En la tabla 82 se muestra la significación estadística de las comparaciones.

Tabla 82. Comparación de los parámetros cinéticos de la marcha según el estado de compensación vestibular (se señala en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

	P. Izdas	P. Dchas	Val. global
FFAP	.084	.347	.135
FPAP	.076	<u>.002</u>	<u>.009</u>
FDV	.327	.564	.823
FO	.939	.342	.776

Resultados

d) Parámetros cinéticos - Test clínicos

Se estudió la correlación entre los distintos parámetros cinéticos de la marcha estudiados y los resultados obtenidos en los test clínicos, observándose múltiples correlaciones con significación estadística (tabla 83).

Tabla 83. Correlación entre los parámetros cinéticos de la marcha y los test clínicos (TAMD: tiempo de apoyo monopodal derecho; TAMI: tiempo de apoyo monopodal izquierdo; TUG: Timed Up and Go; TB: test de Berg; TE: Tinetti estático (subescala de equilibrio); TD: Tinetti dinámico (subescala de marcha); TT: puntuación total del test de Tinetti) (se señala en negra cuando $p < .05$ y en negra y subrayado cuando $p < .01$)

		TAMD	TAMI	TUG	TB	TE	TD	TT
FFAP pie Izq.	C. Pearson	.304	.314	-.437	.249	.174	.211	.201
	Signif	.002	.001	.000	.010	.076	.030	.039
FPAP pie Izq.	C. Pearson	.325	.301	-.437	.249	.164	.217	.196
	Signif	.001	.002	.000	.010	.094	.026	.045
FDV pie Izq.	C. Pearson	.014	.038	-.113	.014	.023	.086	.046
	Signif	.885	.703	.251	.888	.815	.382	.641
FO pie Izq.	C. Pearson	-.362	-.290	.428	-.328	-.297	-.278	-.316
	Signif	.000	.003	.000	.001	.002	.004	.001
FFAP pie Dcho.	C. Pearson	.117	.112	-.296	.174	-.014	.096	.022
	Signif	.238	.257	.002	.078	.891	.330	.824
FPAP pie Dcho.	C. Pearson	.319	.276	-.456	.182	.149	.232	.190
	Signif	.001	.005	.000	.064	.130	.018	.054
FDV pie Dcho.	C. Pearson	.349	.399	-.436	.238	.194	.356	.265
	Signif	.000	.000	.000	.015	.048	.000	.007
FO pie Dcho.	C. Pearson	-.239	-.203	.442	-.183	-.187	-.190	-.204
	Signif	.015	.039	.000	.062	.058	.053	.038

Resultados

e) Parámetros cinéticos - Caídas

Se estudió la correlación entre los parámetros cinéticos registrados y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía. El valor de las correlaciones y su significación estadística se muestran en la tabla 84.

Tabla 84. Correlación entre los parámetros cinéticos de la marcha y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando la $p < .01$).

	P. Izdas		P. Dchas		Val. global	
	C. Pearson	P	C. Pearson	P	C. Pearson	P
FFAP	-.086	.376	.119	.223	-.044	.651
FPAP	-.219	.023	-.074	.450	-.161	.099
FDV	-.320	<u>.001</u>	-.050	.613	-.167	.087
FO	.016	.868	.017	.864	.016	.867

f) Parámetros cinéticos - Caracteres antropométricos

Se estudió la correlación existente entre la valoración global de los parámetros cinéticos de la marcha y los caracteres antropométricos de los sujetos estudiados (tabla 85).

Tabla 85. Correlación entre los parámetros cinéticos de la marcha y los caracteres antropométricos de la muestra estudiada (se señala en negrita cuando la $p < .05$ y en negrita y subrayado cuando la $p < .01$)

	Talla		Peso		IMC	
	C.Pearson	P	C.Pearson	P	C.Pearson	P
FFAP	.170	.081	.073	.457	-.032	.741
FPAP	.256	<u>.008</u>	-.035	.724	-.227	.019
FDV	.134	.171	-.092	.348	-.198	.042
FO	-.319	<u>.001</u>	-.213	.129	.003	.977

Resultados

DISCUSIÓN

Discusión

El estudio del control postural puede realizarse mediante test clínicos o a través de una valoración instrumental. La ventaja de los primeros es que pueden evaluar a todos los pacientes, independientemente de la importancia de su trastorno postural. Pero al ser escalas semicuantitativas, son menos sensibles a los cambios, en comparación con el análisis instrumentado.

El estudio instrumentado mediante posturografía puede informar acerca de la alteración sensorial existente en los pacientes con trastornos del equilibrio, y por tanto, facilita un tratamiento rehabilitador más específico, encaminado a minimizar su disfunción y mejorar su capacidad funcional. Además, al cuantificar el control postural, permite su seguimiento clínico bajo distintas condiciones de distorsión o eliminación sensorial. Sin embargo, tiene algunos inconvenientes, como su elevado coste, la falta de estandarización, la dificultad en la interpretación de los resultados en sujetos con alteración de las funciones superiores, así como el desconocimiento del valor exacto de ciertos índices posturales; además, la posturografía clásica sólo estudia al paciente en posición de bipedestación, por lo que no aporta información sobre los aspectos dinámicos del control postural.

Para realizar un *screening* óptimo de las alteraciones del equilibrio se ha postulado la realización de un estudio estático en posición de bipedestación y tareas de equilibrio dinámico como la marcha ^(76, 78).

El predominio de la patología del equilibrio en las mujeres ha sido documentado en múltiples estudios. La incidencia de la enfermedad de Meniere ⁽²³⁹⁾ y del vértigo posicional ⁽¹⁸³⁾ es mayor en las mujeres que en los hombres. Un estudio estadístico sobre 1300 pacientes ⁽¹³⁶⁾ demostró un aumento de la incidencia de vértigo y mareo en las mujeres. Además, estas diferencias aumentan en edades más avanzadas ⁽¹¹⁷⁾. Salvinelli ⁽²⁰⁴⁾, en un estudio de revisión, detectó que muchos estudios muestran una prevalencia más alta de VPPB en las mujeres que en los hombres (Ratio 2/1) . En nuestra muestra también se observa un predominio de las mujeres sobre los hombres en el grupo de patológicos (43 mujeres y 17 hombres) y en los distintos subgrupos clínicos estudiados. Casualmente, la distribución por sexos del grupo de sujetos normales fue la misma que la del grupo de patológicos.

Discusión

El envejecimiento se asocia a cambios progresivos cuantitativos en el control postural, que son independientes de la presencia de enfermedades ⁽⁵¹⁾; por ello tiene especial importancia la inclusión de un grupo de sujetos sin patología vestibular con el que comparar a los pacientes estudiados.

La edad mínima de los sujetos estudiados fue de 65 años, constituyendo un criterio de inclusión acorde a los objetivos establecidos. La edad máxima se limitó a 80 años, para ser ajustada a la de los sujetos que componen la base de datos de normalidad del Instituto de Biomecánica de Valencia. La edad media y las características antropométricas estudiadas (peso, talla e índice de masa corporal) fueron muy similares en todos los grupos y subgrupos estudiados.

Norré estudió 3 grupos clásicos de patologías vestibulares: VPPB, enfermedad de Meniere y neuritis vestibular ⁽¹⁷⁴⁾ que son las tres entidades clínicas de diagnóstico más preciso. Nosotros utilizamos una clasificación semejante a la de Norré, en la que se definieron 4 grupos: uno formado por pacientes diagnosticados de VPPB; otro constituido por enfermos que habían sufrido una única crisis vestibular, tipo neuritis vestibular; un tercero compuesto por sujetos con crisis vestibulares de repetición, tipo Meniere; y un cuarto formado por pacientes con trastornos del equilibrio de origen centrales.

Se ha estimado que aproximadamente el 30% de sujetos mayores de 65 años sufren al menos una caída anual, y la mitad de éstos tienen varias ⁽²⁰⁸⁾. Se considera que la frecuencia de estos eventos en pacientes con enfermedad vestibular periférica unilateral es similar a la de la población general pero significativamente menor que en pacientes con déficit vestibular bilateral ⁽¹⁰²⁾. En la muestra estudiada, el número medio de caídas del grupo de sujetos normales durante el año anterior a la posturografía fue de 0,23 mientras que el conjunto de patológicos tuvo una media de 1,67 (7,26 veces superior que el grupo de normales). Esta gran diferencia fue debida sobre todo a que 2 pacientes referían haber tenido 20 caídas y otro contabilizó 10 eventos durante el tiempo registrado. El gran número de caídas de estos tres pacientes probablemente era aproximado, por la dificultad que les suponía recordar el número exacto de las mismas. El estudio comparativo documentó que los pacientes con enfermedades vestibulares sufrieron más caídas que los normales.

El número medio de caídas en los grupos de pacientes con CVR y VPPB fue mayor que en los subgrupos de CVU y pacientes con trastornos del equilibrio de origen central, porque los 3 sujetos que referían haber sufrido un gran número de caídas pertenecían a los dos primeros. Sin embargo, el estudio comparativo no mostró diferencias entre los distintos grupos. Similares resultados se obtuvieron en otros estudios ⁽²⁴⁵⁾, que no detectaron diferencias significativas en el número de caídas en los distintos diagnósticos de enfermedades vestibulares.

El número medio de caídas en el grupo de descompensados fue mayor que en el de compensados, atribuible en gran medida a que 2 pacientes descompensados relataban haber tenido 20 caídas durante el año previo a la posturografía. Sin embargo, el estudio comparativo no mostró diferencias en el número de caídas según el estado de compensación vestibular. Otros autores ⁽¹⁸¹⁾ han destacado que los fenómenos de compensación vestibular a lo largo de 3 meses tras lesión vestibular aguda se asociaron a un menor número de caídas, debido probablemente al desarrollo de estrategias sensorimotrices apropiadas y a una mejor resolución de los conflictos sensoriales.

1. TEST CLÍNICOS

Todos los sujetos estudiados realizaron los siguientes test clínicos: el tiempo de apoyo monopodal con ambos pies, el Timed Up and Go (TUG), el test de Tinetti y la escala de equilibrio o test de Berg.

El *tiempo de apoyo monopodal* (tiempo que un sujeto puede permanecer en bipedestación apoyado sobre un solo pie) se ha considerado un instrumento de *screening* y valoración del equilibrio en la población anciana ⁽¹⁰¹⁾ pues cuando es breve, expresa un equilibrio deficiente. Bohanon demostró que declina precozmente ⁽³⁶⁾, poniendo en evidencia una relación significativa entre el envejecimiento y esta medida funcional. Vellas y cols ⁽²³⁷⁾ en un estudio sobre 512 ancianos, señalaron que la edad superior a 71 años era un factor independiente relacionado con la anormalidad en el tiempo de apoyo monopodal.

Discusión

La debilidad del cuádriceps o una alteración ortopédica de la rodilla pueden explicar un tiempo anormalmente corto al realizar este test ^(110, 115), por lo que el tiempo de apoyo monopodal no es útil para conocer la contribución sensorial a la estabilidad postural en posición erecta ⁽¹¹⁰⁾. Ningún sujeto de nuestra muestra tenía alteraciones ortopédicas marcadas en sus rodillas ni debilidad cuádriceps significativa, porque todos ellos podían caminar con un *ratio* de marcha suficiente para realizar sus actividades cotidianas.

El estudio descriptivo de este test en la muestra estudiada detectó que los sujetos normales podían permanecer en apoyo monopodal con los ojos abiertos más tiempo que el conjunto de patológicos, los pacientes con patología vestibular periférica se mantenían en esta posición más tiempo que los afectados de patología central y los compensados permanecían en esta postura más tiempo que los descompensados. Sin embargo, el estudio comparativo entre los grupos principales, los distintos cuadros clínicos y según el estado de compensación vestibular, mostró que las diferencias encontradas no tenían significación estadística, por lo que este test clínico no pudo discriminar estos subgrupos en la población estudiada.

En todos los grupos y subgrupos estudiados, el tiempo de apoyo monopodal derecho fue algo mejor que el izquierdo, pudiendo expresar una mayor habilidad al realizar el test con el pie derecho. Aunque no ha sido valorado el porcentaje de sujetos diestros o zurdos, sabemos que en la población española existe predominio de la población diestra sobre la zurda.

La capacidad de este test para predecir caídas en el anciano ha sido muy discutida. Se ha sugerido que los pacientes que no pueden mantener la posición de apoyo monopodal durante 5 segundos tienen un riesgo de caída grave más elevado ⁽²³⁷⁾. Sin embargo, Vaillant y cols ⁽²³⁴⁾ en un estudio sobre mujeres ancianas no institucionalizadas, señalaron que este test no era capaz de predecir caídas. En el presente trabajo, aunque no se realizó un estudio de predicción de caídas, se observa una correlación negativa altamente significativa entre ambos tiempos de apoyo monopodal y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía, que expresa que a medida que aumenta el tiempo de apoyo monopodal, disminuyen las caídas, y viceversa.

Discusión

El estudio de correlación de los tiempos obtenidos en este test según la edad concuerda con los trabajos de Bohanon ⁽³⁶⁾ y Vellas ⁽²³⁷⁾ pues mostró una correlación negativa altamente significativa, indicando que a medida que envejece el sujeto, empeora su control postural en apoyo monopodal.

El test “*Timed Up and Go*” (TUG) ha sido correlacionado con la escala de equilibrio de Berg, la velocidad de marcha y con el índice de Barthel y es considerado práctico para valorar movilidad funcional en los ancianos, útil como *screening* de movilidad funcional, sensible a los cambios clínicos, rápido y fácil de realizar ⁽¹⁸⁷⁾. Ha sido ampliamente utilizado en estudios de predicción de caídas ^(211, 223, 241) y en patología vestibular ^(60, 194, 244), que es la población estudiada en nuestra muestra.

La altura del asiento ⁽²¹⁴⁾ y el tipo de ayuda técnica para la marcha utilizada (ninguna, muleta, andador con ruedas o sin ellas) ⁽²¹¹⁾ pueden influir en el tiempo requerido para la realización del test. En este estudio se utilizó una silla con el asiento a 46 cm de altura y los reposabrazos a 65 cm, muy similar a la que utilizó Podsiadlo en su estudio inicial ⁽¹⁸⁷⁾. Ningún sujeto precisó utilizar ayudas técnicas para la realización del test.

La influencia de la edad en los resultados de este test fue estudiada por Isles y cols, que observaron en mujeres un aumento gradual en el tiempo requerido para realizarlo a medida que aumentaba su edad ⁽¹¹⁴⁾. Bischoff ⁽²⁶⁾ ha sugerido que la población anciana sana entre 65 y 85 años debería realizar este test en menos de 12 segundos, y Newton ⁽¹⁶⁴⁾ obtuvo una media de 15 segundos en una población entre 60 y 95 años. Los resultados de este trabajo concuerdan con los autores mencionados, pues se detectó una correlación positiva significativa entre el tiempo que requiere el sujeto para realizar el test y la edad, que expresa que a medida que envejece el sujeto precisa mayor tiempo para realizar el test, es decir, va perdiendo movilidad funcional.

El estudio descriptivo de este test muestra que los sujetos normales lo realizaron en menor tiempo que los patológicos, los pacientes con enfermedad vestibular periférica emplearon menos tiempo que los afectados de trastorno central del equilibrio, y los compensados menos tiempo que los descompensados. No obstante, todos los grupos y

subgrupos estudiados, excepto el de pacientes con trastornos centrales, realizaron este test en menos de 12 segundos, tiempo límite de normalidad propuesto por Bischoff ⁽²⁶⁾.

Se ha atribuido a este test cierta capacidad de discriminación entre pacientes con distintos diagnósticos. Así, el TUG pudo distinguir entre sujetos sanos y pacientes con ACV crónico ⁽¹⁶⁵⁾ y con enfermedad de Parkinson ⁽⁴⁴⁾. En este estudio, fue capaz de diferenciar los sujetos normales del conjunto de patológicos, de los pacientes con trastornos de origen central y del subgrupo de CVU. No pudo distinguir los grupos de pacientes con enfermedades vestibulares periféricas entre sí, ni con el subgrupo de pacientes con trastornos centrales, por lo que su valor diagnóstico debe considerarse muy limitado.

El estudio comparativo del tiempo que emplearon los sujetos con enfermedad vestibular periférica para realizar este test, para discriminar el estado de compensación vestibular, sólo detectó diferencias con significación estadística entre los sujetos normales y los patológicos descompensados, pero no con los pacientes compensados. Estos resultados parecen lógicos si tenemos en cuenta que la falta de compensación vestibular puede dificultar los cambios posturales y los giros que se realizan en este test.

El valor predictivo de riesgo de caídas de este test todavía no ha sido establecido claramente ⁽²¹⁾. Algunos autores ^(211, 244) han señalado una alta sensibilidad y especificidad para detectar probabilidad de caídas en población anciana, pero otros ⁽²³⁴⁾ le asignan solamente un valor muy limitado o nulo en este sentido. Bergland y cols ⁽²⁵⁾ comprobaron que un mal resultado en este test era un factor de riesgo independiente de caídas en interiores.

Se han propuesto distintos puntos de corte para identificar sujetos con riesgo de caída: 13,5 ⁽²¹¹⁾, 15 ⁽²⁴¹⁾ y 23,7 segundos ⁽⁵⁶⁾. Rey-Martínez y cols ⁽¹⁹⁴⁾ observaron que una población de pacientes con vértigo periférico sin caídas con edad media de 52,6 años, realizaron el TUG en un tiempo medio de 10,8 segundos. En el presente estudio, cuyos pacientes tenían una edad media de 71,6 años, todos los grupos estudiados lo realizaron en tiempo menor de 12,5 segundos (media de 10.08 s los sujetos normales y 11.45 s el grupo de patológicos), independientemente de que hubieran tenido o no

Discusión

caídas. Sólo cinco sujetos precisaron más de 15 segundos para realizar el test, y tres de ellos referían haber tenido más de dos caídas durante el año anterior al estudio. Los otros dos no habían sufrido caídas. Sin embargo, ocho sujetos que realizaron el test en menos de 15 segundos, habían tenido más de dos caídas durante el año anterior al estudio.

El estudio comparativo entre el tiempo requerido para completar el test y el número de caídas mostró una correlación positiva altamente significativa, que expresa que éstas aumentan a medida que aumenta el tiempo de realización del test. Similares resultados obtuvo Bergland ⁽²⁵⁾ que consideró que un mal resultado en este test es un factor de riesgo de caídas en interiores.

En la muestra estudiada se detectó una correlación negativa con significación estadística entre el tiempo necesario para completar el test TUG y la estatura de los sujetos, que indica que los más altos requieren menos tiempo para realizarlo. Estos resultados parecen lógicos, porque al tratarse de una actividad que valora la marcha, las personas de mayor estatura caminan más rápido que las de menor talla, por la mayor longitud de sus piernas; por tanto, los valores de normalidad para cualquier segmento de edad deberían ser referidos a la talla de los sujetos.

No se detectaron diferencias en la realización de este test entre ambos sexos, aunque están muy próximas a la significación estadística, probablemente por la mayor estatura de los hombres respecto a las mujeres.

El *test de Tinetti* fue diseñado para estudiar el riesgo de caídas en población anciana ⁽²²⁶⁾ y posteriormente ha sido ampliamente utilizado para este fin ^(150, 191, 235) y en estudios de estabilidad postural ⁽³⁾, motivos por los que se decidió emplearlo en este estudio.

Allum y cols ⁽³⁾ utilizaron un conjunto de tareas muy similares a las del test de Tinetti para comparar tres grupos de sujetos: uno formado por ancianos sanos, otro con pacientes con déficit vestibular agudo y el tercero con patología cerebelosa crónica. Observaron que los pacientes con déficit vestibular periférico agudo tenían mayor balanceo del tronco que los que tenían patología cerebelosa crónica, y éstos a su vez

mayor que los sujetos sanos. A diferencia de este estudio, los sujetos normales de nuestra muestra obtuvieron mejor puntuación media en este test que el conjunto de patológicos, y los pacientes con enfermedades vestibulares periféricas consiguieron mejores puntuaciones que aquellos que sufrían un trastorno central del equilibrio. Esta diferencia respecto al trabajo de Allum podría deberse a que un subgrupo de los afectos de vestibulopatía periférica de nuestra serie no estaban en fase aguda y ya habían desarrollado fenómenos de compensación vestibular, mientras que los de la serie de Allum sufrían trastornos vestibulares de instauración reciente, y por tanto, no habían tenido tiempo de desarrollar mecanismos compensadores centrales.

La capacidad de este test para discriminar los diferentes cuadros clínicos en nuestro estudio fue limitada. Las dos subescalas del test (estática y dinámica) y la puntuación global del mismo fueron capaces de diferenciar los sujetos normales (mejor puntuación) del conjunto de patológicos y de los pacientes con trastornos centrales (peor puntuación). Estos resultados parecen lógicos si tenemos en cuenta que los sujetos normales *a priori* tenían mejor control postural que los patológicos. Sin embargo, ninguna de las subescalas ni la valoración global del test pudieron discriminar los diferentes grupos de vestibulopatía periférica entre sí.

Los pacientes con enfermedad vestibular periférica compensada obtuvieron mejor puntuación media en este test que los pacientes descompensados. El análisis comparativo de los resultados demostró que la subescala de marcha fue capaz de discriminar los sujetos normales de los pacientes con trastornos vestibulares periféricos y de los patológicos descompensados, pero no pudo diferenciar los patológicos compensados de los descompensados ni los normales del subgrupo de patológicos compensados. Las subescalas de equilibrio y la puntuación total del test no pudieron distinguir a los pacientes según su estado de compensación vestibular. Estos resultados podrían sugerir que la falta de compensación vestibular en la muestra estudiada afectaba más a la capacidad de marcha que al control postural en bipedestación.

La subescala de equilibrio de Tinetti ha sido considerada una buena herramienta de *screening* de riesgo de caídas en ancianos ^(191, 223) con una correlación entre la puntuación del test y el número de caídas anuales. Baloh ⁽¹⁴⁾ observó una correlación significativa entre la disminución en la puntuación del test de Tinetti y el aumento en el

número de caídas, en un estudio de seguimiento durante 8 años. En el mismo sentido, Camicioli y cols⁽⁵¹⁾ demostraron que el envejecimiento se asociaba a la aparición de cambios cuantitativos posturográficos, y que éstos se relacionaban con medidas funcionales del equilibrio como el test de Tinetti. No obstante, resulta difícil establecer un punto de corte para diferenciar un resultado normal de otro patológico en este test debido a las múltiples versiones en uso del mismo.

Boulgarides y cols comprobaron que un conjunto de test clínicos (test de Berg, TUG, Dynamic Gait Index y test de Tinetti) junto con factores demográficos no fueron capaces de predecir caídas en una población anciana activa e independiente, lo que refuerza la idea de que el riesgo de caída depende de la interacción de múltiples factores y es particularmente difícil predecirlo en ancianos independientes con niveles de actividad diferentes⁽⁴⁰⁾. En el mismo sentido, Laughton y cols⁽¹³⁰⁾ no encontraron diferencias en las puntuaciones obtenidas en el test de Tinetti entre ancianos con caídas y sin ellas, sugiriendo que otros factores como el nivel de actividad o las actividades de riesgo pueden jugar un papel en la incidencia de caídas.

Sin embargo, en nuestra serie se demostró una correlación negativa entre las puntuaciones obtenidas en ambas escalas y su puntuación global, y el número de caídas, que indica que los pacientes que obtienen peores resultados en este test sufren mayor número de estos eventos. Estos resultados son similares a los de Kerber y cols⁽¹²⁵⁾, que también encontraron una correlación similar.

No se han detectado diferencias en ninguna de las subescalas del test entre ambos sexos, ni correlación con la talla ni el peso de los sujetos estudiados, expresando que el sexo y los parámetros antropométricos estudiados no influyeron en sus resultados. Sin embargo, la subescala dinámica (marcha) del test y la puntuación global del mismo empeoraron significativamente en relación con la edad, expresando que el envejecimiento empeora la capacidad para realizar tareas que requieren un equilibrio dinámico.

La *escala de equilibrio de Berg* ha sido ampliamente utilizada, sobre todo en ancianos y en patologías neurológicas como el ACV⁽²³⁾, fractura de cadera y en

Discusión

enfermedades vestibulares ^(9, 243) . Ha demostrado ser un buen predictor de caídas en ancianos ⁽²¹⁰⁾ .

Newton ⁽¹⁶⁴⁾ obtuvo una moda de 53 (sobre el máximo de 56) en una población anciana de 60 a 95 años, y Newstead ⁽¹⁶³⁾ detectó puntuaciones muy altas en pacientes con traumatismos craneo-encefálicos, sugiriendo la existencia de un efecto techo en esta escala.

Ha sido considerada una buena medida de función en la enfermedad de Parkinson, con correlación con el TUG ⁽⁴⁷⁾ , la velocidad de marcha ⁽⁴⁷⁾ y el tiempo de apoyo monopodal ⁽⁸⁵⁾ .

Berg y cols detectaron una correlación de esta escala con el balanceo postural espontáneo, la subescala de equilibrio de Tinetti y con el TUG y la consideraron la medida más eficiente para discriminar entre sujetos según el tipo de ayuda técnica que utilicen (ninguna ayuda, andador o muleta) ⁽²⁴⁾ .

En la muestra estudiada, los sujetos normales obtuvieron mejor puntuación media que el conjunto de patológicos, y los pacientes con enfermedades vestibulares periféricas consiguieron mejores puntuaciones que los que sufrían un trastorno central del equilibrio. El análisis comparativo entre los distintos cuadros clínicos, mostró que esta escala fue capaz de diferenciar la población normal de la patológica y del subgrupo de pacientes con trastornos centrales, así como cada uno de los grupos con enfermedad vestibular periférica del grupo de pacientes con trastorno del equilibrio de origen central. Sin embargo, no pudo distinguir entre los sujetos con distintos diagnósticos de vestibulopatía periférica. Estos resultados son similares a los de otros trabajos que con este test pudieron discriminar entre población sana y patológica ⁽⁴⁴⁾ y otros que no pudieron diferenciar los distintos tipos de enfermedades vestibulares periféricas entre sí ⁽²⁴²⁾ .

Los pacientes compensados consiguieron una puntuación media en este test más alta que el grupo de descompensados. El análisis comparativo de las puntuaciones obtenidas según el estado de compensación vestibular, detectó que pudo discriminar los sujetos normales de los patológicos descompensados, pero no de los compensados ni

tampoco los sujetos compensados de aquellos que no lo estaban. Estos resultados son lógicos teniendo en cuenta que los pacientes descompensados tienen *a priori* peor control postural que aquellos en los que ya se han desarrollado mecanismos de compensación central.

La escala o test de Berg ha sido considerada más potente que la subescala de equilibrio de Tinetti y el TUG para discriminar los sujetos con historia de caídas y sin ellas ⁽⁵⁶⁾. Lajoie y cols ⁽¹²⁹⁾ en un estudio de predicción de caídas, observaron que los pacientes que no habían sufrido ninguna obtenían mejores puntuaciones que los que sí habían caído. Nuestros resultados concuerdan con los trabajos mencionados, pues detectaron una correlación negativa con alta significación estadística entre la puntuación obtenida en este test y el número de caídas. Sin embargo, Boulgarides ⁽⁴⁰⁾, en un estudio de predicción de caídas en ancianos de 65 a 90 años con seguimiento clínico de un año, concluyó que esta escala no fue útil para predecirlas.

Bogle y cols ⁽³⁵⁾ establecieron un punto de corte como predictor de caídas de 45 sobre un máximo de 56, aunque puntuaciones más bajas no predijeron un aumento en su frecuencia. Concluyó su estudio señalando que los resultados deben ser valorados con cautela porque la historia de caídas solamente puede ser referida por el paciente, que puede no tener objetividad o minimizar el problema. Años más tarde, Riddle ⁽¹⁹⁷⁾ calculó para este test una sensibilidad del 64% y una especificidad del 90% como predictor de caídas, considerándolo excelente para identificar sujetos sin riesgo de caída, aunque poco sensible e inadecuado para identificar sujetos con riesgo de caídas.

La comparación de las puntuaciones obtenidas en este test en ambos sexos mostró diferencias significativas, expresando que los hombres obtuvieron mejores puntuaciones que las mujeres. Asimismo, la edad tuvo una correlación negativa con la puntuación en esta escala, que informa del efecto del envejecimiento en el deterioro de la función de equilibrio.

2. SISTEMA DE POSTUROGRAFÍA

El uso de plataformas dinamométricas representa un método útil y cómodo para estudiar y cuantificar la estabilidad postural en bipedestación en pacientes con

trastornos del equilibrio. Habitualmente registran múltiples parámetros biomecánicos que pueden compararse en exploraciones posteriores, para conocer la evolución de la capacidad funcional de los pacientes. Sin embargo, la gran variabilidad en las condiciones de estudio de los sujetos ha dificultado la interpretación y la comparación de resultados con los obtenidos por otros autores ⁽¹⁶¹⁾.

Con el fin de poder comparar los resultados obtenidos mediante diferentes sistemas de posturografía, se propusieron un conjunto de recomendaciones relativas a la disposición de la sala de exploración, colocación del sujeto, tiempos de registro, representación de resultados, escalas de medida, etc. ^(5, 97, 120).

La posturografía se basa en la idea de que las oscilaciones del centro de gravedad del sujeto son reflejo de su estabilidad postural. Pero como es un punto virtual, no pueden ser medidas sus oscilaciones. Por ello, se ha propuesto la medida de otros parámetros :

- las oscilaciones del centro de presiones en el suelo mediante plataformas de fuerzas ⁽¹²⁰⁾, que son un fiel reflejo de las del centro de gravedad cuando el sujeto se mueve lentamente.

- las oscilaciones de un marcador localizado en una marca anatómica del tronco, mediante un sistema videográfico u optoelectrónico de análisis del movimiento ⁽³⁾.

A pesar de los avances tecnológicos, la posturografía todavía tiene una serie de problemas que limitan su uso o su interpretación: la gran variabilidad interindividual existente en la población normal ⁽³³⁾, la limitada reproductibilidad ⁽⁹⁰⁾, 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 ⁽¹⁹³⁾, la ausencia de normas universales en la realización de la posturografía y la interpretación de sus resultados ⁽⁹⁰⁾ así como la ansiedad del paciente cuando debe permanecer quieto o realizar actividades posturales ^(53, 151).

El *tiempo de exploración* de cada registro de la posturografía debe ser lo suficientemente largo para eliminar una primera parte distorsionada por fenómenos transitorios, pero sin llegar a producir fatiga ^(55, 200). Se han empleado diferentes tiempos

de cada registro posturográfico. Así, Nashner empleaba 20 segundos en su sistema de posturografía dinámica ⁽¹⁵⁹⁾, Asai ⁽⁷⁾ y Shumway-Cook ⁽²¹²⁾ hacían registros de 30 segundos, Norré ⁽¹⁶⁷⁾ y Freitas ⁽⁸⁶⁾ emplearon 60 segundos y otros autores un tiempo todavía superior. Ojala y cols ⁽¹⁷⁶⁾ 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. Carpenter y cols ⁽⁵⁴⁾ 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 estudio se hicieron registros de 30 segundos, tiempo considerado suficiente para que no influyan las posibles referencias visuales retenidas ni la fatiga del paciente.

No existen estándares universalmente aceptados acerca del *número de intentos*. Doyle sugiere que para conseguir un nivel aceptable de fiabilidad se requieren al menos 5 ensayos ⁽⁷²⁾. En nuestro estudio solicitamos al paciente que realizara 3 registros y descartábamos aquél cuyos resultados diferían más de los otros dos. Un mayor número de registros podría alterar la valoración funcional, por un efecto aprendizaje.

La *frecuencia de muestreo* o número de muestras registradas en cada segundo debería ser tal que informara lo más fielmente posible del comportamiento del centro de presiones durante el tiempo de registro. En general, 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 variado mucho: 5 Hz por Gagey ⁽⁸⁸⁾, 10 Hz por Kantner ⁽¹¹⁹⁾, 33 Hz por Enbom ⁽⁷⁷⁾ y 150 Hz por Katsarkas ⁽¹²¹⁾. 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 en cada registro, que fue considerado suficiente para conocer el control postural del sujeto estudiado.

La *colocación de los pies* del sujeto estudiado tiene un 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 juntos es la más inestable, por lo que diferentes autores propusieron otras posiciones distintas para mejorar la estabilidad postural. Kapteyn y cols ⁽¹²⁰⁾ sugirieron que los pies debían estar descalzos para evitar la

influencia de diferentes tipos de calzado, y los talones juntos y las puntas divergentes en un ángulo de 30°. Uimonen ⁽²³³⁾ estudió diferentes posiciones de los pies, concluyendo que el ángulo de divergencia de las puntas no es crucial, siempre que tengan los talones juntos. Goldie ⁽⁹⁵⁾ 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 ⁽¹²⁰⁾, con las que se elaboró la base de datos de normalidad del sistema de posturografía empleado ⁽¹⁹⁾.

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 su normal disposición (posición media de flexoextensión para mantener la lordosis cervical fisiológica, sin rotación ni inclinación cervicales) podría alterar los resultados de la exploración. Jackson y cols comprobaron que la hiperextensión de la cabeza aumentaba la inestabilidad de los sujetos normales ⁽¹¹⁶⁾, probablemente porque modifica el sistema propioceptivo nual ^(37, 116), los conductos semicirculares, los órganos otolíticos y la visión, produciendo un aumento de la confianza en la propiocepción. Buckley ⁽⁴⁹⁾ señaló que el aumento de la inestabilidad postural en bipedestación con la cabeza inclinada puede ser debida en parte a perturbaciones mecánicas más que a una alteración vestibular aislada. Además, la rotación y la inclinación cervicales modificarían la orientación de los conductos semicirculares. Fox y Paige comprobaron que la lateralización de la cabeza no afectó la estabilidad postural de los sujetos normales, pero sí la estabilidad en el plano anteroposterior en pacientes con patología vestibular unilateral ⁽⁸⁴⁾. La inclinación de la cabeza produjo una respuesta desigual en sujetos normales y en pacientes con patología vestibular periférica unilateral ⁽¹⁵⁾. Como las posiciones de la cabeza pueden influir en diferentes estructuras anatómicas del sistema vestibular, en los propioceptores nucales e incluso en la información visual, en este trabajo se utilizó una posición de flexoextensión media (lordosis fisiológica), sin rotación ni inclinación cefálicas, mirando una superficie negra situada a una distancia de aproximadamente 2.5 metros de distancia, que ocupaba todo el campo visual del sujeto, con objeto de eliminar cualquier referencia visual retenida por éste.

Para conocer la contribución sensorial para el mantenimiento del equilibrio, se ha propuesto dificultar la bipedestación alterando selectivamente la información visual y/o reduciendo la información propioceptiva ^(69, 149, 158). Los procedimientos de

Discusión

distorsión o eliminación de las entradas sensoriales empleados en la posturografía han sido muy variados.

La distorsión de la información propioceptiva se ha realizado de diferentes maneras:

- Black y Nashner diseñaron el Test de Organización Sensorial de la posturografía dinámica ⁽²⁷⁾, 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 ⁽²²¹⁾ utilizaron la vibración de la musculatura cervical para estudiar la importancia de la información somatosensorial para sustituir una información vestibular ausente.

- El-Kahky y cols emplearon otros procedimientos de distorsión propioceptiva como la vibración del tendón de Aquiles y el enfriamiento de las plantas de los pies ⁽⁷⁵⁾.

- Shumway-Cook y Horak ⁽²¹²⁾ y Allum ⁽³⁾ utilizaron un colchón de gomaespuma. Girardi y cols ⁽⁹²⁾ prefirieron también esta forma de distorsión porque puede simular mejor las condiciones somatosensoriales que pueden encontrarse en la vida diaria (alfombras, césped, camino con grava, ciertos calzados, etc.).

También se han empleado varias formas para anular o distorsionar la información visual:

- Norré ⁽¹⁷⁴⁾ y otros ⁽⁷⁵⁾, hacían cerrar los ojos para anular la información visual observando que si ésta se eliminaba por completo, se producía más impacto en el control postural que cuando el sujeto disponía de una “visión referenciada” propuesta por Nashner.

Discusión

- Black y Nashner, incluyeron en su sistema de posturografía dinámica un entorno visual móvil rodeando al sujeto, que se mueve de manera acoplada a las oscilaciones de éste (visión referenciada) ⁽³²⁾.

- Shumway-Cook y Horak utilizaron una jaula de conflicto sensorial ⁽²¹²⁾.

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. La información visual fue eliminada mediante la utilización de un antifaz en las condiciones de ROC y RGC.

Las características de la gomaespuma empleada tienen importancia, especialmente el grosor y la densidad del material. Allum y cols ⁽³⁾ 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, con el que se había elaborado la base de datos de normalidad del Instituto de Biomecánica de Valencia ⁽¹⁹⁾.

Norré ⁽¹⁷⁴⁾ y Allum ⁽³⁾ realizaron 4 pruebas en las que alteraban secuencialmente las informaciones visual y propioceptiva. En este trabajo se siguió un método similar, estudiando los siguientes parámetros:

- La *superficie de oscilación o área barrida* por el centro de presiones durante el tiempo de la exploración. Fue estudiado inicialmente por Black y Wall ⁽³⁰⁾, y Norré ^(168, 172) y en la actualidad por la mayoría de los autores.

- La *velocidad de desplazamiento* del centro de presiones. Este parámetro fue estudiado por Norré ⁽¹⁷⁴⁾, Black y Wall ⁽³⁰⁾ y otros ^(1, 38, 91, 174) y en la actualidad por la mayoría de los autores.

- Las *dispersiones anteroposterior y mediolateral del desplazamiento del centro de presiones*, que fueron empleadas por Ojala ⁽¹⁷⁶⁾ y Kantner ⁽¹¹⁹⁾.

Discusión

- Las *amplitudes mediolateral y anteroposterior máximas del desplazamiento del centro de presiones*, utilizadas por De Wit ⁽⁶⁵⁾ y Ring ⁽¹⁹⁸⁾, Uimonen ⁽²³²⁾ y Alexander ⁽²⁾.

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

- La *distancia recorrida por el centro de presiones*. Fue estudiada por Norré ⁽¹⁶⁹⁾ y otros investigadores ^(61, 119, 198). Esta distancia es proporcional a la velocidad de desplazamiento del centro de presiones cuando no se modifica el tiempo de registro ⁽¹³⁾ 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 ⁽¹²⁰⁾, Boniver ⁽³⁸⁾, Kantner ⁽¹¹⁹⁾, e informa de la tendencia del desplazamiento del sujeto, pero no de la magnitud de las oscilaciones.

3. RESULTADOS DE LA POSTUROGRAFÍA ESTÁTICA

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 imposible la comparación de sus resultados numéricos.

La influencia del *sexo* de los sujetos sobre su control postural en bipedestación difiere según distintos investigadores. Numerosos estudios ^(31, 33, 61, 217, 233) no encontraron diferencias en los resultados posturográficos entre ambos sexos. Sin embargo, Overstall ⁽¹⁷⁹⁾ observó mayores oscilaciones en las mujeres, mientras que Ojala ⁽¹⁷⁶⁾ detectó peor control postural en los hombres. Wolfson ⁽²⁴⁸⁾ 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). El estudio descriptivo de nuestra serie muestra que las mujeres oscilaron menos que los hombres en las distintas condiciones de la posturografía. Sin embargo, el estudio comparativo solamente halló diferencias en la velocidad media del centro de presiones en las condiciones de ROC, RGA y RGC, pero no en la de ROA que es la más fisiológica. También se detectaron diferencias en el desplazamiento anteroposterior máximo en la condición de RGC aunque la interpretación de este dato es difícil porque sólo pudieron finalizarla 68 sujetos del total de 120 estudiados. En el resto de parámetros no se observaron diferencias significativas, por lo que los resultados obtenidos concuerdan más con el grupo de autores que señalan que el sexo no influye de manera significativa en las oscilaciones posturales en bipedestación.

Se sabe que la *estatura* tiene una débil o nula correlación con la oscilación postural ⁽⁷⁹⁾. A pesar de ello, el sistema NedSVE, empleado en nuestro estudio, normaliza los valores obtenidos según la talla de los sujetos debido a que el centro de presiones es la proyección vertical sobre la base de soporte del centro de gravedad, el cual depende de la estatura. El estudio de correlación practicado no detectó diferencias en las condiciones que pudieron finalizar la mayoría de sujetos estudiados (ROA, ROC y RGA), y sólo las detectó en la condición de RGC. Por tanto, la estatura de los sujetos estudiados parece haber influido poco en sus oscilaciones posturales.

Se considera que el *peso* también influye muy escasamente en las oscilaciones posturales ⁽⁷⁹⁾. En nuestro trabajo no se ha estudiado este parámetro, sino el índice de masa corporal. Todos los parámetros de la posturografía estática estudiados tuvieron correlación negativa con significación estadística con el IMC en la condición de RGC, expresando que a medida que aumenta el IMC, la gomaespuma distorsiona menos la información propioceptiva, por lo que para que su alteración fuera similar, habría que utilizar diferentes gomaespumas según el IMC de los sujetos. En la prueba de RGA no se observa esta correlación probablemente porque los sujetos más delgados pueden compensar mediante la información visual.

El efecto de la *edad* sobre la estabilidad postural en bipedestación ha sido estudiado por múltiples autores. Numerosos estudios ^(2, 13, 61, 198) han documentado mayores oscilaciones posturales en sujetos de mayor edad en comparación con los más

jóvenes, especialmente cuando se alteran las entradas somatosensorial y visual (en las pruebas con gomaespuma y ojos cerrados) ⁽²⁴⁰⁾. Colledge y cols ⁽⁶¹⁾ en un estudio de posturografía estática, observaron que el balanceo postural de los sujetos sanos 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 ⁽¹³⁾ detectó que la velocidad de desplazamiento del centro de presiones era mayor en los ancianos respecto a los más jóvenes. En nuestra muestra se obtuvo una correlación positiva con significación estadística entre los parámetros mediolaterales (dispersión y desplazamiento máximo) y la edad en la condición de RGA, que expresa que el control postural mediolateral es el que más se deterioró, especialmente cuando se distorsionaba la información propioceptiva. Es posible que no se hayan detectado más correlaciones porque la edad de la muestra se restringió desde 65 a 80 años. En las pruebas más fáciles (ROA y ROC) la información sensorial de que disponían los sujetos estudiados probablemente fue suficiente para que no se manifestara el deterioro del control postural estático relacionado con el envejecimiento.

Norré ⁽¹⁷⁵⁾ señaló que la contribución sensorial de la vista y la propiocepción era fundamentalmente positiva, de forma que cuando se restringían la información visual y/o la propioceptiva, empeoraba el control postural. En nuestro estudio se observa que los diferentes grupos y subgrupos estudiados (grupos principales, subgrupos de diagnóstico clínico, y subgrupos según el estado de compensación vestibular) tuvieron menor balanceo en la prueba de ROA, algo mayor en la de ROC, mayor todavía en la de RGA y las mayores oscilaciones se registraron en la condición de RGC. Este aumento de sus oscilaciones quedó reflejado en todos los parámetros recogidos, en las distintas condiciones de la posturografía, corroborando lo señalado por Norré. Asimismo, expresan que el grado de dificultad fue progresivo, siendo más fácil la condición de ROA, en segundo lugar la de ROC, en tercer lugar la de RGA, y la más difícil la de RGC.

Los sujetos normales tuvieron menores oscilaciones que los patológicos, quedando reflejado en los distintos parámetros de la posturografía estática estudiados y en las diferentes condiciones, excepto en la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones en las pruebas de ROA, ROC y RGA.

La interpretación de la prueba de RGC en que se alteran simultáneamente las informaciones visual y propioceptiva es diferente, por la dificultad que entraña su realización. Lázaro y cols ⁽¹³¹⁾ detectaron que un 44,9 % de los ancianos con antecedentes de caídas y un 18,4% de los que no tenían este antecedente, precisaron apoyarse en el arnés de seguridad y no la pudieron finalizar. Allum y cols ⁽³⁾ en un estudio de pacientes con déficit vestibular unilateral, comprobaron también que la mayoría cayeron cuando se alteraban ambas entradas sensoriales. Los resultados del presente trabajo ofrecen resultados similares pues sólo pudieron finalizar la condición de RGC sin apoyarse en el arnés de seguridad 46 sujetos normales y 22 patológicos (sobre un total de 60 en cada grupo), por lo que parece tener menos valor para discriminar ambos grupos en el segmento de edad estudiado. Estos resultados fueron debidos probablemente a la gran dificultad que les suponía mantener el equilibrio al anular la información visual y distorsionar la somatosensorial, incluso a los sujetos sin trastornos vestibulares. Es posible que en edades más jóvenes, en que el deterioro asociado al envejecimiento es menor, esta condición tenga mayor interés para distinguir los sujetos normales de los patológicos.

Lacour y cols ⁽¹²⁷⁾ señalaron que la contribución de las entradas sensoriales al control postural difieren considerablemente entre sujetos, pudiendo deberse a diferencias en la función vestibular relacionadas con la patología específica, pero también a diferencias en el aprendizaje motor en relación con los requerimientos de la vida diaria. Este aspecto limita la discriminación mediante medidas de control postural entre sujetos sanos y con patología vestibular, y también la localización de los déficits en los tres subsistemas sensoriales.

Se ha considerado que la utilidad de la posturografía para el diagnóstico de las enfermedades vestibulares es limitada o nula ^(78, 87). Dimitri ⁽⁷⁰⁾ no encontró diferencias en los resultados posturográficos que permitieran distinguir los pacientes con migraña vestibular de los afectos de enfermedad de Meniere. Norré ⁽¹⁷³⁾, al no encontrar modelos o resultados posturográficos típicos en pacientes con VPPB, concluyó que el tipo de enfermedad vestibular no puede ser diagnosticada mediante posturografía. También detectó que el 25% de los sujetos con enfermedad de Parkinson tuvieron resultados normales en la posturografía ⁽¹⁷⁴⁾. Morrison ⁽¹⁵²⁾ no encontró diferencias significativas

entre sujetos normales y afectados de Meniere. Además, se ha señalado que la sensibilidad del Test de Organización Sensorial de la posturografía dinámica en enfermos con enfermedad vestibular periférica fue solo del 40% ⁽⁶⁸⁾.

Se ha observado que todos los parámetros estudiados excepto la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones pudieron discriminar los sujetos normales del conjunto de patológicos en la condición de RGA. Los parámetros que valoran oscilaciones mediolaterales son los que mejor diferenciaron los sujetos normales de los pacientes, coincidiendo con Quinzá ⁽¹⁸⁹⁾. Sin embargo, no pudieron distinguir los diferentes grupos de diagnóstico entre sí, por lo que consideramos que su valor diagnóstico es muy escaso, coincidiendo con los autores anteriormente citados. Además, la dispersión mediolateral distinguió el grupo de CVU del grupo de VPPB en la prueba de ROC y el desplazamiento mediolateral máximo discriminó los pacientes con CVR del grupo de VPPB en las pruebas de ROA y RGC (aunque sabemos que esta última tiene escaso valor porque una gran parte de la muestra no la pudo finalizar).

Llama la atención que la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones tuvo un comportamiento diferente del resto de los parámetros estudiados, pues en las pruebas de ROA, ROC y RGC fue menor en los patológicos que en los sujetos normales. Por tanto, es posible que tenga un significado diferente del resto de parámetros. Se trata de un hallazgo de difícil explicación, pues la mayor velocidad de desplazamiento del centro de presiones se ha relacionado con una mayor oscilación ^(30, 174). Sin embargo, es posible que el centro de presiones se haya movido en los patológicos a menor velocidad, pero en un área de oscilación mayor. Estos resultados difieren de los de Raymakers y cols ⁽¹⁹²⁾ quienes, comparando diferentes parámetros de la posturografía estática, concluyeron que es el que más informa en la mayoría de las ocasiones.

Múltiples estudios con posturografía han intentado conocer la influencia de los mecanismos de compensación vestibular sobre el control postural en bipedestación. Así, Norré ⁽¹⁷⁵⁾ observó que en algunos pacientes con enfermedades vestibulares, la posturografía mostraba resultados normales, indicando la posible influencia de un mecanismo de compensación central. Para estudiar el efecto de la pérdida vestibular

Discusión

sobre la estabilidad postural, Black y cols ⁽³⁰⁾ observaron en un grupo de pacientes sometidos a extirpación del nervio vestibular o laberintectomía, que durante el postoperatorio inmediato todos tuvieron marcadas anormalidades del control postural, pero el 75% llegó a recuperar con el tiempo el control postural normal. Soto y cols ⁽²¹⁹⁾ hicieron posturografía dinámica computerizada a pacientes con enfermedad de Meniere, observando que su puntuación mostraba variaciones significativas según el tiempo transcurrido desde el último ataque. Allum y cols ⁽³⁾ observaron menores oscilaciones del tronco en pacientes con déficit vestibular crónico que en aquellos con lesiones más recientes. Mbongo y cols ⁽¹⁴³⁾ detectaron que los pacientes con lesión vestibular unilateral tenían un aumento de las oscilaciones mediolaterales y anteroposteriores hasta el primer año de la lesión, y mejoraban en exploraciones posteriores. Barin ⁽¹⁵⁾ observó que pacientes parcialmente compensados a menudo no mostraban alteraciones en la posturografía, señalando que la detección e identificación de la compensación vestibular debería realizarse mediante técnicas convencionales (historia clínica, examen físico, audiometría y electronistagmografía). El-Kahky y cols ⁽⁷⁵⁾ señalaron que las alteraciones mayores en el control del equilibrio reveladas por estabilometría o posturografía dinámica computerizada sólo están presentes tras el inicio de pérdida de la función vestibular o ataque de vértigo, y tienden a normalizarse en varias semanas tras el inicio, gracias a mecanismos de compensación central.

El estudio descriptivo de la muestra estudiada detectó que los sujetos descompensados tenían mayores oscilaciones que el grupo de compensados en todos los parámetros estudiados, en las 4 pruebas Romberg. El estudio comparativo mostró que todos los parámetros con excepción de la velocidad media, pudieron distinguir los sujetos normales de los patológicos descompensados en la condición de RGA. Sin embargo, ninguno de estos parámetros pudo diferenciar el grupo de sujetos normales de los patológicos compensados, en la misma prueba. La dispersión mediolateral y el desplazamiento mediolateral máximo también diferenciaron los sujetos normales de los descompensados en la prueba de ROA. Por tanto, parece que la prueba de mayor valor para diferenciar el estado de compensación vestibular es la de RGA, y los parámetros que más informan son los que valoran la oscilaciones mediolaterales. Estos resultados refuerzan las observaciones de Mbongo y cols ⁽¹⁴³⁾ que constataron que los pacientes con déficit vestibular unilateral tuvieron mayor oscilación mediolateral que anteroposterior.

La relación entre los resultados de la posturografía estática con diferentes test clínicos específicos de equilibrio ha sido estudiada por diferentes autores, con el fin de conocer el valor clínico de esta prueba. Así, Lichtenstein y cols ⁽¹³⁴⁾ observaron que el área de balanceo en la posturografía estática se correlacionaba con la subescala de marcha del test de Tinetti; sin embargo, la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones no lo hizo. Corriveau y cols ⁽⁶²⁾ hicieron posturografías en pacientes con accidentes vasculares cerebrales empleando un parámetro que denominaron COP-COM, que representa la distancia entre el centro de presiones y el centro de masas o de gravedad, y observaron que existía una correlación negativa significativa entre este parámetro y la escala de equilibrio de Berg, el test de Tinetti y el test Timed Up and Go.

Del estudio comparativo entre los parámetros de la posturografía estática y los test clínicos empleados en este trabajo, merece la pena destacar los siguientes aspectos:

- Ninguno de los parámetros estudiados de la posturografía estática en la condición de RGC tuvo correlación con significación estadística con ninguno de los test clínicos, sugiriendo que esta condición no reflejó el estado funcional del equilibrio en la población estudiada.

- La velocidad media de desplazamiento del centro de presiones tuvo un comportamiento diferente del resto de los parámetros estudiados, al compararse con los test clínicos, por lo que podría tener un significado clínico distinto del resto.

- El test clínico peor relacionado con los parámetros posturográficos fue la subescala dinámica o de marcha del test de Tinetti, lo que parece lógico si tenemos en cuenta que la posturografía valora al sujeto en posición de bipedestación y esta subescala valora diferentes aspectos de la marcha. Sin embargo, el TUG se correlacionó con todos los parámetros de la posturografía excepto con la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones en la prueba de RGA, aspecto que resulta difícil de explicar porque este test valora aspectos dinámicos del control postural como son los cambios posturales, la marcha y los giros.

Discusión

- Todos los parámetros de la posturografía estática, con excepción de la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones, tuvieron correlación con significación estadística con la escala de equilibrio de Berg en las condiciones de ROA, ROC y RGA, por lo que estas pruebas parecen más adecuadas que la de RGC para reflejar el estado clínico del equilibrio en el segmento de edad estudiado.

- Existen múltiples correlaciones entre los parámetros de la posturografía (excepto la velocidad media de desplazamiento del centro de presiones) y los test clínicos en la condición de RGA, que puede indicar que esta prueba es la que mejor reflejó la situación clínica funcional de la muestra estudiada.

El aumento de las oscilaciones posturales en los sujetos ancianos se ha relacionado con su mayor predisposición a sufrir caídas. Sin embargo, la etiología de las caídas suele ser multifactorial: cambios degenerativos en el sistema vestibular periférico ⁽²⁰²⁾, alteración del umbral propioceptivo, disminución de la agudeza visual ⁽⁹³⁾, involución del sistema muscular, insuficiencia circulatoria (hipotensión ortostática), problemas cardiovasculares, así como el deterioro de la integración central o de la respuesta muscular efectora ⁽²⁴⁹⁾. Existe controversia acerca de la existencia de un mecanismo predominante que conduce al desequilibrio o si éste se debe a un efecto sumativo de la edad sobre varios sistemas ⁽⁶¹⁾.

Piirtola y cols ⁽¹⁸⁶⁾ en un estudio de revisión para conocer la relación entre los hallazgos de la posturografía y la ocurrencia de caídas con la intención de poder predecirlas mediante esta técnica, encontraron artículos cuyos resultados y conclusiones ofrecen informaciones contrapuestas.

Algunos autores opinan que no existe relación entre los hallazgos de la posturografía y las caídas. En este sentido, Baloh ⁽¹¹⁾ en un estudio prospectivo mediante esta técnica, observó que el balanceo postural no fue mayor en los ancianos con caídas respecto a los que no las tuvieron, atribuyendo este resultado a que éstas dependen en gran medida del comportamiento individual. Brauer y cols ⁽⁴³⁾ en un estudio de predicción de caídas en ancianos, concluyó que las medidas de movimiento del centro de presiones en bipedestación tenían escasa capacidad para predecirlas, enfatizando de este modo su naturaleza multifactorial en la población anciana. Lázaro y cols ⁽¹³¹⁾

Discusión

señalaron que los ancianos con caídas de repetición presentaban mayor inestabilidad cuando se alteraban simultáneamente las aferencias visual y propioceptiva. Boulgarides⁽⁴⁰⁾ hizo un Test de Organización Sensorial modificado, observando que la prueba de Romberg con Ojos Cerrados sólo predijo caídas en 1 de 20 pacientes y por lo tanto, lo considera un mal predictor de estos eventos. Laughton et al⁽¹³⁰⁾ no observaron diferencias mediolaterales en ancianos con caídas respecto a los que no habían caído.

Por el contrario, otros autores señalan que sí existen diferencias posturográficas entre los sujetos con y sin antecedentes de caídas. Así, Maki y cols⁽¹³⁸⁾ y Melzer⁽¹⁴⁵⁾ observaron mayor balanceo anteroposterior en ancianos con caídas, mientras que Topper y cols⁽²²⁹⁾ detectaron mayores oscilaciones mediolaterales en ancianos con caídas. Aufavre y cols⁽⁸⁾, observaron que los sujetos con caídas tenían mayores oscilaciones mediolaterales especialmente en las pruebas con ojos cerrados. Similares observaciones hicieron Whitney y cols⁽²⁴⁵⁾, quienes en un estudio en sujetos con enfermedad vestibular, comprobaron que los pacientes que habían sufrido caídas repetidas consiguieron peor puntuación en el Test de Organización Sensorial de la posturografía dinámica que los que no las habían tenido. Fernie y cols⁽⁸¹⁾ detectaron mayor velocidad media de desplazamiento del centro de presiones en ancianos con caídas respecto a los que no las habían sufrido.

En el presente estudio, el desplazamiento anteroposterior máximo del centro de presiones en la condición de ROA fue el único parámetro que se relacionó con significación estadística con el número de caídas durante el año anterior a la posturografía. Este resultado podría tener valor clínico porque ocurrió en la condición más parecida a la fisiológica, es decir, con los ojos abiertos y sobre superficie firme. No obstante, no podemos compararlo con otros autores, por la distinta metodología empleada.

A pesar del dato aislado anteriormente mencionado, nuestros resultados parecen concordar más con el primer grupo de trabajos mencionados, en los que no se encuentra relación entre los parámetros de la posturografía estática y las caídas. Los resultados hallados parecen lógicos si tenemos en cuenta el origen multifactorial de éstas⁽¹⁶²⁾, que con frecuencia tienen lugar en la oscuridad o sobre superficies irregulares, existen comportamientos individuales muy diferentes, y porque muchas de ellas no se producen

en posición de bipedestación, sino durante la marcha, al realizar cambios posturales, etc., es decir, en unas condiciones muy distintas de las que se realiza la posturografía.

4. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE LOS LÍMITES DE ESTABILIDAD (LE)

Los límites de estabilidad (LE) representan el perímetro más ajustado de las distintas posiciones del centro de gravedad en el que el sujeto no precisa modificar su base de soporte. Son similares entre distintos individuos, porque la altura y el tamaño de los pies covarían ⁽¹⁴¹⁾. El desplazamiento anteroposterior máximo teórico de los sujetos normales es de 12,5° (8,25° anterior y 4,25° posterior) ⁽¹⁵⁷⁾ y el mediolateral es de 16° ⁽¹⁴¹⁾.

La prueba de los LE ha demostrado tener una alta fiabilidad al realizarla 3 veces en jóvenes entre 20 y 32 años ⁽⁴⁵⁾ y también en ancianos con caídas al repetirla en dos días consecutivos ⁽⁵⁸⁾. Clark y Rose también consideraron fiable el estudio de los límites de estabilidad cuando se administraba a ancianos sanos sin historia de caídas, cuyas medidas fueron consistentes en múltiples evaluaciones ⁽⁵⁷⁾. Newstead y cols demostraron la fiabilidad test-retest de la prueba de los límites de estabilidad en pacientes con lesión cerebral ⁽¹⁶³⁾.

Los límites de estabilidad pueden afectarse por diferentes motivos: Holbein y cols ⁽¹⁰⁵⁾ comprobaron que el soporte de una carga podía empeorar los LE y que la separación de los pies en una dirección permitía mayor desplazamiento del centro de gravedad en esa dirección. También comprobaron que si la carga externa bajaba el centro de gravedad, aumentaban los LE del sujeto ⁽¹⁰⁶⁾. Los pacientes con prótesis total de cadera ⁽¹⁵⁷⁾ y los enfermos de Parkinson en fase off ⁽¹⁵⁶⁾ obtuvieron peores puntuaciones en esta prueba. El aumento de la fuerza del cuádriceps se ha asociado con una mejora en los LE, y tiene una influencia positiva en la percepción del sujeto de su capacidad para evitar caídas ⁽²⁰³⁾. Toole et al ⁽²²⁸⁾ demostraron que un programa de entrenamiento en equilibrio y fuerza mejoraron las puntuaciones obtenidas en esta prueba en pacientes con enfermedad de Parkinson. La práctica intensiva de Tai Chi ha demostrado ser capaz de mejorar la propiocepción de la rodilla y los LE ⁽²³⁰⁾.

Discusión

Musselman y cols ⁽¹⁵⁵⁾ 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. Los resultados del presente estudio no ofrecieron diferencias entre ambos sexos, probablemente porque la distancia a la que estaban dispuestas las dianas estaba segmentada según el sexo, la talla y la edad de los sujetos, según la base de datos de normalidad del Instituto de Biomecánica de Valencia.

El estudio comparativo de nuestros resultados no detectó diferencias en la prueba de los LE entre los distintos cuadros clínicos. El estudio posterior *post hoc* para comparar los distintos subgrupos entre sí, tampoco encontró diferencias, por lo que esta prueba no pudo discriminar los diferentes cuadros clínicos. Sin embargo, Nallegowda y cols ⁽¹⁵⁶⁾ estudiando otro tipo de pacientes (enfermos de Parkinson) sí encontraron diferencias en los resultados de esta prueba, sugiriendo que esta prueba podría tener cierto valor diagnóstico.

Los resultados obtenidos por los pacientes compensados y descompensados fue muy similar, sin diferencias estadísticamente significativas, por lo que es posible que el estado de compensación vestibular de la muestra estudiada no influyera en sus límites de estabilidad. No hemos encontrado estudios de LE para valorar el estado de compensación vestibular en pacientes similares a los nuestros.

La puntuación global en la prueba de los LE se correlacionó con significación estadística con ambos tiempos de apoyo monopodal, la escala de equilibrio de Berg, la subescala de equilibrio del test de Tinetti y la puntuación global de este test. Esta elevada correlación podría ser debida, al menos en parte, a que en todos estos test el sujeto realiza tareas en posición erecta, al igual que en la prueba de los LE. Sin embargo, no se observó correlación con significación estadística con el Timed Up and Go ni con la subescala dinámica del test de Tinetti, quizá porque estas pruebas consisten fundamentalmente en ejercicios de marcha y no de bipedestación.

Owings y cols ⁽¹⁸⁰⁾ señalaron que las diferentes medidas de estabilidad postural, entre ellas los LE, tienen escasa utilidad para identificar ancianos sanos con caídas de repetición. En el mismo sentido, Brauer et al ⁽⁴³⁾ en un estudio mediante posturografía para predecir caídas en ancianos con historia de caídas, comprobaron que la prueba de

los límites de estabilidad tenía escasa capacidad para predecirlas, señalando su origen multifactorial en la población anciana.

Sin embargo, Girardi y cols⁽⁹²⁾ concedieron valor a esta prueba como predictor de caídas, y Brouwer y cols⁽⁴⁶⁾ señalaron que aquellos ancianos que habían sufrido caídas durante el año anterior tenían tendencia a restringir sus LE, en relación con los que no las habían tenido. La relación entre la disminución en los LE y las caídas en los ancianos podría ser debida en parte a la falta de conciencia del declinar fisiológico, y la tendencia resultante a planear movimientos que crean pérdida de equilibrio⁽¹⁹⁹⁾.

No se detectó correlación entre la puntuación global de los límites de estabilidad y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía, por lo que su estudio tuvo escasa utilidad en la valoración de las caídas en la población estudiada. Estos resultados son contrarios a los de Girardi y cols⁽⁹²⁾ que señalaban que esta prueba era la parte más importante de la posturografía dinámica para identificar pacientes con caídas, considerándola un buen predictor de las mismas. Esta diferencia podría atribuirse a que en el estudio de Girardi el número medio de caídas durante el año previo al estudio fue de 3,5, muy superior al nuestro, de 0,95, y a que un número significativo de sus pacientes tenían déficits multisensoriales, a diferencia del nuestro, en el que se excluyeron los sujetos con otros déficits sensoriales.

5. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE CONTROL RITMICO Y DIRECCIONAL

Los estudios de control postural mediante sistemas de posturografía se han enfocado habitualmente a la posturografía estática, Test de Organización Sensorial de la posturografía dinámica computerizada y en menor medida al estudio de los límites de estabilidad, por lo que la revisión bibliográfica realizada para el presente estudio no encontró artículos de interés relativos al control rítmico direccional del movimiento en pacientes con enfermedades vestibulares, con los que comparar nuestros resultados.

Aunque el estudio descriptivo de la muestra estudiada señaló que el grupo de pacientes obtuvo mejor puntuación que el de sujetos normales, y que los que sufrían un trastorno central del equilibrio realizaban peor la prueba que los que tenían enfermedades vestibulares periféricas, el análisis comparativo no detectó diferencias en

los resultados medios obtenidos por los sujetos de los distintos grupos estudiados. Las pruebas *post hoc* para comparar los diferentes cuadros clínicos entre sí tampoco hallaron diferencias en ninguno de los parámetros estudiados, por lo que la prueba de control rítmico y direccional no resultó de utilidad para discriminar entre sujetos normales y patológicos, ni entre los diferentes cuadros clínicos. Es posible que los trastornos vestibulares no alteren el control del movimiento rítmico mediolateral ni anteroposterior, o que el sistema instrumental empleado no haya sido capaz de detectar el trastorno en la muestra estudiada.

Las puntuaciones obtenidas por los pacientes compensados y descompensados en los 4 parámetros estudiados fue muy similar, con valores en general, muy altos. El estudio comparativo no detectó diferencias en ningún parámetro entre estos dos grupos, por lo que es posible que la falta de compensación vestibular no haya influido en el control del movimiento rítmico mediolateral ni anteroposterior de los pacientes estudiados.

El estudio comparativo de correlación entre los resultados obtenidos en la prueba de control rítmico y direccional y los test clínicos ofrece resultados de difícil interpretación. El tiempo de apoyo monopodal izquierdo se correlacionó con la habilidad mediolateral y con el control y eficacia mediolateral y anteroposterior; sin embargo el tiempo de apoyo monopodal derecho sólo se correlacionó de forma significativa con la habilidad mediolateral. La escala de equilibrio de Berg y la subescala dinámica de Tinetti no se correlacionaron de forma significativa con ninguno de los 4 parámetros estudiados. Esto podría ser debido a que la escala de Berg valora múltiples tareas distintas de la posición de bipedestación y porque la subescala dinámica de Tinetti valora fundamentalmente la marcha y no el control postural en bipedestación; en definitiva, porque están evaluando aspectos diferentes del control postural. En conjunto se observan escasas correlaciones entre los parámetros estudiados con los test clínicos empleados.

Delbaere y cols ⁽⁶⁶⁾ objetivaron peor resultado en la prueba de control rítmico direccional anteroposterior en los ancianos con caídas, respecto a los que no las habían sufrido. En nuestra muestra, el estudio comparativo entre los parámetros estudiados y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía no detectó ninguna

correlación con significación estadística. Esta ausencia de correlación podría ser debida a que muchas caídas se producen durante la marcha, en situaciones inesperadas, y habitualmente cuando se sobrepasan los límites de estabilidad, mientras que esta prueba se realizó sin llegar a los límites de estabilidad de los sujetos estudiados.

6. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE MARCHA

La marcha es una tarea compleja cuyo objetivo es la progresión hacia delante del cuerpo a través de un espacio en el que el movimiento de los segmentos corporales es tal que mantiene un desplazamiento mínimo del centro de gravedad en direcciones vertical y horizontal ⁽²¹⁶⁾. 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 ^(112, 113).

Los pacientes con trastornos vestibulares tienen una amplia gama de síntomas en la que se incluyen las alteraciones en la deambulación. Sin embargo, la gran variabilidad de los parámetros registrados en los estudios de marcha humana ha enmascarado con frecuencia la causa de su alteración, por lo que su estudio en seguimientos clínicos ha sido escaso ⁽¹²⁴⁾. En el presente trabajo se incluyó el análisis de parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha, basado en la comparación con los valores de normalidad de la base de datos elaborada en el Instituto de Biomecánica de Valencia.

El análisis de la marcha humana se ha considerado útil en la detección de caídas cuyo origen no sea cardiovascular ⁽¹⁵⁰⁾, por lo que en este trabajo también se incluyó un estudio comparativo de los parámetros estudiados de la marcha con estos eventos.

Las plataformas dinamométricas permiten el estudio de parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha:

- Los parámetros cinemáticos más estudiados han sido la velocidad de marcha, la longitud del paso, la cadencia y el porcentaje del ciclo de marcha que representan las fases de apoyo monopodal y bipodal y la de balanceo ^(74, 126, 137, 138, 246).

- Las plataformas dinamométricas registran gran información sobre los parámetros cinéticos durante el ciclo de marcha, que resulta difícil de analizar. Para facilitar su estudio es preciso seleccionar unos parámetros cuyo análisis estadístico sea más fácilmente abordable.

En el presente estudio, basándonos en los trabajos de Sánchez Lacuesta ⁽²⁰⁶⁾ y Lafuente ⁽¹²⁸⁾ se seleccionaron dos parámetros cinemáticos (velocidad de marcha y tiempo de apoyo) y cuatro parámetros cinéticos (fuerzas de frenado anteroposterior, propulsión anteroposterior, despegue vertical y 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 de marcha y el tiempo de apoyo.

6.1. Velocidad de marcha

La velocidad espontánea durante la deambulación es variable según el sexo ⁽⁸²⁾, la edad ⁽⁴⁸⁾, el peso ⁽¹⁰³⁾, la longitud de los miembros inferiores ⁽¹⁸⁵⁾, la madurez del sistema musculoesquelético ⁽²⁰⁾, la condición física del sujeto, etc.

Los sujetos ancianos tienen una velocidad de marcha libre más lenta ^(48, 63, 64, 98, 118, 139, 246), la longitud de sus pasos es más corta ^(64, 118, 139, 246), tienen aumentada la fase de doble apoyo ^(139, 246), y una mayor variabilidad en la marcha ^(96, 100, 139), respecto a los sujetos de menor edad.

Alexander ⁽²⁾ calculó la velocidad de marcha en ancianos haciéndoles caminar los 8 metros centrales de un pasillo de 10 metros (despreciando el primer y último metro del pasillo), sugiriendo que existía un trastorno en la marcha cuando la velocidad a cadencia libre era menor de 0,8 m/s o tenían una puntuación en la subescala dinámica del test de Tinetti menor de 9 puntos. En el presente estudio la velocidad media de marcha fue inferior al punto de corte propuesto por Alexander en todos los grupos y subgrupos estudiados, sin embargo, las puntuaciones en el test de Tinetti dinámico fueron más altas que la puntuación que sugería; esta discordancia en los resultados obtenidos podría atribuirse a que la prueba de marcha se realizó en un pasillo de 3,5

Discusión

metros, calculándose la velocidad en los 2,5 metros centrales, por lo que los sujetos tenían escasa distancia para acelerar y conseguir una velocidad estable, así como para decelerar su marcha. Además, para el estudio de los parámetros cinéticos, debían pisar en la plataforma dinamométrica colocada en la parte media del pasillo de marcha, pudiendo interferir en la naturalidad y confortabilidad de la marcha, alterando su velocidad. Por ello, sería deseable que para la caracterización de la velocidad de la marcha, el paciente pudiera caminar una distancia mayor y sin necesidad de pisar en la plataforma.

La velocidad de marcha de los sujetos normales y de los pacientes del presente trabajo fue menor que en otros estudios ^(74, 137, 246), pudiendo ser debido a la escasa longitud del pasillo de marcha y su disposición sobreelevada respecto al suelo de la sala de exploración.

Los pacientes con enfermedades vestibulares seleccionan habitualmente una velocidad de marcha libre más lenta (aumento del tiempo del ciclo de la marcha, aumento del porcentaje de la fase de doble apoyo, disminución de la velocidad de desplazamiento del centro de gravedad hacia delante) para facilitar su estabilidad biomecánica, a pesar de que son capaces de caminar más rápido, con velocidad y desplazamiento del centro de gravedad normales ⁽²³¹⁾. En nuestro estudio, la velocidad de marcha, que fue elegida libremente por cada sujeto, fue mayor en los sujetos normales que en el conjunto de patológicos, expresando que los ancianos normales caminan de forma confortable con mayor rapidez que los que padecen enfermedades vestibulares.

La velocidad de marcha fue muy similar en los distintos subgrupos de diagnóstico clínico, con excepción de los pacientes con trastornos centrales que tuvieron velocidades algo menores. Sin embargo, estas diferencias no tuvieron significación estadística, por lo que parece que las enfermedades vestibulares periféricas y los trastornos de origen central afectan de forma similar a la velocidad de marcha libre.

Ishikawa y cols ⁽¹¹²⁾ en un estudio con plantillas instrumentadas y electromiografía, con ayuda de un sistema de telemetría, observaron que los parámetros anormales durante el estadio agudo de una lesión vestibular volvían a la normalidad tras

el periodo de recuperación, afirmando que los fenómenos de compensación vestibular contribuyen a normalizar las características de la marcha.

En el presente trabajo los pacientes descompensados caminaron con mayor velocidad que los compensados, hallazgo que parece extraño y difícil de explicar. Podría ser debido a que la disfunción vestibular que presentan los pacientes descompensados puede ser minimizada durante la marcha rápida automática ⁽⁴²⁾; es decir, el aumento de la velocidad de marcha podría ser un mecanismo compensador del desequilibrio durante la deambulación.

Podzialo y cols ⁽¹⁸⁷⁾ encontraron una correlación entre la velocidad de la marcha y algunos de los test empleados en este estudio en población anciana, y Whitney ⁽²⁴³⁾ en pacientes con enfermedades vestibulares periféricas. En nuestro estudio, la velocidad de marcha tuvo una correlación altamente significativa con todos los test clínicos empleados, por lo que parece tener un gran valor en la evaluación clínica del equilibrio y la capacidad funcional en los pacientes con vestibulopatías.

Algunos estudios ⁽¹³¹⁾ han detectado que los pacientes con caídas de repetición caminan con menor rapidez que los que no las han sufrido. Sin embargo, en el presente estudio no se detectó correlación entre la velocidad de marcha y el número de caídas, probablemente por el origen multifactorial de las mismas y por las características del presente estudio, que puede no reproducir una marcha del todo fisiológica.

La asociación entre el envejecimiento y la disminución de la velocidad de marcha ha sido demostrada en múltiples estudios ^(48, 63, 64, 98, 118, 139, 246). Los resultados del presente trabajo son concordantes con los estudios mencionados, pues se detectó una correlación negativa significativa entre la edad y la velocidad de marcha, es decir, que a medida que aumenta la edad, disminuye la velocidad. Esta correlación podría ser más significativa si el rango de edades estudiado fuera más amplio.

Musselman y cols ⁽¹⁵⁵⁾ comprobaron que la velocidad de la marcha en ambos sexos era similar cuando se normalizaba según la estatura de los sujetos. En nuestra muestra la velocidad de marcha fue mayor en los hombres, pudiendo ser debido a su

mayor estatura respecto a las mujeres, pues también se detectó una correlación positiva altamente significativa entre la talla de los sujetos y la velocidad de marcha.

La velocidad de la marcha fue menor a medida que aumentaba el índice de masa corporal, quedando demostrada así la influencia que tienen el sobrepeso y la obesidad sobre este parámetro, ya documentada por otros autores ⁽¹⁰³⁾.

6.2. Tiempos de apoyo

La duración de la fase de apoyo de cada pie constituye alrededor de un 60% del tiempo total del ciclo de marcha, cuando el sujeto camina a velocidad elegida libremente, mientras que la fase de oscilación representa el 40% restante. La duración relativa del tiempo de apoyo de cada pie depende en gran medida de la velocidad de marcha, pues disminuye a medida que aumenta ésta ⁽²⁰⁷⁾. Los resultados del presente trabajo muestran que los valores registrados del tiempo de apoyo de cada pie disminuían conforme aumentaba la velocidad de marcha y viceversa, por lo que son un reflejo de la rapidez con que camina el sujeto.

Ishikawa y cols ⁽¹¹²⁾ con un sistema de plantillas instrumentadas, señalaron en pacientes con trastornos vestibulares que este parámetro fue el más sensible para detectar anomalías en la marcha. Observaron que era menor en los pacientes con neuritis vestibular respecto a los diagnosticados de atrofia olivopontocerebelosa. El análisis descriptivo del presente trabajo muestra que el tiempo de apoyo de ambos pies fue mayor en el grupo de patológicos que en el de sujetos normales. Los distintos subgrupos clínicos tuvieron tiempos de apoyo medios muy similares con ambos pies, aunque los de los pacientes con trastornos centrales eran discretamente superiores que los afectos de vestibulopatías periféricas, al igual que en la serie estudiada por Ishikawa. Sin embargo, el estudio comparativo no mostró diferencias con significación estadística entre los distintos cuadros clínicos, por lo que este parámetro no resultó útil para diferenciarlos.

El tiempo medio de apoyo con cada pie durante la prueba de marcha fue mayor en los pacientes compensados que en los descompensados, reflejando la mayor lentitud con la que los primeros la realizaron. Sin embargo, el estudio comparativo de este

Discusión

parámetro no mostró diferencias significativas entre ambos grupos, por lo que este parámetro no pudo discriminar a los pacientes con enfermedad vestibular periférica según su estado de compensación vestibular.

Se encontró una amplia correlación entre el tiempo de apoyo medio con ambos pies y las puntuaciones y tiempos empleados en la realización de los test clínicos. La mejor significación estadística fue con el TUG, que consta básicamente de una tarea de marcha, además de un cambio postural y dos giros ⁽¹⁸⁷⁾.

Es bien sabido que los ancianos que han sufrido caídas caminan con mayor lentitud que los que no han sufrido estos eventos, probablemente para realizar una marcha más estable y segura y evitar así caerse de nuevo. Sin embargo este estudio no detectó correlación entre este parámetro y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía, resultado que puede ser debido a que en su génesis suelen coparticipar diferentes causas intrínsecas al individuo y relacionadas con el entorno (diferente iluminación, pavimento distinto, etc.) ⁽¹⁶²⁾, que el estudio no pudo reproducir una marcha fisiológica y que muchas caídas no se producen durante la deambulación sino con los cambios posturales.

El estudio comparativo de este parámetro no demostró diferencias significativas entre ambos sexos a pesar de que los hombres caminan más rápido que las mujeres, pudiendo ser expresión de que los hombres caminan más rápido por su mayor estatura, que les permite realizar una zancada más larga (correlación altamente significativa entre talla y velocidad de marcha) ⁽¹⁵⁵⁾.

Herfenroeder ⁽¹⁰³⁾ demostró que la obesidad influía en el tiempo de apoyo de los pies durante la locomoción en niños y adolescentes. Los resultados en nuestra muestra son similares (correlación positiva con alta significación estadística entre este parámetro y el índice de masa corporal) por lo que parece que el sobrepeso y la obesidad pueden influir en este parámetro independientemente de la edad de los sujetos.

6.3. Parámetros cinéticos

Existe una gran variabilidad en los parámetros cinéticos de la marcha que depende fundamentalmente de la velocidad de desplazamiento del sujeto ^(71, 132, 133, 166), la edad ⁽⁷¹⁾, sexo ⁽²¹⁵⁾, y tipo de calzado. Por ello, no se pueden tomar sus valores absolutos, sino que deben normalizarse según las variables mencionadas. Nuestra valoración se basó en la comparación con patrones de normalidad segmentados por edad, sexo, calzado y velocidad de marcha obtenidos de la base de datos del Instituto de Biomecánica de Valencia.

Lefevre ⁽¹³²⁾ utilizó una velocidad de marcha impuesta, para anular la influencia de la misma en los parámetros cinéticos. Sin embargo, en el presente trabajo los sujetos caminaron a una velocidad libremente elegida que les resultaba confortable, que puede considerarse más fisiológica que una marcha a velocidad impuesta, ya que disponíamos de la base de datos de normalidad elaborada por el Instituto de Biomecánica de la marcha.

El estudio descriptivo de los parámetros cinéticos mostró resultados muy similares en los sujetos normales y en el conjunto de patológicos, así como en los distintos cuadros clínicos y en los pacientes con enfermedades vestibulares periféricas según su estado de compensación vestibular.

El estudio comparativo de los parámetros cinéticos estudiados en los grupos principales, subgrupos de diagnóstico clínico y según el estado de compensación vestibular, es de difícil interpretación, pero en general estos parámetros parecen tener muy escaso valor para discriminar los subgrupos comparados. En los pacientes con enfermedad vestibular unilateral, sería deseable el estudio de parámetros cinéticos mediolaterales, debido a la tendencia de estos pacientes a la lateropulsión hacia el lado lesionado, especialmente cuando no han desarrollado fenómenos de compensación vestibular.

Se han detectado múltiples correlaciones entre los distintos parámetros estudiados y los test clínicos empleados. El test con mejor correlación con las fuerzas estudiadas fue el TUG, probablemente porque explora movilidad funcional,

fundamentalmente la marcha ⁽¹⁸⁷⁾. La subescala estática del test de Tinetti tuvo la peor correlación con las fuerzas estudiadas, quizá porque evalúa aspectos estáticos del equilibrio ⁽²²⁷⁾, y no la marcha.

El estudio comparativo entre los parámetros cinéticos y los test clínicos muestra resultados difíciles de interpretar. Así, la fuerza de despegue vertical de los registros del pie derecho tuvo una gran correlación con los test clínicos, a diferencia de los registros del pie izquierdo. Esta asimetría podría explicarse en parte porque la plataforma dinamométrica sobre la que debe pisar el sujeto estaba situada lateralmente en el pasillo de marcha, pudiendo mediatizar el paso de los sujetos, y porque el pasillo estaba en contacto con la pared en uno de sus extremos y distante de la misma en el otro extremo, con lo que el sujeto podía tener miedo al choque con la pared o al escalón existente en el otro extremo.

El estudio de los parámetros cinéticos de la marcha puede permitir identificar alteraciones que hagan sospechar un riesgo elevado de caídas ⁽¹⁰⁰⁾. Pero la gran variabilidad de los parámetros estudiados dificulta la comparación de los diferentes trabajos.

El estudio comparativo entre las fuerzas estudiadas y el número de caídas durante el año anterior a la posturografía muestra escasas correlaciones, además de una asimetría entre las pisadas derechas e izquierdas que probablemente tenga relación con el sistema de posturografía empleado. Estos resultados podrían ser debidos a que el estudio realizado no reproduce por completo las situaciones y circunstancias en que se producen habitualmente las caídas en la población estudiada.

Discusión

CONCLUSIONES

Conclusiones

Conclusiones

- 1.- Los pacientes con patología vestibular periférica y trastornos centrales del equilibrio sufrieron significativamente mayor número de caídas que los sujetos normales durante el año anterior al estudio.
- 2.- Todos los test clínicos realizados tuvieron correlación estadísticamente significativa con el número de caídas sufridas por los sujetos estudiados durante el año anterior al estudio. El mejor resultado lo obtuvo el test de Berg.
- 3.- El desplazamiento anteroposterior máximo en la condición de Romberg con Ojos Abiertos fue el único parámetro de la posturografía estática que se correlacionó de forma significativa con el número de caídas sufridas por los sujetos durante el año anterior al estudio.
- 4.- Ninguno de los parámetros del estudio instrumental de la marcha tuvo relación con el número de caídas sufridas por los sujetos estudiados durante el año anterior al estudio.
- 5.- Todos los test clínicos, excepto los tiempos de apoyo monopodal, fueron capaces de diferenciar los sujetos normales de los patológicos. La escala de Berg, la subescala estática del test de Tinetti y su puntuación total, pudieron diferenciar los pacientes con patología vestibular periférica de los diagnosticados de trastorno central del equilibrio.
- 6.- Los pacientes tuvieron mayores oscilaciones que los sujetos normales en las condiciones de ROA, ROC y RGA. Estas diferencias sólo fueron significativas en RGA.
- 7.- Un número elevado de sujetos normales y pacientes no pudo finalizar la condición de Romberg con Gomaespuma y Ojos Cerrados debido a la gran dificultad que entraña su realización en este grupo de edad, por lo que ésta no resultó de utilidad en la población estudiada mayor de 65 años.
- 8.- Las pruebas de los límites de estabilidad y de control rítmico y direccional no presentaron diferencias significativas entre los sujetos normales y los pacientes estudiados.

Conclusiones

9.- Los resultados de la posturografía estática que mejor se correlacionaron con los test clínicos fueron los obtenidos en la condición de Romberg con Gomaespuma y Ojos Abiertos, por lo que de las pruebas de posturografía fue la más útil para conocer el estado funcional del equilibrio de los sujetos estudiados.

10.- Entre los parámetros biomecánicos estudiados de la marcha, la velocidad fue el que mejor se correlacionó con todos los test clínicos.

11.- Se detectaron diferencias significativas entre los pacientes compensados y descompensados en los resultados de las pruebas de posturografía con ojos abiertos, sobre todo en el parámetro Area Barrida. No hubieron diferencias significativas entre estos grupos de pacientes en los resultados de los test clínicos.

BIBLIOGRAFÍA

Bibliografia

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: 434-451.
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: 135-144.
5. Andres RO, Anderson DJ. Designing a better postural measurement system. *Am J Otol*, 1980; 1 (3): 197-206.
6. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 1977; 10 (4): 261-68.
7. 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.
8. Aufauvre V, Kemoun G, Carette P, Bergeal E. [Home postural evaluation in the elderly: comparison between fallers and non fallers] (fran). *Ann Readapt Med Phys* 2005; 48 (4): 165-71.
9. Badke MB, Shea TA, Miedaner JA, Grove CR. Outcomes after rehabilitation form adults with balance dysfunction. *Arch Phys Med Rehabil* 2004 Feb; 85 (2): 227-33.
10. Baloh RW, Furman JM. Modern vestibular function testing. *West J Med* 1989; 150 (1): 59-67.

Bibliografía

11. 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.
12. Baloh RW, Fife TD, Zwerling L, Socotch T, Jacobson K, Bell T, Beykirch K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older people. *J Am Ger Soc* 1994; 42 (4): 405-412.
13. 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.
14. Baloh RW, Ying SH, Jacobson KM. A longitudinal study of gait and balance dysfunction in normal older people. *Arch Neurol* 2003; 60 (6): 835-9.
15. 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.
16. 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): 41-49.
17. 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.
18. 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.
19. Baydal Bertomeu JM, Barberá Guillem R, Soler Gracia C, Peydró de Moya MF, Prat JM, Barona de Guzmán R. Determinación de los patrones de comportamiento postural en población sana española. *Acta Otorrinolaringol* 2004; 55: 260-269.

Bibliografia

20. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg* 1981; 63A: 1452-7.
21. Ben Achour Lebib S, Missaoui B, Miri I, Ben Salah FZ, Dziri C. [Role of the Neurocom Balance Master in assessment of gait problems and risk of falling in elderly people.] (fran). *Ann Readapt Med Phys* 2006; 49 (5): 210-7.
22. Berg K, Wood-Dauphinée S, Williams JI, Gayton D.. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada* 1989; 41: 304-11.
23. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med* 1995; 27: 27-36.
24. Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population, *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73 (11): 1073-80.
25. Bergland A, Jarnlo GB, Laake K. Predictors of falls in the elderly by location. *Aging Clin Exp Res* 2003 Feb; 15 (1): 43-50.
26. Bischoff HA, Stähelin HB, Monsch AU, Iversen MD, Weyh A, von Dechend M, et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed “up and go” test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing* 2003; 32: 315-320.
27. Black FO , Nashner LM. Postural control in four classes of vestibular abnormalities. En: *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium*. Igarashi and Black, eds. Karger Publications, New York, 1985. p 271-281.
28. Black FO, Nashner LM. Postural disturbance in patients with benign paroxysmal positional nystagmus. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1984; 93: 595-599.

Bibliografía

29. Black FO, Nashner LM. Vestibulospinal control differs in patients with reduced vs distorted vestibular function. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1984; 406: 100-114.
30. 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.
31. Black FO, Wall C 3rd, O'Leary DP. Computerized screening of the human vestibulospinal system. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1978; 87: 853-60.
32. 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.
33. Black FO, Wall III C, Rockette HE, Kitch R. Normal subject postural sway during the Romberg test. *Am J Otolaryngol* 1982; 3: 309-318.
34. Bles W, de Jong JM, de Wit G. Somatosensory compensation for loss of labyrinthine function. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1984; 97 (3-4): 213-21.
35. Bogle Thornbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Phys Ther* 1996; 76 (6): 576-85.
36. Bohannon R, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in time balanced test scores with ageing. *Phys Ther* 1984; 64: 1067-70.
37. Boniver R. Posture et posturographie. *Acta Oto-Rhino-Laryngologica Belg* 1989; 43 (6): 593-601.
38. Boniver R. Posture et posturographie. *Rev Med Liege* 1994; 49 (5): 285-90.
39. Botros G. The tonic oculomotor function of the cervical joint and muscle receptors. *Adv Otorhinolaryngol* 1979; 25: 214-20.

Bibliografia

40. Boulgarides LK, McGinty SM, Willett JA, Barnes CW. Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Phys Ther* 2003; 83: 328-339.
41. Brandt T, Dieterich M. Vestibular falls. *J Vestib Res* 1993 Spring; 3 (1): 3-14.
42. Brandt T, Strupp M, Bensen J. You are better off running than walking with acute vestibulopathy. *The Lancet* 1999; 354: 746.
43. Brauer SG, Burns YR, Galley P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000 Aug; 55 (8): M469-76.
44. Brotherton SS, Williams HG, Gossard JL, Hussey JR, McClenaghan BA, Eleazer P. Are measures employed in the assessment of balance useful for detecting differences among groups that vary by age and disease state?. *J Geriatr Phys Ther* 2005; 28 (1): 14-9.
45. Brouwer B, Culham EG, Liston RA, Grant T. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes. *Scan J Rehabil Med* 1998 Sep; 30 (3): 131-7.
46. Brouwer B, Musselman K, Culham E. Physical function and health status among seniors with and without a fear of falling. *Gerontology* 2004 May-Jun; 50 (3): 135-41.
47. Brusse KJ, Zimdars S, Zalewski KR, Steffen TM. Testing functional performance in people with Parkinson disease. *Phys Ther* 2005 Feb; 85 (2): 134-41.
48. Buchner DM, Cress ME, Esselman P, Margherita AJ, deteur BJ, Campbell AJ et al. Factors associated with changes in gait speed in older adults. *J Gerontol* 1996; 51: M297-302.

Bibliografía

49. 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.
50. Calvo JJ. Caídas en la comunidad y en instituciones. Grupo de trabajo de caídas de la Sociedad Española de Geriátría y Gerontología. En: *Evaluación del anciano con caídas de repetición*. Madrid; Ed. Fundación Mapfre Medicina. 1977; 3-11.
51. Camicioli R, Panzer VP, Kaye J. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. *Arch Neurol* 1997 Aug; 54 (8): 976-81.
52. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing* 1990; 19: 136-141.
53. 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.
54. Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture* 2001; 13 (1): 35-40.
55. Cevette MJ, Puetz B, Marion MS, , Wertz ML, Muentner MD. Aphysiologic performance on dynamic posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1981; 89: 811-17.
56. Chiu AY, Au-Yeung SS, Lo SK. A comparison of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. *Disabil Rehabil* 2003; 25: 45-50.
57. Clark S, Rose DJ, Fujimoto K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1997 Oct; 78 (10): 1078-84.

Bibliografia

58. Clark S, Rose DJ. Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: a generalizability study of the limits of stability test. *Arch Phys Med Rehabil* 2001 Apr; 82 (4): 468-74.
59. Claussen CF, Claussen E. Objective and quantitative vestibular spinal testing by means of Computer-Video-Cranio-Corpo-Graphy. *Adv Otorhinolaryngol* 1988; 42: 43-49.
60. Cohen HS, Kimball KT. Decreased ataxia and improved balance after vestibular rehabilitation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2004 Apr; 130 (4): 418-25.
61. 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: 273-278.
62. Corriveau H, Hebert R, Raiche M, Prince F. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2004 Jul; 85 (7): 1095-101.
63. 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.
64. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait and Posture* 1997; 5: 13-20.
65. De Wit G. The stabilometry as an auxiliary in investigations of patients with vestibular disturbances. *Agressol* 1973; 14 (D): 27-31.
66. Delbaere K, Crombez G, Van Der Noortgate N, Willems T, Cambier D. The risk of being fearful or fearless of falls in older people: an empirical validation. *Disabil Rehabil* 2006 Jun 30; 28 (12): 751-6.

Bibliografía

67. 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.
68. Di Fabio R. Meta-analysis of sensitivity and specificity of platform posturography. *Arch Otolaryngol Head-Neck Surg* 1996; 122: 150-156.
69. 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.
70. 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): 53-56.
71. 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.
72. Doyle RJ, Hsiao-Weckslar ET, Ragan BG, Rosengren KS. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait Posture* 2007; 25 (2): 166-71 (En prensa).
73. Einsenman DJ, Speers R, Telian SA. Labyrinthectomy versus vestibular neurectomy: long-term physiologic and clinical outcomes. *Otol Neurotol* 2001;22:539-48.
74. Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol* 1991; 238: 1-5.
75. 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.

Bibliografía

76. El-Kashlan HK, Shepard NT, Asher AM, Smith-Weelock M, Telian SA. Evaluation of clinical measures of equilibrium. *Laryngoscope* 1998; 108 (3): 311-19.
77. 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.
78. Evans MK, Krebs DE. Posturography does not test vestibulospinal function. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1999; 120: 164-173.
79. Fearing FS. The factors influencing static equilibrium. An experimental study of the influence of height, weight and position of the feet on amount of sway, together with an analysis of the variability in the records of one reagent over a long period of time. *J Comp Psych* 1924; 4: 91-121.
80. Felpan SA. Adaptation to altered support surface and visual conditions during stance: patients vestibular deficits. *J Neurosci* 1982; 5: 536-544.
81. Fernie GR, Gryfe CI, Holliday PJ, Llewellyn A. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age Ageing* 1982; 11: 11-6.
82. Finley F, Cody K. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51: 423-6.
83. Flórez Tascón FJ, López Ibor JM. *Saber envejecer*. Ed Planeta Agostini. España, 1996. p 35-44.
84. Fox CR, Paige GD. Effect of head orientation human postural stability following unilateral vestibular ablation. *J Vestib Res* 1991; 1: 153-160.
85. Franchignoni F, Martignoni E, Ferriero G, Pasetti C. Balance and fear of falling in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord* 2005 Nov; 11 (7): 427-33.

Bibliografía

86. Freitas SM, Wieczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture* 2005; 22 (4): 322-30.
87. Furman JM. Role of posturography in the management of vestibular patients. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995; 112: 8-15.
88. Gagey PM. Non-vestibular dizziness and static posturography. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1991; 45: 335-9.
89. Gagey PM, Weber B. (2001). Prefacio. En: *Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación*. Gagey y Weber eds. Masson, Barcelona.
90. 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.
91. 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.
92. 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.
93. Gittings NS, Fozard JL. Age-related changes in visual acuity. *Exp Gerontol* 1986; 21: 423-433.
94. Goebel JA: Contemporany diagnostic update: clinical utility of computerized oculomotor and posture testing. *Am J Otol* 1992; 13 (6): 591-597.
95. 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.

Bibliografía

96. Grabiner PC, Biswas ST, Grabiner MD. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 1: 31-5.
97. Guidetti G. Posturography in vestibular work-up of the patient. A review. *Acta Otorhino-laryngologica Belg* 1992; 46: 45-51.
98. 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.
99. Hain TC, Ramaswamy TS, Hillman MA: Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular System. En: Herdman SJ, ed. *Vestibular Rehabilitation*. 2^a ed. Philadelphia: Davis FA & Co; 2000. p. 1-24.
100. Hausdorff JM, Rios DA., Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1 year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1050-1061.
101. Hawk C, Hyland JK, Rupert R, Colonvega M, may S. Assessment of balance and risk for falls in a sample of community-dwelling adults aged 65 and older. *Chiropr Osteopat* 2006 Jan 27; 14: 3. doi:10.1186/1746-1340-14-3.
102. Herdman SJ, Blatt P, Schubert MC, Tusa RJ. Falls in patients with vestibular deficits. *Am J Otol* 2000; 21: 847-851.
103. Herfenroeder AC, Schoene RB. Predicting maximum oxygen up-take in adolescents. *Am J Dis Child* 1989; 143: 673-7.
104. Hinsdale G. The station of man considered physiologically and clinically. *Am J Med Sci* 1887; 93: 478-85.
105. 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.

Bibliografía

106. Holbein MA, Redfern MS. Functional stability limits while holding loads in various positions. *Int J Ind Ergon* 1997 May; 19(5): 387-95.
107. Honrubia V, Hoffman LF. Practical anatomy and physiology of the vestibular system. En: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM, editores. *Handbook of Balance Function Testing*. Mosby Year Book. St. Louis Missouri; 1993.
108. Horak FB, McPherson JM. (1996). Postural orientation and equilibrium. En: *Handbook of physiology. Exercise: regulation and integration of multiple systems*. Sephard J, Rowell L, eds. New York, Oxford University.
109. 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.
110. Hurley MV, Rees J, Newman DJ. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-age and elderly subjects. *Age Ageing* 1998; 27: 55-62.
111. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking*. Williams & Wilkins, Baltimore, USA 1981.
112. 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: 325-330.
113. 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; Suppl 519: 197-200.
114. Isles RC, Choy NL, Steer M, Nitz JC. Normal values of balance tests in women aged 20-80. *J Am Geriatr Soc* 2004 Aug; 52 (8): 1367-72.

Bibliografía

115. Iversson BD, Gossman MR, Shaddeau SA, Turner ME. Balance performance, force production, and activity levels in non-institutionalized men 60 to 90 years of age. *Phys Ther* 1990; 70: 348-55.
116. Jackson RT, Epstein CM. Effect of head extensi3n on equilibrium in normal subjects. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1991; 100 (1): 63-67.
117. Jonsson R, Sixt E, Landahl S, Rosenhall U. Prevalence of dizziness and vertigo in an urban elderly polpulation. *J Vestib Res* 2004; 14 (1): 47-52.
118. Judge JO, Ounpuu S, David RB III. Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clin Geriatr Med* 1996; 12: 659-78.
119. Kantner RM, Allan MR, Armstrong CW, Cummings V. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. *Am J Otolaryngol* 1991; 12: 196-204.
120. Kaptein TS, Bles W, Njiokiktjien ChJ, Kodde L, Massen CH, Mol JMF. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie* 1983; 24 (7): 321-6.
121. Katsarkas A, Kearney R. Postural disturbances in paroxysmal positional vertigo. *Am J Otol* 1990; 11: 444-46.
122. 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*. London, 2004. 2nd ed, p. 130-146.
123. Keim RJ: Clinical comparisons of posturography and electronystagmography. *Laryngoscope* 1993; 103: 713-716.
124. Kelly IP, Jenkinson A, Stephens M, O'Brien T. The kinematic patterns of toe-walkers. *J Pediatr Orthop* 1997; 17: 478-80.

Bibliografía

125. Kerber KA, Enrieto JA, Jacobson KM, Baloh RW. Disequilibrium in older people: a prospective study. *Neurology* 1998; 51: 574-580.
126. 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 (1); 20: 30-35.
127. 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 neurotomy. *Exp Brain Res* 1997; 115: 300-10.
128. 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. Universidad Politécnica de Valencia 1999.
129. Lajoie Y, Gallagher SP. Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. *Arch Gerontol Geriatr* 2004; 38 (1): 11-26.
130. Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC et al. Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and Posture* 2003; 18: 101-108.
131. 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.
132. 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.
133. 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.

Bibliografía

134. Lichtenstein MJ, Burger MC, Shields SL, Shiavi RG. Comparison of biomechanics platform measures of balance and videotaped measures of gait with a clinical mobility scale in elderly women. *J Gerontol* 1990; 45 (2): M49-54.
135. Lin MR, Hwang HF, Hu MH et al. Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc* 2004; 52: 1343-8.
136. 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.
137. Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensory-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Ageing* 1996; 25: 292-9.
138. 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.
139. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc* 1997; 45: 313-20.
140. 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.
141. Martín Sanz E, Barona de Guzmán R, Quinzá Valero V. Posturografía dinámica. *Rev Biomec* 2003 (Feb): 25-33.
142. Mathias S, Nayak USL, Isaacs B. Balance in the elderly patient: The “Get –up and Go” test. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 387.

Bibliografia

143. 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.
144. McPoil T, Cornwall M. The variability of the centre of pressure pattern. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1997; 12 (3): S20.
145. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in te elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing* 2004 Nov; 33 (6): 602-7.
146. Merrifield HH. Female gait patterns inshoes with different heel heights. *Ergonomics* 1971; 14 (3): 411-7.
147. Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL, Wise CM. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strenght and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73 (1): 29-36.
148. Miles G. Static equilibrium as a useful test of motor control. *J Industr Hyg* 1922; 3: 316-31.
149. Mirka A, Black FO. Clinical application of dynamic posturography for evaluation of sensory integration and vestibular dysfunction. *Neurol Clin* 1990; 8: 351-9.
150. Montero-Odasso M, Schapira M, Duque G, Soriano ER, Kaplan R, Camera LA. Gait disorders are associated with non-cardiovascular falls in elderly people: a preliminary study. *BMC Geriatr* 2005 Dec 1; 5: 15.
151. 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):117-124.
152. Morrison G, Hawken M, KennardC, Kenyon G. Dynamic platform sway measurement in Meniere's disease. *J Vestib Res* 1994; 409-19.

Bibliografia

153. Murray MP, Gore DR, Sepic SB, Mollinger LA. Antalgic maneuvers during walking in men with unilateral disability. *Clin Orthop* 1985; 199-192.
154. Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *J Orthop Res* 1984; 2 (3): 272-280.
155. Musselman K, Brouwer B. Gender-related differences in physical performance among seniors. *J Aging Phys Act* 2005 Jul; 13 (3): 239-53.
156. 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.
157. 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.
158. Nashner LM. A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Oto-Laryngol* 1972; 72: 429-36.
159. 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.
160. Nashner LM, Peters JF. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurologic Clinics* 1990; 8 (2): 331-349.
161. Nayak USL. Comparison of the Wright Ataxiometer and the Kistler Force Platform in the measurement of sway. *J Biomed Eng* 1987; 9: 302-4.
162. Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study. *JAMA* 1989; 261: 2663-8.

Bibliografía

163. Newstead AH, Hinman MR, Tomberlin JA. Reliability of the Berg Balance Scale and balance master limits of stability tests for individuals with brain injury. *J Neurol Phys Ther* 2005; 29 (1): 18-23.
164. Newton RA. Balance screening of an inner city older adult population. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78 (6): 587-91.
165. Ng SS, Hui-Chan CW. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2005 Aug; 86 (8): 1641-7.
166. Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction force at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989; 136: 217-27.
167. Norré ME, Forrez G, Beckers A. Posturographic findings in two common peripheral vestibular disorders. *J Otolaryngol* 1987; 16: 340-44.
168. Norré ME, Forrez G, Beckers A. Vestibulospinal findings in two syndromes with spontaneous vertigo attacks. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1989; 98: 191-5.
169. Norré ME, Forrez G. Vestibulospinal function in otoneurology. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1986; 48 (1): 37-44.
170. Norré ME. Head extensión effect in static posturography. *Acta Otol Rhinol Laryngol* 1995; 104: 570-573.
171. Norré ME. Posture in otoneurology. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1990; 44: 55-64.
172. Norré ME. Sensory interaction platform posturography in patients with Meniere's syndrome. *Am J Otolaryngol* 1993; 14: 404-9.
173. Norre ME. Sensory interaction posturography in patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 1993; 18 (3): 226-30.

Bibliografía

174. Norré ME. Sensory interaction testing in platform posturography. *J Laryngol Otol* 1993; 107: 496-501.
175. Norre ME. Vestibular patients examined by posturography: sensory interaction testing. *J Otolaryngol* 1994; 23 (6): 399-405.
176. Ojala M, Matikainen E, Juntunen J. Posturography and the dizzy patient: a neurological study of 133 patients. *Acta Neurol Scand* 1989; 80 (2): 118-122.
177. Okubo J, Watanabe Y, Takeya T, Baron JB. Influence of foot position and visual field condition in the examination for equilibrium function and sway of the center of gravity in normal persons. *Agressologie* 1979; 20: 127-132.
178. 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.
179. Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL. Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J* 1977; 1: 261-4.
180. Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *J Am Geriatr Soc* 2000 Jan; 48 (1): 42-50.
181. Parietti-Winkler, 2006, Gauchard GC, Simon C, Perrin PP. Sensorimotor postural rearrangement after unilateral vestibular deafferentation in patients with acoustic neuroma. *Neurosci Res* 2006 Jun; 55 (2): 171-81.
182. 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: 317-335.

Bibliografía

183. Pérez Fernández N, Pastor Fortea MJ. Vértigo posicional. En: Bartual Pastor J, Pérez Fernández N, ed. El sistema vestibular y sus alteraciones, 1ª ed., Barcelona: biblio stm; 1998. p.341-350.
184. Perry J. Gait analysis. Normal and pathological function. New York: Slack Incorporated 1992.
185. Philip E, Don Martin W. Morgan. Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med and Science Sports Exerc* 1991; 4: 467-74.
186. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people –a review. *Gerontology* 2006; 52 (1): 1-16.
187. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39: 142-148.
188. Pompeiano O. The tonic neck reflex: supraspinal control. In: Peterson BW, Richmond FJ, editores. *Control of head movements*. Oxford Univ Pr, New York; 1988. p. 108-119.
189. Quinzá Valero V. Aportación al conocimiento de la patología vestibular periférica, mediante la aplicación de un nuevo sistema basado en posturografía estática (Tesis Doctoral). Universidad de Valencia, 1998.
190. Quinzá Valero V, Barona de Guzmán R. Posturografía: antecedentes históricos. Técnicas actuales para el registro de la postura. *Rev Biomec* 2003 (Feb): 5-9.
191. Raiche M, Hebert R, Prince F, Corriveau H. . Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *Lancet* 2000 Sep 16; 356 (9234): 1001-2.
192. 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.

Bibliografía

193. 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.
194. Rey-Martínez JA, Boleas-Aguirre MS, Pérez Fernández N. Análisis postural de la prueba “Timed-up-and-go” en pacientes con vértigo. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2005; 56: 107-111.
195. Ribera Casado JM, Cruz Jentoft AJ. *Geriatría Formación Continuada en Atención Primaria*. Ed. Idepsa. Madrid, 1991: p.75-81.
196. Ribera Casado JM, Verga G. *Enfermería Geriátrica*. Ed. Idepsa. Madrid, 1991; p. 192-207.
197. Riddle DL, Stratford PW. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the Berg Balance Tes. *Phys Ther* 1999; 79: 939-48.
198. 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.
199. Robinovitch SN, Cronin T. Perception of postural limits in elderly nursing home and day care participants. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999 Mar; 54 (3): B124-130.
200. 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.
201. Romberg ME. *Manual of the Nervous Disease of man*. London: Sydenham Society, 1853: 395-401.
202. Rosenhall V, Rubin U. Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngol* 1975; 79: 67-81.

Bibliografía

203. 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 (abstract).
204. Salvinelli F, Firrisi L, Casale M, Trivelli M, D'Ascanio L, Lamanna F, et al. Benign paroxysmal positional vertigo: diagnosis and treatment. *Clin Ter* 2004 Sep; 155 (9): 395-400.
205. Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Soler C, Hoyos JV, Vera P. Técnicas instrumentales para la valoración biomecánica de los movimientos humanos. En: Ponencias del IV Congreso Nacional y I Internacional de técnicas ortoprotésicas (ORTO 92). Valencia 1992; p. 34-42.
206. Sanchez-Lacuesta J. Análisis cinético de la marcha humana. Elaboración de criterios en patologías degenerativas del miembro inferior. (Tesis Doctoral). Universidad de Valencia 1997.
207. Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha normal. En: IBV, eds. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia, 1993. p. 19-111.
208. Sattin RW. Falls among older persons: a public health perspective. *Annu Rev Public Health* 1992; 13: 489-508.
209. 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.
210. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys Ther* 1997; 77: 812-19.
211. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go test. *Phys Ther* 2000; 80 (9): 896-903.

Bibliografía

212. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance.: suggestion from the field. *Phys Ther* 1986; 66 (10): 1548-50.
213. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Control of posture and balance. En: *Motor control. Theory and practical applications*. Williams & Wilkins. Baltimore, 1995. p.119-168.
214. Siggeirsdottir K, Jonsson BY, Jonsson Jr. H, Iwarsson S. The timed “Up & Go” is dependent on chair type. *Clin Rehabil* 2002; 16: 609-16.
215. 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.
216. Smidt GL. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone, 1990
217. Soames RW, Atha J. Antero-posterior and lateral sway in young men and women. *Agressologie* 1978; 19A: 13-14.
218. 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.
219. Soto A, Labella T, Santos S, Rio MD, Lirola A, Cabanas E, et al. The usefulness of computerized dynamic posturography for the study of equilibrium in patients with Meniere’s disease: correlation with clinical and audiologic data. *Hear Res* 2004; 196 (1-2): 26-32.
220. Stockwell CW: Posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1981; 89 (2): 333-335.
221. 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: 677-685.

Bibliografía

222. 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.
223. Thomas JJ, Lane JV. A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of falls risk in frail elderly patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2005 Aug ; 86 (8): 1636-40.
224. Tibbits GM. Patients who fall: how to predict and prevent injuries. *Geriatrics* 1996; 51: 24-28.
225. Tinetti ME, Doucette J, Claus E, Marottoli R. Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. *J Am Geriatr Soc* 1995; 43: 1214-21.
226. Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* 1986; 80: 429-34.
227. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 1986; 34: 119-126.
228. 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): 165-174.
229. Topper AK, Maki BE, Holliday PJ. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? *J Am Geriatr Soc* 1993; 41: 479-487.
230. 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.
231. Tucker CA, Ramirez J, Krebs DE, Riley PO. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait and Posture* 1998 ; 8: 117-123.

Bibliografía

232. Uimonen S, Laitakari K, Bloigu R, Reinila M, Sorry M. Static posturography and intravenous alcohol. *J Vest Res* 1994; 4 (4): 277-83.
233. 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.
234. Vaillant J, Martigne P, Vuillerme N, Caillat-Miousse JL, Parisot J, Juvin R, et al. [Prediction of falls with performance on Timed “Up-and-Go” and one-leg-balance tests and additional cognitive tasks.] (fran) *Ann Readapt Med Phys* 2006 Feb; 49 (1): 1-7.
235. Vasallo M, Stockdale R, Sharma JC, Briggs R, Allen S. A comparative study of the use of four fall risk assessment tools on acute medical wards. *J Am Geriatr Soc* 2005 Jun; 53 (6): 1034-8.
236. Vellas B, Faisant C, Lanque S, Sendehl M, Baumgartner R, Andrieux JM et al. Estudio ICARE: investigación de la caída accidental. Estudio epidemiológico. En: *Trastornos de la postura y riesgos de caída*. Ed. Glosa. Barcelona, 1996; p.15-28.
237. Vellas BJ, Wayne L, Romero L, Baumgartner RN, Rubinstein LZ, Garry PJ. One leg balance is an important predictor of injurious fall in older persons. *J Am Geriatr Soc* 1997; 45: 735-738.
238. Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech* 1992; 25 (9): 1007-15.
239. Watanabe Y, Mizukoshi K, Shojayu H, Watanabe I, Hinoki M, Kitahara M. Epidemiological and clinical characteristics of Meniere’s disease in Japan. *Acta Otolaryngol Suppl* 1995; 519: 206-10.
240. 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.

Bibliografia

241. Whitney JC, Lord SR, Close JC. Streamlining assessment and intervention in a fall clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessments. *Age Ageing* 2005 Nov; 34 (6): 567-71.
242. Whitney S, Wrisley D, Furman J. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction. *Physiother Res Int* 2003; 8 (4): 178-86.
243. Whitney SL, Borger L, Redfern M et al. Correlation of three assessment tools for patients with peripheral vestibular pathology. *Neurology Report* 1994; 18: 33 (abstract).
244. Whitney SL, Marchetti GF, Schade A, Wrisley DM. The sensitivity and specificity of the Timed "Up & Go" and the Dynamic Gait Index for self-reported falls in persons with vestibular disorders. *J Vest Res* 2004; 14(5):397-409.
245. Whitney SL, Marchetti GF, Schade AI. The relationship between falls history and computerized dynamic posturography in persons with balance and vestibular disorders. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87 (3): 402-7.
246. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE.. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 1990; 70: 340-7.
247. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2nd ed. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario 1991.
248. 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.
249. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and postural control: changes in sensory organization in muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev* 1986; 23: 97-114.

ANEXOS

Anexo 1. TEST DE TINETTI

A) SUBESCALA DE EQUILIBRIO (Score máximo: 16): el paciente se sienta en una silla dura, sin reposabrazos. Consta de 9 ítems.

1. EQUILIBRIO EN SEDESTACIÓN

- 0. Se inclina o desliza (resbala) en la silla
- 1. Estable, seguro

2. PASO DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN

- 0. Imposible sin ayuda
- 1. Capaz de levantarse , pero se ayuda con los brazos
- 2. Capaz de levantarse sin ayuda de los brazos

3. INTENTO DE LEVANTARSE

- 0. Incapaz sin ayuda
- 1. Capaz de levantarse, pero requiere más de un intento
- 2. Capaz de levantarse al primer intento

4. EQUILIBRIO INMEDIATO TRAS PONERSE DE PIE (PRIMEROS 5 SEG)

- 0. Inestable (se tambalea, mueve los pies, tiene marcado balanceo del tronco)
- 1. Estable, pero usa andador o muleta, o se apoya en otros objetos a modo de soporte)
- 2. Estable sin andador, muleta u otro soporte

5. EQUILIBRIO EN BIPEDESTACIÓN

- 0. Inestable
- 1. Estable con base de sustentación amplia (talones separados más de 10 cm., o usa andador, muleta u otros soportes)
- 2. Estable con base de sustentación estrecha y sin apoyos

6. EQUILIBRIO TRAS UN EMPUJÓN (el paciente está de pie, con los pies lo más juntos posible, el examinador le da un empujón suave sobre el esternón, tres veces)

- 0. Empieza a caer
- 1. Se tambalea, se coge, pero mantiene el equilibrio
- 2. Estable

7. BIPEDESTACIÓN CON OJOS CERRADOS Y PIES JUNTOS

- 0. Inestable
- 1. Estable

8. GIRO DE 360°

- 0. Paso discontinuos
 - 1. Pasos continuos
-
- 0. Inestable (setambalea, se coge)
 - 1. Estable

9. SENTARSE

- 0. Inseguro (calcula mal la distancia, cae en la silla)

1. Utiliza los brazos o el movimiento es brusco
2. Estable (se sienta con un movimiento suave y regular)

B) SUBESCALA DE MARCHA (score máximo: 12)

10. INICIO DE LA MARCHA (tras la orden de empezar a caminar)

0. Algunas vacilaciones o múltiples intentos para empezar
1. Sin vacilaciones

11. LONGITUD Y ALTURA DEL PASO

* OSCILACIÓN DEL PIE DERECHO

0. No sobrepasa al pie izquierdo, que está apoyado
1. Sobrepasa al pie izquierdo

0. No se levanta (despega) claramente del suelo

1. Se levanta (despega) claramente del suelo

* OSCILACIÓN DEL PIE IZQUIERDO

0. No sobrepasa al pie derecho, que está apoyado

1. Sobrepasa al pie derecho

0. No se levanta claramente del suelo

1. Se levanta claramente del suelo

12. SIMETRÍA DEL PASO

0. Pasos desiguales en longitud

1. Pasos iguales

13. CONTINUIDAD DEL PASO

0. Se para o discontinúa los pasos

1. Continuidad de los pasos

14. TRAYECTORIA (durante 3 metros)

0. Desviación marcada

1. Desviación ligera o moderada, o usa andador

2. Camina recto y sin ayudas

15. TRONCO

0. Marcada inclinación del tronco o usa ayuda para caminar (andador)

1. No se inclina pero flexiona las rodillas o la espalda, o separa los brazos al caminar

2. No se inclina, no flexiona las rodillas, no separa los brazos, no usa ayudas para caminar (andador)

16. SEPARACIÓN DE TOBILLOS AL CAMINAR

0. Talones separados

1. Talones casi tocándose

PUNTUACIÓN TOTAL: / 28

Anexo 2. ESCALA DE EQUILIBRIO DE BERG

Consta de 14 ítems que se puntúan de 0 a 4. (TOTAL: 0 - 56)

1. PASO DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN

Instrucción: Por favor, levántese. Intente no usar sus manos como apoyo.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de levantarse sin usar las manos y estabilizarse de forma independiente
3. Capaz de levantarse sólo, usando las manos
2. Capaz de levantarse usando las manos tras varios intentos
1. Necesita ayuda mínima para levantarse o estabilizarse
0. Necesita ayuda moderada o máxima para levantarse

2. BIPEDESTACIÓN SIN APOYOS

Instrucción: Manténgase de pie durante 2 minutos sin apoyarse en ningún sitio.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de permanecer de pie 2 minutos con seguridad
3. Capaz de permanecer de pie 2 minutos bajo supervisión
2. Capaz de permanecer de pie 30 segundos, sin apoyo
1. Necesita varios intentos para permanecer de pie 30 segundos sin apoyo
0. Incapaz de permanecer de pie 30 segundos sin ayuda

Si es capaz de permanecer de pie 2 minutos con seguridad, dar máxima puntuación a la sedestación sin respaldo.

3. SEDESTACIÓN SIN RESPALDO, CON LOS PIES EN EL SUELO

Instrucción: Manténgase sentado durante 2 minutos, con los brazos cruzados.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de permanecer sentado durante 2 minutos con seguridad y firmeza
3. Capaz de permanecer sentado durante 2 minutos bajo supervisión
2. Capaz de permanecer sentado durante 30 segundos
1. Capaz de permanecer sentado durante 10 segundos
0. Incapaz de permanecer sentado sin respaldo durante 10 segundos

4. PASO DE BIPEDESTACIÓN A SEDESTACIÓN

Instrucción: Siéntese, por favor.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Se sienta con seguridad, con uso mínimo de las manos
3. Controla el descenso usando las manos
2. Hace contactar las pantorrillas con la silla para controlar el descenso.
1. Se sienta solo, pero el descenso no es controlado
0. Necesita ayuda para sentarse

5. TRANSFERENCIAS

Instrucción: Por favor, pase de la silla a la cama y después vuelva de nuevo a la silla.

Una vez hacia una silla con reposabrazos y otra vez hacia una silla sin reposabrazos.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de transferir con seguridad, con mínimo uso de las manos
3. Capaz de transferir con seguridad, usando claramente las manos
2. Capaz de transferir con apoyo verbal y/o supervisión
1. Necesita la ayuda de una persona
0. Necesita la ayuda o supervisión de 2 personas para hacerlo con seguridad

6. PERMANECER DE PIE SIN APOYO CON LOS OJOS CERRADOS

Instrucción: Cierre sus ojos y permanezca de pie durante 10 segundos.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de permanecer de pie 10 segundos con seguridad
3. Capaz de permanecer de pie 10 segundos bajo supervisión
2. Capaz de permanecer de pie 3 segundos
1. Incapaz de mantener los ojos cerrados durante 3 segundos, pero permanece estable
0. Necesita ayuda para evitar la caída

7. PERMANECER DE PIE SIN APOYO CON LOS PIES JUNTOS

Instrucción: Junte sus pies y permanezca de pie, sin apoyarse.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 1 minuto con seguridad
3. Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 1 minuto con supervisión
2. Capaz de permanecer de pie con los pies juntos durante 30 segundos
1. Necesita ayuda para mantener la posición pero es capaz de permanecer 15 segundos con los pies juntos
0. Necesita ayuda para mantener la posición y es incapaz de permanecer de pie durante 15 segundos

Los siguientes apartados se hacen mientras el sujeto está de pie, sin apoyo.

8. INCLINARSE HACIA ADELANTE CON LOS BRAZOS EXTENDIDOS

Instrucción: Levante sus brazos hacia delante 90°. Estire sus dedos e inclínese hacia delante tanto como pueda. (El examinador coloca una regla en la punta de los dedos cuando los brazos están flexionados a 90°. Los dedos no deben tocar la regla mientras se inclina. La medida registrada es la distancia hacia adelante que los dedos alcanzan mientras el sujeto está en la posición más adelantada.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Puede inclinarse hacia adelante con seguridad >10 pulgadas (>25 cm.)
3. Puede inclinarse hacia adelante con seguridad > 5 pulgadas (>12,5 cm.)
2. Puede inclinarse hacia adelante con seguridad > 2 pulgadas (> 5 cm.)
1. Se inclina hacia delante, pero necesita supervisión
0. Necesita ayuda para evitar caerse

9. COGER OBJETOS DEL SUELO

Instrucción: coja el zapato/zapatilla colocado enfrente de sus pies.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de coger la zapatilla con seguridad y facilidad. Lo hace con seguridad y facilidad
3. Capaz de coger la zapatilla, pero necesita supervisión
2. Incapaz de cogerla, pero se acerca hasta 2-5 cm y mantiene el equilibrio solo
1. Incapaz de cogerlo y necesita supervisión mientras lo intenta
0. Incapaz de hacerlo / necesita ayuda para evitar la caída

10. GIRARSE PARA MIRAR ATRÁS, POR ENCIMA DE LOS HOMBROS IZQUIERDO Y DERECHO

Instrucción: Gírese hacia la izquierda para mirar detrás de Vd. (por encima del hombro izquierdo). Repita por el lado derecho.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Mira atrás por ambos lados y mantiene bien el equilibrio
3. Mira atrás solo por un lado; por el otro lado mantiene peor el equilibrio
2. Gira hacia un lado solamente pero mantiene el equilibrio
1. Necesita supervisión mientras hace el giro
0. Necesita ayuda para evitar caerse

11. GIRO DE 360°

Instrucción: Gire sobre sí mismo dando una vuelta entera. Descanse. Ahora dé una vuelta entera en la otra dirección.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de girar con seguridad en < 4 segundos por ambos lados
3. Capaz de girar en < 4 segundos solo por un lado
2. Capaz de girar 360° con seguridad pero más lentamente
1. Necesita supervisión o apoyo verbal
0. Necesita ayuda mientras gira

12. CONTAR EL NÚMERO DE VECES QUE PUEDE PONER EL PIE SOBRE UN TABURETE (ALTERNANDO LOS PIES)

Instrucción: Ponga cada pie, alternativamente, sobre el taburete. Continúe hasta que cada pie haya tocado el taburete cuatro veces.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de permanecer de pie solo y completar 8 pasos (toques) en 20 segundos
3. Capaz de permanecer de pie solo y completar 8 pasos (toques) en más de 20 segundos
2. Capaz de completar 4 pasos (toques) sin ayuda, con supervisión
1. Capaz de completar más de dos pasos (toques) con asistencia mínima
0. Necesita asistencia para evitar la caída / incapaz de hacerlo

13. BIPEDESTACIÓN SIN APOYO, CON UN PIE DELANTE DEL OTRO

Instrucción: (Demuéstrelo al sujeto): Ponga un pie delante del otro, tocándose. Si cree que no puede hacerlo, intente que estén lo más cerca posible el talón de un pie con los dedos del otro pie.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de poner los pies en posición de tándem solo y aguanta 30 segundos
3. Capaz de poner un pie delante del otro solo y aguanta 30 segundos.
2. Da un pequeño paso, pero se mantiene 30 segundos
1. Necesita ayuda pero se mantiene 15 segundos
0. Pierde el equilibrio mientras da el paso o permanece de pie

14. BIPEDESTACIÓN SOBRE UNA PIERNA

Instrucción: Permanezca apoyado sobre una pierna todo el tiempo que pueda, sin cogerse de ningún sitio.

Puntuación: por favor, señale la puntuación más baja que corresponda.

4. Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante más de 10 segundos
3. Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante 5-10 segundos
2. Capaz de mantenerse de pie sobre una sola pierna durante más de 3 segundos
1. Intenta levantar una pierna; incapaz de mantenerse 3 segundos, pero permanece de pie solo
0. Incapaz de hacerlo o necesita asistencia para prevenir una caída

PUNTUACIÓN TOTAL: / 56