

INVESTIGACIÓN CLÍNICA

ANÁLISIS DE LA INTERACCIÓN VISUO-VESTIBULAR Y LA INFLUENCIA VISUAL EN EL CONTROL POSTURAL

E. MARTÍN SANZ*, R. BARONA DE GUZMÁN*, C. COMECHE CERVERÓN*, J. M. BAYDAL**

*SERVICIO DE OTORRINOLARINGOLOGÍA. HOSPITAL CASA DE SALUD. VALENCIA.

**INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA.

RESUMEN

Introducción: El control postural depende de la función coordinada del sistema visual, somatosensorial y vestibular. Es necesario el estudio de cada uno de los tres sistemas para una correcta valoración del equilibrio.

Material y métodos: Se estudió un grupo de sujetos normales y otro con patología vestibular. Cada sujeto fue objeto de un estudio mediante una plataforma dinamométrica. Se obtuvo el valor de la velocidad media, área media recorrida de la variación del centro de presiones y un escalograma.

Resultados: En ambos grupos, los parámetros estudiados mostraron valores mayo-

res cuando el sistema propioceptivo y visual era alterado. En ambos grupos se identificó el patrón de dependencia visual. El escalograma obtenido en el grupo normal, muestra una mínima variación del centro de presiones, mientras que en el patológico, existe una mayor intensidad de la variación del centro de presiones con diferencias según el grado de compensación. **Conclusiones:** Nuestro protocolo de estudio con posturografía es un instrumento adecuado para la valoración del equilibrio, que discrimina el patrón de dependencia visual y ayuda a valorar la compensación.

PALABRAS CLAVE: Posturografía. Dependencia visual. Escalograma. Compensación vestibular.

SUMMARY

ANALYSIS OF THE INTERACTION BETWEEN VISUAL AND VESTIBULAR INFLUENCE IN POSTURAL CONTROL

Introduction: Postural control depends on a coordinate function of the visual, somatosensory and vestibular systems. A correct analysis of each of them is necessary, in order to obtain an adequate postural evaluation. **Methods:** A normal and a pathological vestibular group of subjects are study. A dynamometric platform studied was performed for every subject in both groups. A scalogram, the centre of pressure variation velocity, and the area, were the parameters analyzed. **Results:** In both groups, parameters showed high-

er values when proprioceptive and visual system were altered. A pattern of visual dependence was identified in both groups. The scalogram in the normal group showed a minimal centre of pressure variation. In contrast, the pathological group showed a major variation, with differences depending on the compensation status. **Conclusions:** Our study protocol with posturography is an adequate instrument of postural evaluation, which discriminates the visual dependence and aids to valuate the compensation.

KEY WORDS: Posturography. Visual dependence. Scalogram. Vestibular compensation.

Correspondencia: Dr. E. Martín Sanz. Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Casa de Salud. Manuel Candela, 41. 46021 Valencia.

E-mail: emartin@clinicabarona.com

Fecha de recepción: 27-3-2003

Fecha de aceptación: 5-1-2004

INTRODUCCIÓN

El control postural está basado en un sistema complejo de respuestas musculares y articulares.

La información relevante sobre el entorno y la posición del sujeto en él, depende de la función coordinada del sistema visual, somatosensorial y vestibular. Aunque la relevancia de estos tres sistemas está demostrada¹ la integración y el procesamiento de la información visual, propioceptiva y vestibular por el sistema nervioso central es menos conocida. Se han desarrollado algunos modelos que explican esta integración de sistemas, pero dado que las relaciones entre ellos no son lineales, los modelos resultan demasiado complejos.

El sistema visual contribuye a la orientación espacial y la percepción de automoción. La información visual más importante debe aportar datos acerca de la estructura tridimensional del entorno, por lo que es importante la iluminación del mismo la complejidad de sus componentes, y la adaptación². La estimulación visual puede ser foveal y voluntaria (seguimiento lento) o retiniana y no voluntaria (sistema optocinético). Ambos sistemas discurren por diferentes vías con el único objetivo de estabilizar la mirada.

Cambios en el entorno visual puede provocar alteraciones del equilibrio y caídas en pacientes con patología vestibular. Del mismo modo, síntomas de estrabismo pueden por sí mismos, desencadenar alteraciones del equilibrio con lo que es necesario tener medidas válidas para evaluar el control postural ante situaciones de conflicto visual, que pueden ser útiles para cuantificar los resultados terapéuticos en la rehabilitación vestibular de este tipo de pacientes.

El objetivo del siguiente trabajo es evaluar la respuesta postural en una población sana, sin antecedentes de patología vestibular y en una población con patología vestibular sometidas a diferentes condiciones, para poder explicar la interacción de cada uno de los sistemas implicados en el mantenimiento del equilibrio. De un modo más específico se pretende valorar el componente visual, y describir aquel grupo de sujetos con mayor dependencia visual, tanto en los sujetos sanos como en los patológicos, mediante el estudio del efecto postural de la estimulación optocinética (OKN).

MATERIAL Y MÉTODO

Sujetos

Se estudió la respuesta postural en dos grupos de pacientes (A y B). El grupo A está formado por

una muestra de sujetos sanos, de los que se incluyeron 30 sujetos. Ninguno de ellos refirió antecedentes personales congruentes con patología vestibular periférica o central, traumatismo craneo-encefálico o alteración articular que impidiese una correcta deambulación.

El grupo B está formado por 40 pacientes consecutivos con patología vestibular en distintos estadios de evolución, diagnosticados de acuerdo a la historia clínica y a la exploración física, incluyendo la videonistagmografía en todos los casos. Se definió el estado de compensación según la aparición de signos definitorios de hipofunción vestibular (nistagmo de agitación cefálica o maniobra oculocefálica) en la exploración clínica y/o signos oculomotores durante la videonistagmografía (nistagmo espontáneo, de posición y/o posicionamiento). En las tablas 1 y 2 se exponen las características de los dos grupos de pacientes.

Durante el período de estudio ninguno de los sujetos tomó medicación alguna, como sedantes del aparato vestibular, antidepresivos, ansiolíticos o similares. Ningún sujeto había realizado la prueba con anterioridad.

Condiciones de estudio

En las diferentes condiciones de estudio en este trabajo, el sujeto debía mantener el equilibrio, de pie, descalzo, con los talones juntos y las puntas de los pies formando un ángulo de 30°, con los brazos extendidos lateralmente junto al tronco.

A todos los sujetos del estudio, se les realizaba dos mediciones de 30 segundos de duración, con un intervalo de un minuto entre cada prueba, por cada condición del estudio, con las características y en el orden que a continuación se detallan:

1. Ojos abiertos con la mirada fija en una pared situada a 2,5 metros de distancia.
2. Ojos cerrados.

Tabla 1: Características generales de la población del estudio

Grupo A		Grupo B	
Número	30	Número	40
Edad	38,26 ± 8,03 años	Edad	45,9 ± 15,83 años
Sexo	17 varones y 13 mujeres	Sexo	27 varones y 13 mujeres
Peso	69,46 ± 13,88 Kg	Peso	74,5 ± 12,2 Kg
Talla	171,32 ± 9,03 cm	Talla	168,9 ± 7,5 cm

Tabla 2: Características del grupo de sujetos con patología vestibular

Etiología	VPPB	7
	Meniere	4
	Neuritis vestibular	13
	Vestibulopatía recurrente	16
Compensación	HVU Descomp.	19
	HVU Comp.	17
	HVB Comp.	4
Lado afecto	Derecho	17
	Izquierdo	19
	Bilateral	4

VPPB: vértigo posicional paroxístico benigno refractario a tratamiento; HVU: hipofunción vestibular unilateral; HVB: hipofunción vestibular bilateral; Descomp: descompensado; Comp: compensado.

3. Ojos abiertos con la mirada fija en una pared situada a 2,5 metros de distancia, de pie sobre una superficie de goma espuma de 60x40x13 centímetros de 56,7 Kg/m³ de densidad.

4. Ojos cerrados, de pie sobre la superficie de goma espuma.

5. Estimulación OKN generada con un equipo apropiado capaz de producir una velocidad angular de 60°/s, en sentido horario.

6. Estimulación OKN generada con un equipo apropiado capaz de producir una velocidad angular de 60°/s, en sentido antihorario.

7. Condición 5 sobre superficie de goma espuma.

8. Condición 6 sobre superficie de goma espuma.

Medición de la estabilidad

Las variaciones del centro de gravedad durante la realización de cada una de las condiciones antes definidas fueron cuantificadas con una plataforma dinamométrica, la cual adquiere información de la posición instantánea del centro de presiones (CP) a una frecuencia de muestreo de 40 Hz.

Se utilizó el sistema Ned/IBV SVE desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia.

Los parámetros estudiados fueron la velocidad (V) y el área media de desplazamiento (A) del CP que son equivalentes a la velocidad media de balanceo y al área de recorrido. Para realizar el cálculo del área media, la aplicación calcula una elipse que engloba la nube de puntos que compone la trayectoria del sujeto desde el momento que se alcanza la diana actual hasta que termina la transi-

ción. Los autovalores de esta nube de puntos λ_1 y λ_2 , equivalen a los cuadrados de las desviaciones típicas en los ejes principales de esta elipse. La aplicación calcula el área de balanceo como la superficie del polígono rectangular inscrito en esta elipse. Por tanto:

$$\text{Área De Balanceo} = 4 * \sqrt{\lambda_1 * \lambda_2}$$

La velocidad media se expresa en metros/segundo. Estima la velocidad media de la proyección del centro de gravedad del sujeto durante la prueba, calculada a partir del instante en que se inicia la prueba hasta que termina la misma. Para realizar este cálculo, la aplicación calcula la distancia total recorrida por el centro de gravedad durante la prueba y la divide por el tiempo transcurrido.

Del mismo modo, con el objeto de analizar la variación frecuencial del centro de presiones y su correlación temporal, se estudió el escalograma de la variación del CP en el eje X o medio lateral y en el eje Y o antero posterior, en la condición 7. El escalograma de frecuencias es la representación gráfica del análisis tiempo-frecuencia. Este tipo de análisis es el que se utiliza para poder relacionar la frecuencia de oscilación del centro de presiones, el instante de tiempo al cual se produce y la amplitud de la señal. La señal de entrada no es de tipo estacionario, con lo que no se adapta el análisis de la transformada de Fourier.

Con lo cual se ha utilizado la wavelet madre de Morlet: $\Psi = \Psi(t)$;

La transformada wavelet aplicada es:

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot \Psi_{a,b}^* \cdot dt$$

Este tipo de wavelet es una de las mejores aproximaciones existentes al análisis tiempo-frecuencia de una señal.

Análisis estadístico

En cada condición se obtuvo la media para las dos determinaciones de las variables estudiadas, V y A. Mediante regresión por estimación curvilínea, se evidenció una relación significativa entre el cuadrado de la talla con el área media recorrida y la velocidad media de balanceo en cada una de las condiciones. Con el objeto de normalizar los datos se dividió cada determinación entre el cuadrado de la talla, y posteriormente se multiplicaron los resultados por 1.000.

Para el estudio de las variables V y A, y su comparación entre las distintas condiciones de un mismo

grupo, se empleó un ANOVA univariante no paramétrico. Para la comparación entre el grupo A y B, se empleó el test no paramétrico de Kruskall Wallis.

RESULTADOS

Grupo A

Cuando se estudió el parámetro V y A, las comparaciones realizadas, mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre las condiciones 4, 7 y 8 con el resto de las determinaciones realizadas. Los valores de ambos parámetros se muestran en la figura 1.

Los dos parámetros estudiados mostraron valores significativamente mayores cuando el sistema propioceptivo era alterado con una goma espuma y, simultáneamente el sistema visual estaba anula-

do (condición 4) o distorsionado con la estimulación OKN (condiciones 7 y 8). Los valores obtenidos entre las condiciones 4, 7 y 8 fueron similares, sin diferencias significativas entre ellos ($p > 0,05$).

Durante la realización del presente estudio se observaron dos patrones de respuesta en los sujetos, al realizar las condiciones 7 y 8 con respecto a la condición 4. Algunos sujetos mostraron valores de velocidad media o área media recorrida en condiciones de estimulación OKN (horaria o antihoraria) con goma espuma significativamente superiores a los alcanzados en la condición 4. Al conjunto de sujetos con este patrón se le denominó grupo Ia, con 12 sujetos. Otros individuos, en cambio mostraron valores muy similares entre las condiciones 4, 7 y 8, tal y como se ha reflejado cuando se estudió el total de la población del grupo control, los cuales quedaron englobados en el grupo IIa, con 18 sujetos. La figura 2 muestra los valores de los grupos Ia y IIa.

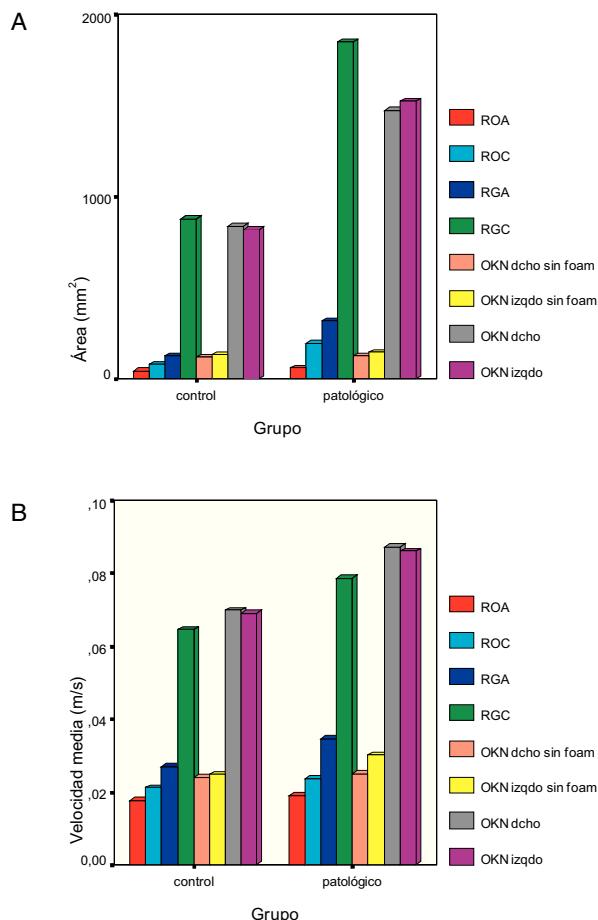


Figura 1. A. Área media recorrida por los sujetos en las distintas condiciones estudiadas en el grupo Control y patológico. **B.** Velocidad media recorrida por los sujetos en las distintas condiciones del estudio en el grupo control y patológico.

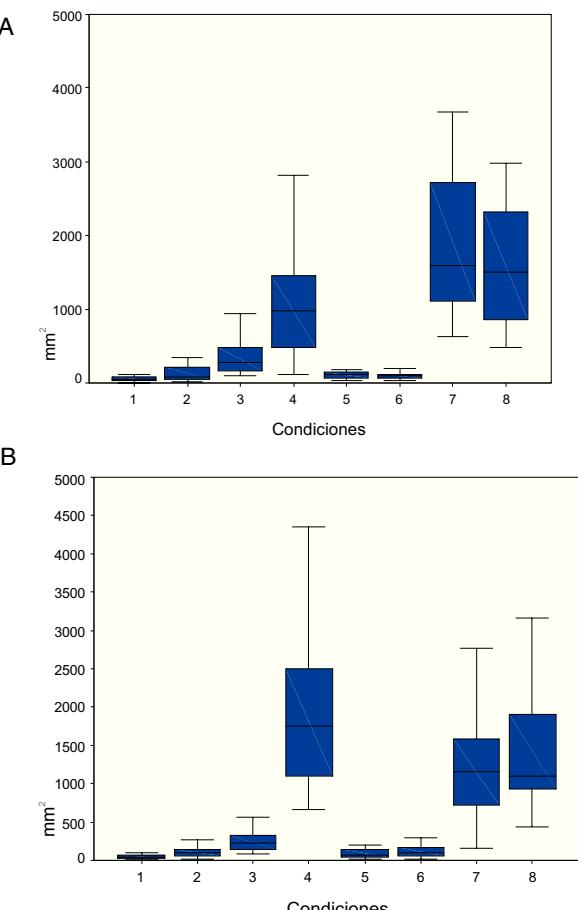


Figura 2. A. Área media recorrida en las condiciones del estudio por los pacientes del grupo Ia. **B.** Área media recorrida en las condiciones del estudio por los pacientes del grupo IIa.

El escalograma (figura 4) obtenido durante la condición 7 nos permite observar que en sujetos sanos, la intensidad de balanceo es mayor en el eje Y (antero posterior) que en el X, siempre en una frecuencia menor a 1 Hz, especialmente durante los primeros segundos de la prueba.

Grupo B

Del mismo modo que con el grupo control, los dos parámetros estudiados mostraron valores significativamente mayores cuando el sistema propioceptivo era alterado con una goma espuma y, simultáneamente el sistema visual estaba anulado (condición 4) o distorsionado con la estimulación OKN (condiciones 7 y 8). Los valores obtenidos entre las condiciones 4, 7 y 8 fueron similares, sin diferencias significativas entre ellos ($p>0,05$).

De igual forma que en el grupo control, en el grupo patológico, algunos sujetos mostraron valores V o A, en condiciones de estimulación OKN (derecha o izquierda) con goma espuma, significativamente superiores a los alcanzados en la condición 4. Al conjunto de pacientes con este patrón se le denominó grupo Ib, con 14 sujetos. Otros pacientes, en cambio mostraron valores muy similares entre las condiciones 4, 7 y 8, tal y como se ha reflejado cuando se estudió el total de la población de este grupo, los cuales quedaron englobados en el grupo IIb, con 26 sujetos. La figura 3 muestra los valores alcanzados en el grupo Ib y IIb.

Al comparar los valores obtenidos en el grupo B con los del grupo A, se evidenció una diferencia significativa en las condiciones 2, 3, 4, 7 y 8. La estimulación OKN, por sí misma (condiciones 5 y 6) no es capaz de diferenciar al grupo sano del patológico.

El escalograma (figura 4), obtenido en los pacientes pertenecientes a este grupo, muestra distintos patrones según el estado de compensación. En los pacientes con patología vestibular compensada nos suele mostrar una mayor energía de la variación del CP que en el grupo A, durante los primeros segundos de la prueba y en un margen frecuencial menor a 1Hz, con similar intensidad en el eje X que en el Y. En los pacientes con patología vestibular descompensada, la intensidad está incrementada en todas las frecuencias, y con más intensidad en el eje Y, sin ajuste postural en el tiempo de duración de la prueba.

DISCUSIÓN

Nuestros hallazgos sugieren que la anulación de la función visual o distorsión de la misma con-

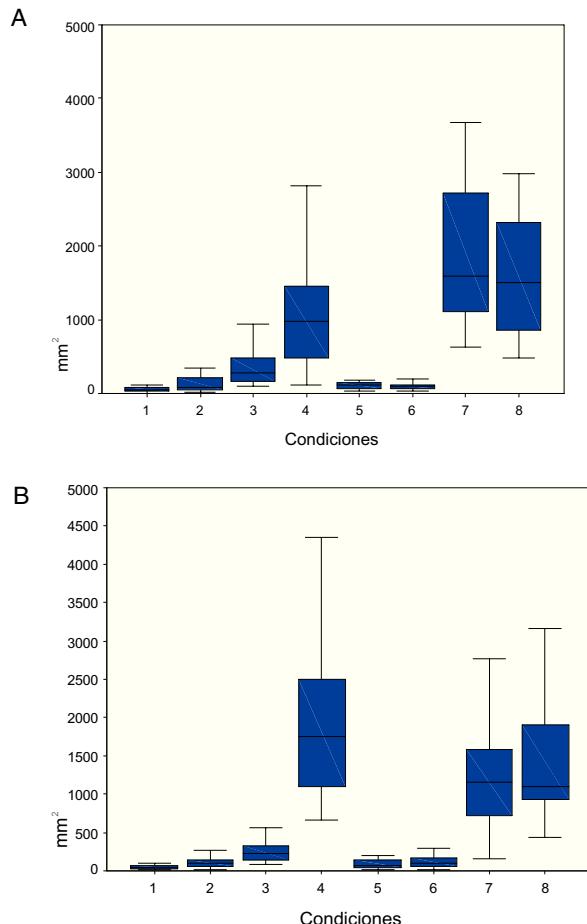


Figura 3. A. Área media recorrida en las distintas condiciones por los pacientes del grupo Ib. B. Área media recorrida en las condiciones del estudio por los pacientes del grupo IIb.

la estimulación retiniana e involuntaria mediante el sistema OKN en nuestra población de sujetos sanos, no afectan al control postural siempre y cuando los otros dos sistemas (propioceptivo y vestibular) reciban una información adecuada. Del mismo modo, la alteración de modo aislado del sistema propioceptivo mediante una goma espuma en la base de soporte, tampoco provoca una alteración significativa del centro de gravedad en los sujetos de nuestra población.

Otros autores^{2,3} han llegado a conclusiones similares en poblaciones de sujetos sanos. Bronstein⁴ afirma que el sistema vestibular y propioceptivo pueden compensar una anulación o alteración del sistema visual, como se demuestra en la ausencia de variación del centro de gravedad demostrada en cualquier sujeto sano con ojos cerrados con respecto a la obtenida con ojos abiertos.

La importancia de la información visual en el mantenimiento del equilibrio se pone de mani-

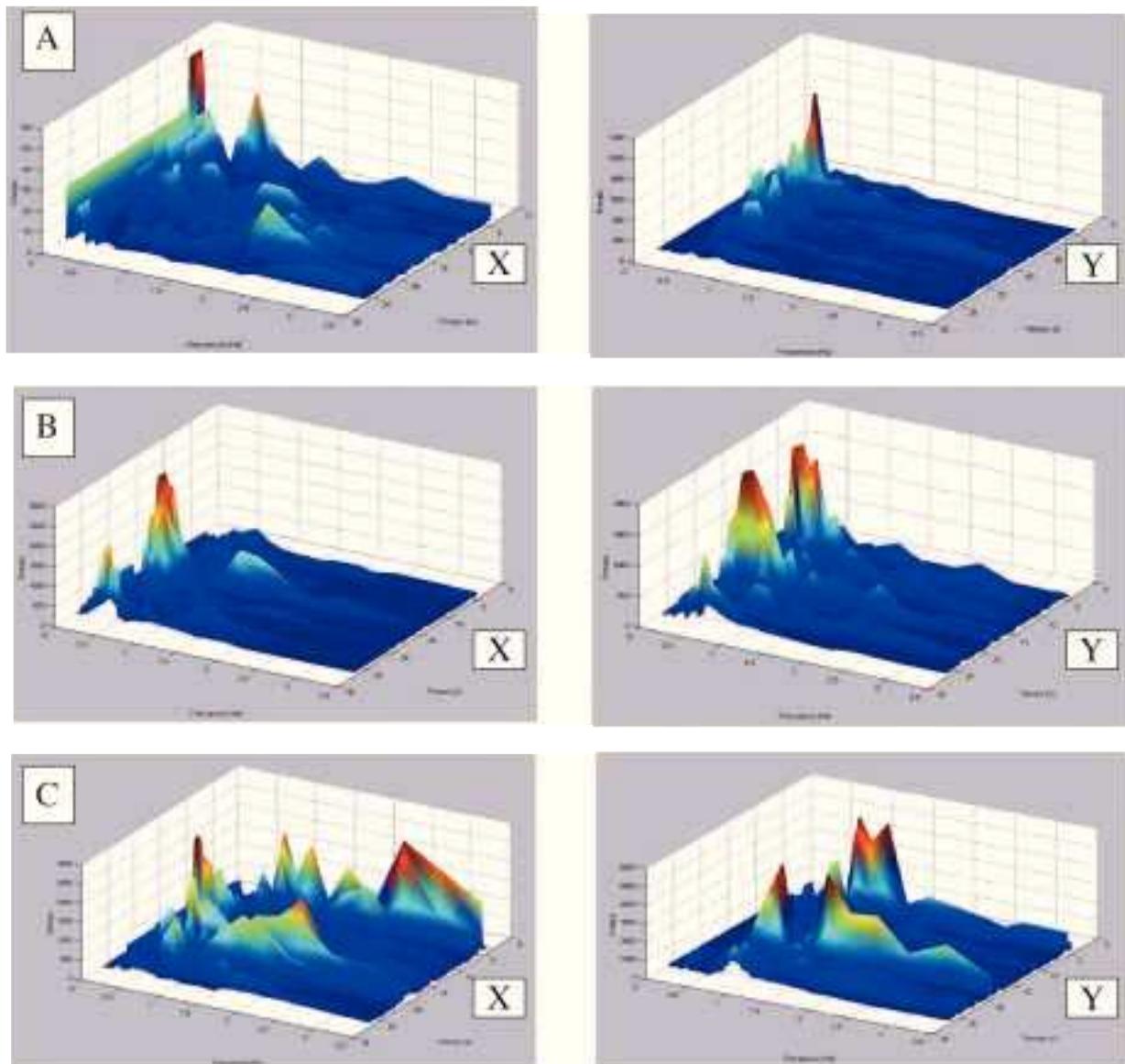


Figura 4. Ejemplos de algunos escalogramas obtenido de la condición 7 en el eje X e Y. A. Paciente sano. B. Paciente patológico compensado. C. Paciente patológico descompensado.

fiesto en la condición 3, en la que la integridad de este sistema, permite al sujeto sano mantener el control de la postura a pesar de la alteración del sistema propioceptivo con la goma espuma. En cambio en las condiciones 4, 7 y 8, existe una alteración significativa del centro de gravedad con respecto al resto de las condiciones del estudio.

El control postural utiliza la misma estrategia cuando sobre una goma espuma, anulamos la visión o la distorsionamos con el OKN, puesto que no existen diferencias entre los parámetros estudiados en las condiciones 4, 7 y 8,

cuando se atiende al total de la población del estudio.

Los hallazgos del grupo de pacientes con patología vestibular, nos muestran como existe un lógico aumento en la variación del CP, con respecto al grupo de sujetos sanos. Prácticamente todas las condiciones estudiadas presentan una mayor área recorrida, excepto en el Romberg con ojos abiertos o estimulación OKN con soporte fijo. La inclusión de pacientes en distintos estadios de compensación conlleva cierto grado de heterogeneidad de este grupo. Esto apoya las conclusiones de otros autores⁶, cuando se afirma que el sistema

vestibular no es capaz, cuando está alterado, de compensar adecuadamente los otros sistemas del equilibrio, si éstos se anulan o distorsionan. Por supuesto, el grado de afectación influye decisivamente en la capacidad del sujeto en mantener el equilibrio postural, lo que se ve reflejado en las diferencias existentes según el grado de compensación.

Se ha descrito el vértigo visual y la dependencia visual como alteración del equilibrio, debido a alteraciones en el procesamiento de la información visual en sujetos patológicos⁵. Del mismo modo, pacientes con alteraciones del sistema nervioso central o síntomas de estrabismo han mostrado alteraciones en la estrategia de equilibrio ante un entorno visual conflictivo⁶. No obstante está menos desarrollado el concepto de dependencia visual en sujetos sanos o patológicos, sin ningún tipo de alteración vestibular o alteraciones del equilibrio.

En nuestra muestra de sujetos sanos, 12 sujetos mostraron mayor desequilibrio con la estimulación retiniana que con los ojos cerrados de un modo estadísticamente significativo ($p<0,05$). Consideramos que la estimulación OKN se asemeja en cierto modo a cualquier conflicto visual acontecido en la vida cotidiana⁷. De este modo, los sujetos pertenecientes al grupo IIa, muestran un patrón de preferencia o dependencia visual, aún sin tener antecedentes de patología del equilibrio.

Del mismo modo, este patrón de dependencia visual fue objetivado en 14 individuos en la muestra de sujetos con patología vestibular, independientemente de su patología y de su estado de compensación.

Por tanto, la dependencia visual puede aparecer tanto en sujetos normales como en aquellos con alteraciones vestibulares, por lo que puede ser considerada una variante de la normalidad. De algún modo este patrón de dependencia visual podría tener un papel en la compensación tras una agresión vestibular de cualquier tipo, dificultándola de alguna manera, por la inestabilidad percibida por el paciente ante estímulos visuales cotidianos. Bien es cierto que la muestra de sujetos patológicos no es lo suficientemente grande para poder extraer conclusiones firmes acerca de la interacción de la dependencia visual y la compensación vestibular.

Los efectos visuales en el equilibrio estarán con probabilidad involucrados en la patogénesis del vértigo a las alturas^{8,9}. Un análisis geométrico realizado por Brandt⁹, muestra como al aumentar la distancia geométrica entre los ojos y el entorno estacionario, el balanceo aumenta con el objeto de

ser detectado visualmente para ser utilizado para la estabilización postural. Este tipo de influencia visual puede tener alguna relación con la dependencia visual hallada en los sujetos de nuestra población, aunque su análisis no ha sido objetivo del presente estudio.

Aunque los sujetos del estudio mostraron una gran inestabilidad subjetiva con la estimulación OKN tanto en las condiciones 3 y 4 como en la 7 y 8, esta inestabilidad no se cuantificó con ningún test de discapacidad diseñado al respecto. Esta consideración habrá de ser tenida en cuenta en futuras investigaciones, para poder analizar alguna relación entre el patrón encontrado en nuestro protocolo y sintomatología de inestabilidad ante situaciones cotidianas de conflicto visual.

El análisis frecuencial del balanceo del centro de presiones, ha sido estudiado con anterioridad por Bensel y Dzendolet¹⁰, Nashner¹ y Talbot Nashner¹, llegó a la conclusión de que los sujetos normales regulan su balanceo mediante una combinación de estabilización de alta frecuencia (receptores de canales semicirculares y somatosensoriales) y de baja frecuencia (receptores otolíticos y visuales). Sus conclusiones no son perfectamente extrapolables a nuestra experiencia por diferencias en la metodología de estudio empleada, ya que en nuestro caso, tan sólo se realizó el escalograma en la condición 7, con una distorsión conjunta del sistema visual mediante el OKN, y la somatosensorial mediante la goma espuma. Suárez³, con una metodología similar a la nuestra llega a conclusiones muy similares en la población de sujetos sanos, donde también se pone de manifiesto la capacidad de un sujeto sano de ajustar su equilibrio en los primeros segundos de la prueba.

En nuestra población de sujetos con patología, existen diferencias según el estado de compensación, puesto que aquellos sujetos compensados, a pesar de tener un mayor balanceo que los sujetos sanos, también lo hacen en un rango frecuencial bajo, y durante los primeros segundos de la prueba. En los sujetos descompensados, el ajuste del equilibrio no se produce en toda la prueba. No obstante, el estudio mediante el escalograma se ciñe exclusivamente al análisis cualitativo de cada paciente por separado, sin realizarse un estudio estadístico, que permita definir patrones globales diferenciadores. Este análisis habrá de ser tenido en cuenta en futuras investigaciones.

Estas consideraciones pueden ser útiles para la definición de la compensación, con parámetros posturales y para la planificación de la terapia con rehabilitación vestibular.

CONCLUSIONES

El sistema de plataforma estática y el protocolo de estudio empleado con la estimulación OKN, es un instrumento adecuado de valoración del equilibrio capaz de discriminar los sujetos visuodependientes de los no visuodependientes, tanto

en sujetos sanos como en patológicos. Esta diferencia pone de manifiesto la necesidad de discriminar la visuodependencia, mediante algún índice clínico.

El estudio del escalograma aporta información acerca del grado de compensación en los pacientes con patología vestibular.

REFERENCIAS

- 1.- Nashner LM. Neurophysiology of the balance system and dynamic platform:posturography. In: Arenberg K, ed. Dizziness and balance disorders. Amsterdam/New York: Kluger, 1993: 363-7.
- 2.- Hafstrom A, Fransson PA, Karlberg M, Ledin T, Magnusson M. Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol* 2002; 122: 392-7.
- 3.- Suarez H, Muse P, Suarez A, Arocena M. Postural behaviour responses to visual stimulation in patients with vestibular disorders. *Acta Otolaryngol* 2000; 120: 168-72.
- 4.- Bronstein AM, Roll R. From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control. In: Amlard B, Berthoz A, Clarac F, eds. Posture and gait adaptation and modulation. Amsterdam: Elsevier, 1988: 55-164.
- 5.- Guerraz M, Yardley L, Berthonon P, Pollak L, Rudge P, Gresty MA, Bronstein AM. Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control. *Brain* 2001; 124: 1646-56.
- 6.- Bronstein AM. The visual vertigo syndrome. *Acta Otolaryngol Suppl* 1995; 520 Pt 1: 45-8.
- 7.- Suarez H, Muse P, Suarez A, Arocena M. Assessment of the risk of fall, related to visual stimulation, in patients with central vestibular disorders. *Acta Otolaryngol* 2001; 121: 220-4.
- 8.- Lee DN, Lishman JR. Visualproprioceptive control of stance. *J. Human Movem Stud* 1975; 1: 87-95.
- 9.- Brandt T, Arnold F, Bles W, Kapteyn TS. The mechanism of physiological height vertigo. I. Theoretical approach and psychophysics. *Acta Otolaryngol* 1980; 89: 513-23.
- 10.- Bensel CK, Dzendolet E. Power spectral density analysis of the standing sway of males. *Percept Psychophys* 1968; 4: 285-288.
- 11.- Talbot RE. Modification of natural response of the normal dog by blindfolding. *J Physiol (Lond.)* 1974; 243: 309-320.