

CONTRIBUCIONES ORIGINALES

Nuevo método para cuantiar la función vestibular con fines clínicos*

JORGE CORVERA-BERNARDELLI[†]
GUILLERMO LÓPEZ-RÍOS[‡]

Estimulando el aparato vestibular por medio de rotaciones alternantes sinusoidales de frecuencia fija pero con desplazamiento total, velocidad angular y aceleración angular variables, se puede medir la respuesta del sistema, determinando el desplazamiento ocular acumulado en cada medio ciclo de la estimulación, y comparándolo con la magnitud del desplazamiento inicial de la silla en el mismo ciclo.

El método es sencillo, inocuo y poco costoso, y puede suministrar datos de importancia para el diagnóstico y valoración de padecimientos vestibulares y neurológicos, así como para un mejor conocimiento de la función vestibulo óculomotora.

La función vestibular constituye quizá, entre todos los grandes sistemas de percepción, el que históricamente ha resultado más difícil de estudiar. Puede considerarse como un sistema tanto propioceptivo, ya que percibe eventos que ocurren en el propio cuerpo, como exteroceptivo, puesto que registra cambios de las relaciones espaciales entre el cuerpo (especialmente la cabeza) y el medio exterior.

A diferencia de lo que ocurre en los ojos y con la parte auditiva del oído, que desde tiempo inmemorial se identificaban con la visión y la audición respectivamente, la relación del vestibulo con el equilibrio se conoce desde hace relativamente poco tiempo.

Los anatomistas del siglo XVII y XVIII observaron la orientación de los canales semicirculares en los tres planos del espacio y asumiendo que todo el laberinto tenía una función auditiva, sugirieron que servían para determinar la dirección del sonido.

Los primeros indicios acerca de la relación del vestibulo con el equilibrio fueron suministrados en 1824 por el neurofisiólogo francés Marie Jean Pierre Flourens, quien demostró que se podían producir

movimientos anormales en palomas a las que había seccionado los conductos semicirculares, y que estos movimientos se producían en el plano del conducto afectado. Casi medio siglo hubo de pasar antes de que se conocieran los mecanismos de acción del vestibulo, siendo hasta 1873, en que en forma independiente, Ernest Mach y Josef Breuer en Austria, y Alexander Crum-Brown en Escocia propusieron la teoría hidrodinámica de laberinto, ampliamente comprobada posteriormente. A fines del siglo pasado y principios de éste fueron reconocidas las relaciones entre el aparato laberíntico y ciertas manifestaciones de enfermedad, como el vértigo, el desequilibrio y los trastornos de la marcha, gracias a los trabajos clínicos y experimentales de muchos investigadores, entre los que resalta el nombre de Robert Barany, médico húngaro que en 1914, recibiera el premio Nobel de Medicina por sus trabajos relacionados con la fisiología y la patología del aparato vestibular humano.

La medida de la función vestibular ha tenido como obstáculo que la respuesta del órgano receptor no despierta una sensación consciente, sino sólo movimientos reflejos corporales y de los globos oculares, en particular el movimiento cíclico conocido como nistagmus. Ya el propio Barany intentó cuantificar la reactividad vestibular, sometiendo a pacientes a una rotación continua, hasta que el nistagmus ocasionado por la aceleración inicial desapareciera. En

* Presentado en la sesión ordinaria de la Academia Nacional de Medicina, celebrada el 11 de octubre de 1978.

† Académico numerario.

‡ Hospital General. Centro Médico Nacional. Instituto Mexicano del Seguro Social.

este momento frenaba la silla, con lo que se producía una súbita aceleración negativa que daba lugar a un nistagmus en sentido opuesto al inicial, cuya duración se medía observando los ojos del paciente. Esta duración constituía el parámetro por el que se intentaba medir la sensibilidad del aparato vestibular. Pronto se pudo observar que esta técnica carecía de la precisión necesaria para medir adecuadamente dicha función, a pesar de numerosos intentos posteriores, refinando el estímulo y estudiando el nistagmus ocasionado por la aceleración inicial.

A principios del presente siglo se intentó estimular el laberinto con corriente galvánica. Se pudo observar que colocando un electrodo en cada mastoide, una corriente de uno a dos miliamperios producía desviación ocular en dirección al ánodo, y elevando el flujo a 3 ó 4 miliamperios, aparecía nistagmus con componente rápido en dirección del cátodo. Estas respuestas ocurren aun en animales laberintectomizados bilateralmente, a condición de que la primera neurona vestibular se encuentre íntegra.

El siguiente paso importante fue dado por Charles Hallpike, otorrinolaringólogo inglés que, en numerosos trabajos publicados a partir de 1942, desarrolló las pruebas térmicas en forma precisa. Para ello partió del conocimiento, acumulado previamente, de que la irrigación del conducto auditivo externo con agua a temperatura diferente de la del cuerpo, producía un enfriamiento o calentamiento, según el caso, de la parte del conducto semicircular horizontal más cercana al tímpano y, si dicho conducto se encontraba colocado verticalmente, ocurría en su interior una corriente de convección que presionaba las crestas semicirculares del igual modo que lo hacen las corrientes por inercia. Hallpike utilizó agua a temperatura 7°C por arriba y por abajo de la temperatura del cuerpo, e irrigó durante 40 segundos, para minimizar las variantes en la transmisión de los cambios térmicos que pudieran existir por diferencias anatómicas, como la distancia entre el tímpano y el conducto semicircular.

La medición de las respuestas óculomotoras, especialmente del nistagmus, ante el estímulo vestibular, se facilitó cuando a partir de 1955 se popularizó la electronistagmografía o más correctamente, electrooculografía, gracias a los trabajos del otólogo sueco Gunnar Aschan. Con esta técnica se registran los movimientos oculares utilizando el dipolo retino-corneal, amplificando e inscribiendo los cambios eléctricos que ocurren cuando gira el globo ocular, en dos puntos colocados a uno y a otro lado del ojo, en el plano del movimiento que se desea registrar. Este método permite, no sólo medir el desplazamiento angular de los ojos, sino otros fenómenos, tales como la velocidad angular y la aceleración angular del propio ojo.

En estas condiciones ya era posible, por un lado,

estimular el laberinto y por otro, cuantiar su respuesta en función de la motilidad ocular refleja. Sin embargo, esta determinación era artificial. El estímulo galvánico y el estímulo térmico del laberinto, constituyen situaciones artificiales, que no guardan relación más que indirecta con los eventos cotidianos que el laberinto debe analizar.

El empleo de aceleración prolongada también es artificial, ya que en condiciones biológicas no existen estas aceleraciones y tampoco suele haber frenajes bruscos a partir de una velocidad constante mantenida por la cabeza. En condiciones naturales, se perciben aceleraciones lineares y angulares en forma continua, pero son de breve duración, y seguidas de inmediato por una aceleración de signo contrario, constituida por el frenaje al movimiento ocurrido previamente.

Para utilizar un estímulo más real, en 1961 Greiner y Conraux¹ introdujeron en la exploración clínica vestibular la silla de rotación alternante sinusoidal, o péndulo de torsión, ya empleada por Mach, en condiciones experimentales, casi un siglo antes. En esta técnica se sienta al paciente en una silla con la cabeza inclinada 30 grados hacia adelante, de manera que los conductos semicirculares horizontales se encuentren en el plano horizontal, y la silla se hace oscilar en el eje vertical hacia uno y otro lado, bien sea por medio de un motor conectado con la plataforma de la silla por una biela, o suspendiendo la silla de una barra de torsión. En el último caso, cuando la silla se desplaza hacia un lado del punto de reposo, la barra de torsión se activa y al soltar la silla, hace que regrese en dirección al punto de reposo, sobrepasándolo hasta que la tensión de la barra frena el movimiento de la silla, que inicia una rotación en sentido opuesto. Esto ocurre sucesivamente, hasta que la fricción disipa la energía acumulada por el desplazamiento inicial. Este desplazamiento, de acuerdo con las leyes del péndulo, condiciona la velocidad y la aceleración angulares, cuyas magnitudes, al igual que las de los desplazamientos sucesivos, se comportan de manera sinusoidal.

De esta manera, las condiciones por las cuales se puede medir la función vestibular con precisión están dadas. El estímulo aceleratorio es un estímulo fisiológico, la alternancia de las aceleraciones a uno y otro lado se aproxima a las que ocurren en condiciones normales y los movimientos compensatorios oculares ante el estímulo vestibular se pueden cuantiar por medio de la nistagmografía.

Sin embargo, persisten dificultades importantes. La función vestibular tiene varios fines, que se refieren al equilibrio o a la postura del cuerpo. Desde el punto de vista de los ojos, la percepción de las aceleraciones en el espacio tiene como objetivo suministrar al organismo una plataforma estable para que los ojos no pierdan la imagen del mundo exterior. La visión es muy precisa en el sentido espacial,

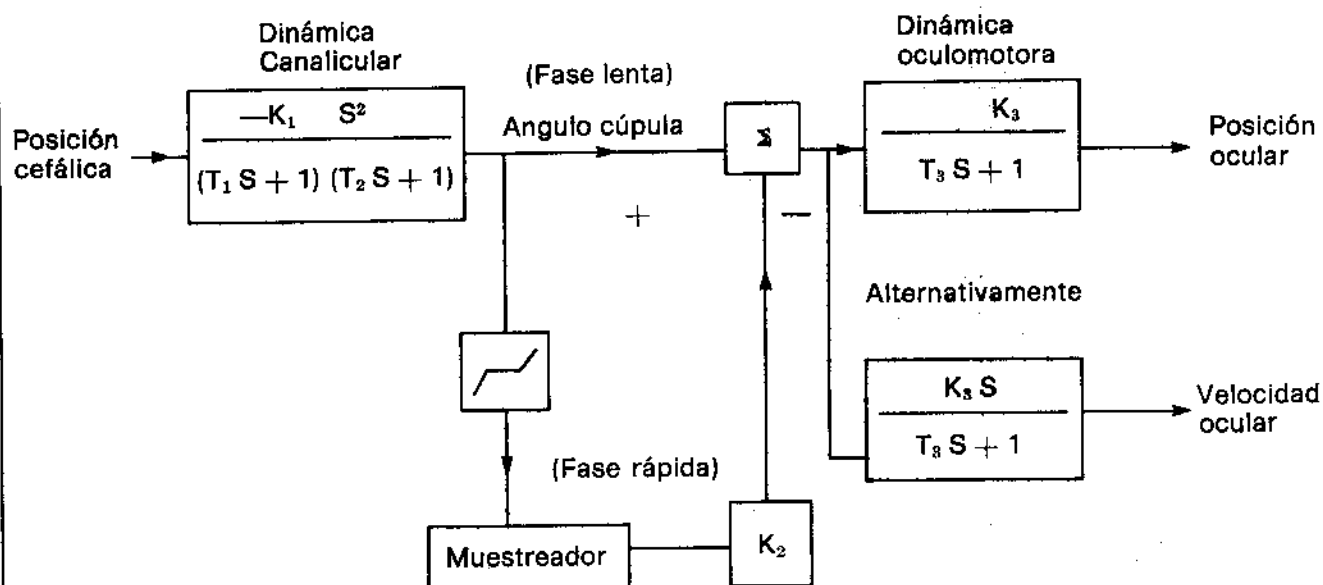


Fig. 1. Modelo de función vestibular propuesto por Jones.²

distingue eventos separados por una distancia angular muy pequeña, pero requiere tiempo para ello. Es de experiencia común la facilidad con la cual una imagen se borra si se mueve lateralmente.

Recuérdese el viejo experimento: si se contempla la propia mano y se la mueve oscilándola hacia uno y otro lado con una frecuencia de una o dos veces por segundo, los dedos se ven borrosos, a pesar del mayor esfuerzo por tratar de seguir con los ojos el movimiento de la mano. Por el contrario, si se tiene la mano quieta y se mueve la cabeza con la misma frecuencia y la misma amplitud, se podrá observar que la mano se ve perfectamente clara en todo momento. Esto es debido a que al mover la cabeza se estimulan los vestíbulos, originando reflejos que mantienen a los ojos fijos en la imagen que desea percibir, cosa que no logran los mecanismos de fijación retiniana. Desde el punto de vista cuantitativo, se conoce que los mecanismos de fijación retiniana pueden seguir un estímulo sin interrupción cuando éste se mueve con velocidad angular entre 0 y 90° por segundo, o bien seguir un movimiento armónico simple con frecuencia hasta de 0.25 Hz.

Los mecanismos de compensación ocular despertados por el vestíbulo permiten seguir un blanco frente a los ojos a velocidades angulares hasta de 1,500° por segundo, que equivale a una oscilación con frecuencia aproximada entre 0.02 y 4 Hz.

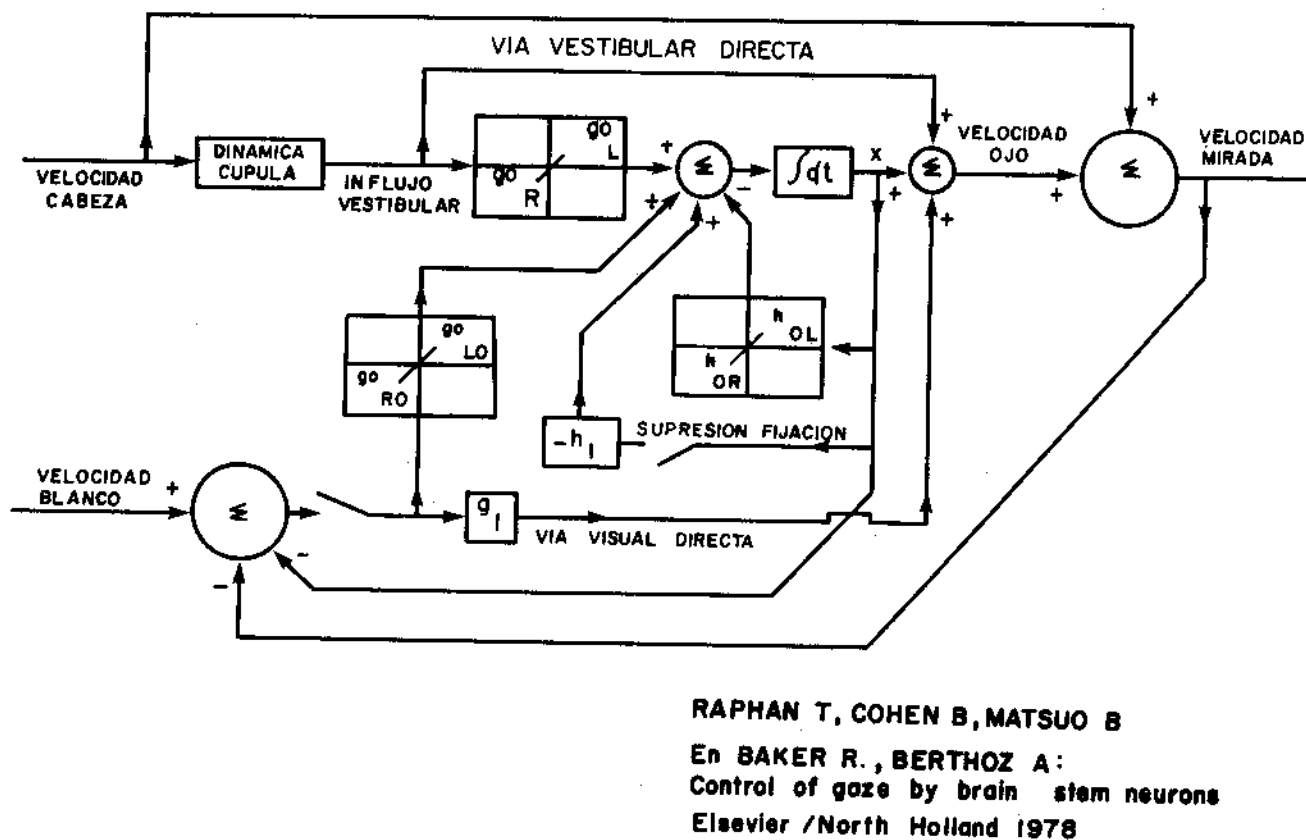
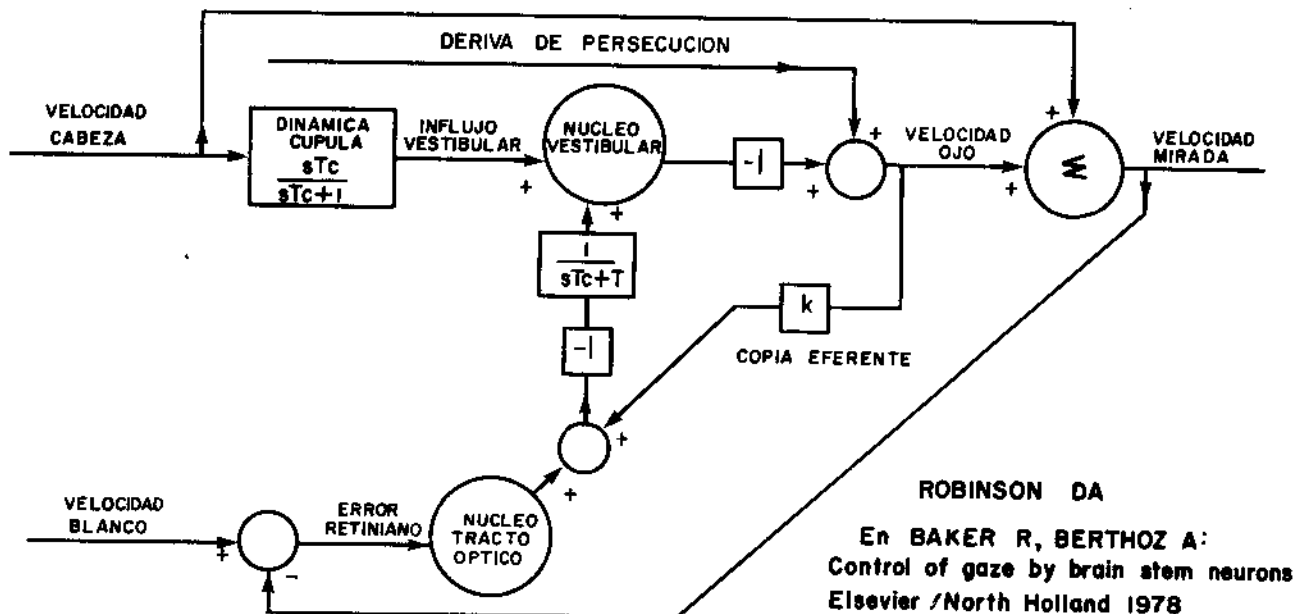
Sin embargo, la sensibilidad del sistema vestibular, medido bien sea en función de la amplitud del desplazamiento, como del ángulo de fase, es limitada, variando en función de la frecuencia del movimiento expresado en Hz.

En condiciones normales, los mecanismos de visión

y los mecanismos vestibulares deben trabajar en forma sincrónica. Esta sincronía es muy compleja. Se reconocen tres factores principales que deben organizarse para definir la respuesta oculomotora apropiada, que son: a) el mecanismo vestibular; b) el mecanismo optoquinético, en que todo el ambiente exterior se percibe visualmente como si girase alrededor del sujeto, y que en condiciones naturales es resultado del giro del propio sujeto; y c) el mecanismo que se ha denominado "derivas de seguimiento", en que los ojos intentan seguir un blanco que se mueve dentro de un campo visual esencialmente inmóvil.

El estudio de cada uno de estos mecanismos, así como de sus interacciones, ha avanzado considerablemente por el empleo de modelos matemáticos basados en la teoría de los sistemas de retroalimentación y control. Estos modelos matemáticos pueden sujetarse a comprobación rigurosa, bajo los lineamientos clásicos del método científico. Un modelo propuesto por Jones² representando la función vestibular, aisladamente, se reproduce en la figura 1.

Se han propuestos diversos modelos que incorporan las funciones oculomotoras reflejas, como consecuencia de estímulos tanto visuales como vestibulares. Uno muy conocido es el propuesto por Robinson,³ (fig. 2) que implica, como puede observarse, que los movimientos oculares resultantes de los tres influjos considerados, responden ante estímulos condicionados por las características periféricas de cada uno. Desde el punto de vista vestibular, el estímulo está constituido por la dinámica canalicular y las limitaciones observadas para la compensación total de los movimientos cefálicos, estarían determinadas



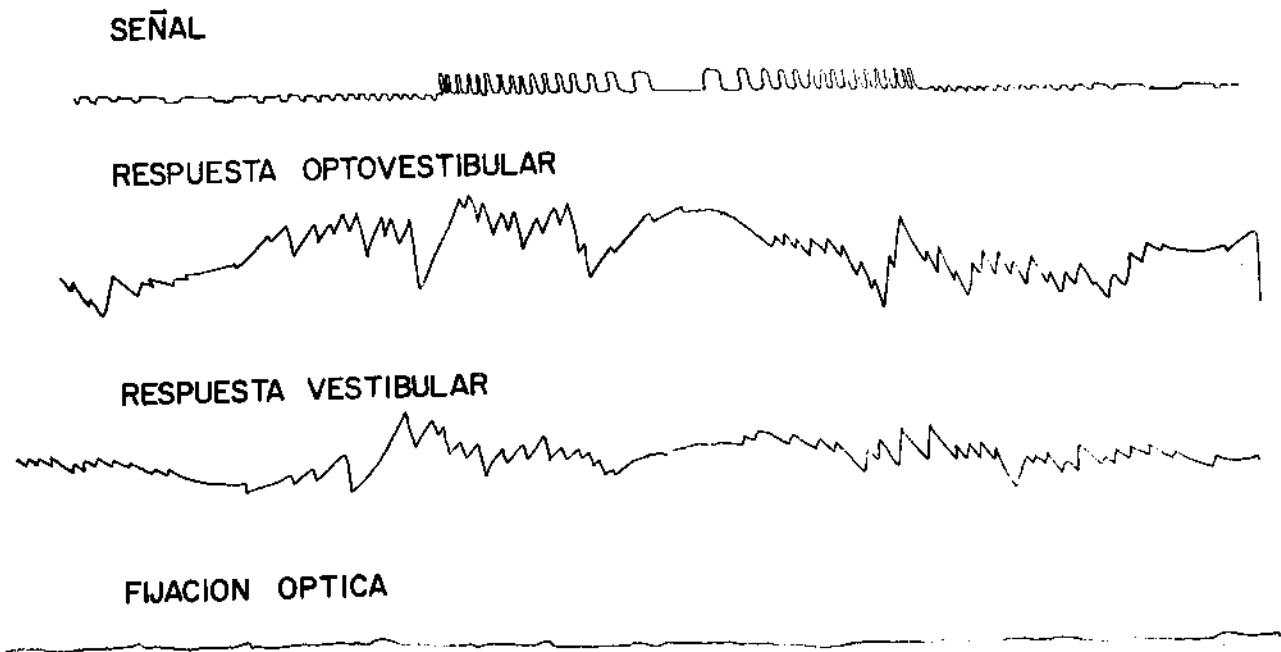


Fig. 4. En el trazo superior se observa la señal óptica que cuantifica el desplazamiento angular de la silla; en los trazos inferiores las respuestas oculomotoras obtenidas.

por la naturaleza misma del receptor, que funcionaría como integrador instantáneo de aceleración en velocidad.

El modelo de Robinson no explica ciertos fenómenos oculomotores, en especial, la persistencia de los movimientos después de cesado el estímulo, que constituye el nistagmus vestibular y el nistagmus optoquinético postestimulatorios. Esto hizo proponer a Raphan, Cohen y Matsuo⁴ un modelo en el cual incorporan tres integradores, como se muestra en la figura 3. Desde el punto de vista vestibular, un

integrador acumularía información de velocidad del órgano periférico, y descargaría en línea en el sistema, en función de características propias, tales como su constante de tiempo.

Otro fenómeno, no explicado por los modelos matemáticos propuestos, apareció debido a la observación de que la ganancia del sistema vestibular aumentaba en lesiones cerebelosas. Este fenómeno, conocido en la literatura neuro-otológica clásica desde hace medio siglo, pero cuantificado sólo recientemente por Zee, Yee y Cogan,⁵ puso en duda todo el concepto de que la respuesta vestibular en cuanto a ganancia, es decir en cuanto a la relación cuantitativa entre el estímulo y la respuesta, fuera condicionada únicamente por las características anatómicas de los conductos semicirculares, obligando a considerar en el modelo un paso más, constituido por un mecanismo de ganancia variable regulado por el cerebelo.

Técnica

Para ampliar los conocimientos acerca de la fisiología vestibular, se requiere acumular datos cuantitativos, que permitan el establecimiento de teorías que expliquen mejor la realidad. Por otra parte, hacen falta, elementos de valoración de enfermedades del sistema vestibular con fines diagnósticos y de tratamiento, por lo que se ha sentido la necesidad de un método que pueda ser aplicado en la clínica diaria, que sea sencillo, barato e inocuo para el paciente y que permita cuantificar algunas de las variables del

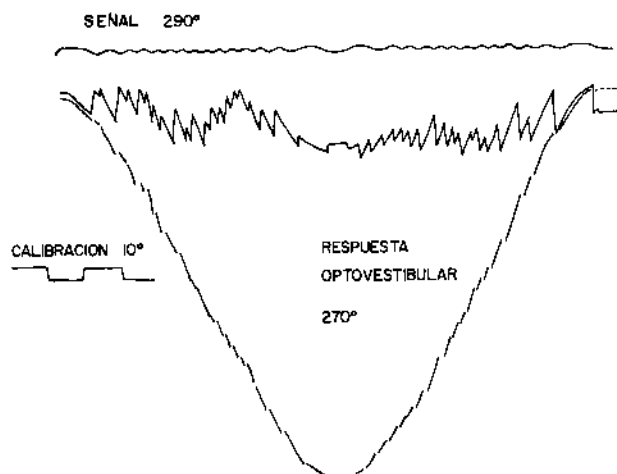


Fig. 5. Modo de cuantificar la respuesta oculomotora en relación con el estímulo ocasionado.

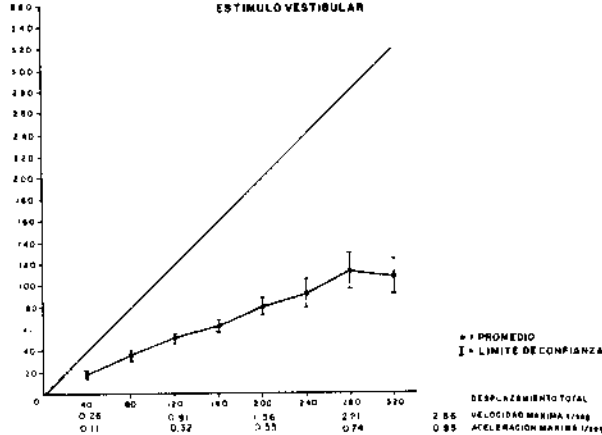


Fig. 6. Magnitud de las respuestas oculomotoras con estímulo vestibular (reproducido de Romero y Corvera⁸ con permiso de "Anales de la Sociedad Mexicana de Otorrinolaringología")

sistema.

Con estas bases, hemos propuesto en varias ocasiones, la adopción de un método clínico que consideramos reúne los requisitos mencionados.

Se basa en la medición precisa de las respuestas oculomotoras ante un estímulo rotatorio alternante estandarizado. La interacción de los tres sistemas básicos de motilidad refleja ocular, se estudia utilizando tres pruebas sucesivas, que tienen en común el estímulo vestibular, pero varían en cuanto al estímulo óptico concomitante. En la primera, que hemos llamado "estímulo vestibular", se evita todo influjo óptico, haciendo que el paciente gire con los ojos cubiertos con una máscara totalmente opaca a la luz. En la segunda prueba, denominada "opto-vestibular", el sujeto oscila con los ojos abiertos, mirando el medio ambiente que se encuentra estacionario, por lo que la imagen visual estimula además del vértigo, el mecanismo optoquinético fisiológico, ya que todo el campo visual aparenta girar en sentido opuesto al giro del propio cuerpo. La tercera prueba, llamada "vestibular con fijación retiniana" consiste en hacer girar el sujeto con la vista fija en un punto que gira simultáneamente con su cuerpo. Esto hace que los movimientos compensatorios vestibulares de los ojos despertaran, si los ojos se movieran, la ilusión de que el punto se mueve en dirección del giro. El intento de rastrear esa deriva lenta, estimula, en dirección antagónica a la compensación vestibular, al mecanismo de persecución retiniana, lo que hace que normalmente se inhiba la respuesta vestibular.

La medición de la respuesta, en condiciones experimentales, se ha efectuado de diversos modos. Utilizando como parámetro de estímulo la velocidad o la aceleración, el parámetro de respuesta puede ser la ganancia del sistema, es decir, la relación entre la magnitud de entrada y la de salida, o puede ser el desfaseamiento del senoide de respuesta en comparación con el senoide de estímulo, especialmente

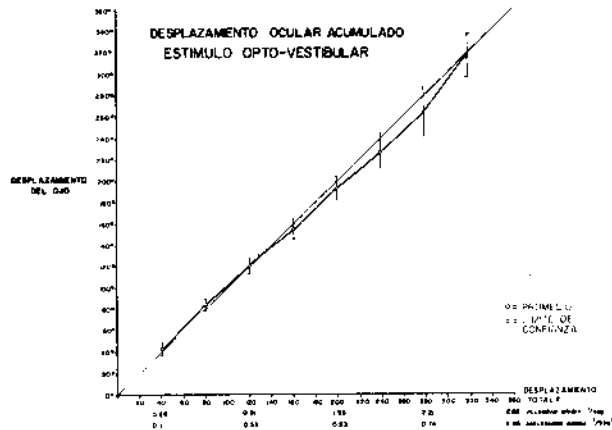


Fig. 7. Magnitud de las respuestas oculomotoras con estímulo optovestibular (reproducido de Romero y Corvera⁸ con permiso de "Anales de la Sociedad Mexicana de Otorrinolaringología").

el avance de fase que se ha observado ocurre en función de la frecuencia del estímulo. Estas técnicas, siendo precisas, son imprácticas desde el punto de vista clínico, porque requieren equipo de computación en línea, muy costoso, que lo pone fuera del alcance de instituciones que no sean muy ricas.

Para obviar esta dificultad, decidimos utilizar como parámetro de estimulación el desplazamiento angular total de la silla en cada medio ciclo, y como parámetro de respuesta, la ganancia del sistema, determinando el valor de lo que ha sido llamada "posición ocular acumulada". Esto mide el desplazamiento angular total compensatorio de los ojos en relación con la órbita, sumando todos los movimientos oculares que ocurren en una dirección determinada (de preferencia las fases lentas del nistagmus) durante cada semiciclo de estimulación.

La cuantificación de la estimulación es muy sencilla. Basta simplemente con utilizar la plataforma de la silla, pintando alternativamente bandas blancas y negras con un tamaño equivalente a 10° de arco cada una. Frente a ellas, se coloca una celdilla fotovoltaica conectada a un canal del polígrafo. La señal obtenida se amplifica con constante de tiempo breve, de manera de obtener un trazo aproximadamente sinusoidal, correspondiendo a la diferente reflectancia luminosa de los colores blanco y negro. La distancia entre cresta y cresta del trazo corresponde a un desplazamiento de 20° de la silla. De esta manera, en el trazo se apreciará el nistagmus rotatorio junto con el movimiento de la silla (fig. 4).

La posición ocular acumulada es en esencia la integral de la fase lenta del nistagmus en cada ciclo. Esta se puede obtener dibujando simplemente uno tras otro los segmentos de las fases lentas sucesivas (fig. 5) o bien, empleando un canal de integración en el polígrafo. La magnitud total de la respuesta, en grados de arco, se obtiene en función de la calibración del sistema de registro.

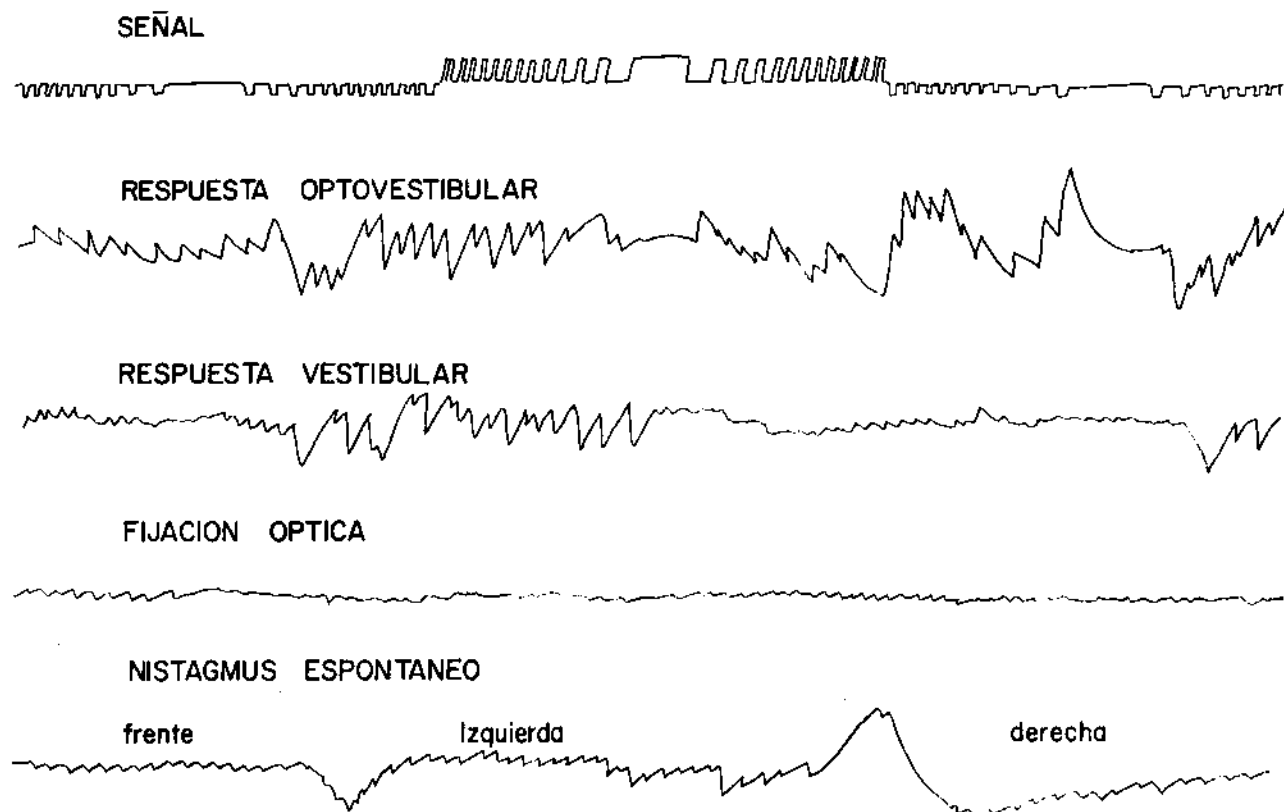


Fig. 8. Respuestas óculomotoras obtenidas de un paciente con neuronitis vestibular de reciente instalación.

Para simplificar la exploración, se utiliza la silla de rotación alternante de Greiner y Conraux,¹ en la cual la frecuencia de oscilación es fija, correspondiendo a .05 Hz. Las diferentes intensidades de estímulo están en función del diferente desplazamiento angular inicial de la silla, que condiciona en forma lineal con ella, los valores de velocidad y de aceleración angulares.

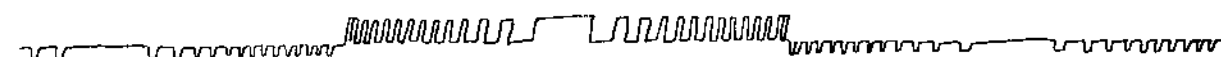
Para conocer las respuestas normales ante los estímulos descritos, se hizo un estudio en humanos normales,⁶ encontrándose que las respuestas tienen muy pequeña variabilidad. La figura 6, tomada del trabajo mencionado, muestra los resultados ante el estímulo vestibular, observándose que la respuesta sigue linealmente la magnitud del estímulo, con muy pequeña variabilidad, entre 40 y 280° de desplazamiento inicial de la silla. La ganancia del sistema, en estas condiciones, es de 0.4. La figura 7 muestra los resultados del estímulo optovestibular, observándose también que la respuesta sigue linealmente la magnitud del estímulo en todos los desplazamientos utilizados, con poca variabilidad. La ganancia del sistema equivale a 1. La prueba de estímulo vestibular con fijación retiniana, en sujetos normales, no da respuesta óculomotora alguna, lo que significa que el estímulo de rastreo ocular, en estas condiciones, es capaz de inhibir totalmente al reflejo vestibular.

Se puede decir que la ganancia del sistema en estas condiciones es igual a 0.

Otro estudio realizado, consistió en comparar sujetos con enfermedades laberínticas, y con enfermedades del tallo cerebral.⁸ En los primeros, se pudo observar depresión de las respuestas, tanto ante estímulos vestibulares como ante estímulos optovestibulares. En enfermedades vestibulares bilaterales, se observó disminución promedio de respuestas equivalente a 14 por ciento con estímulo optovestibular y 49 por ciento con estímulo vestibular puro. En enfermedades unilaterales, las respuestas nistágmicas hacia el lado dañado, mostraban mayor depresión que hacia el lado opuesto; las cifras promedio correspondían, con estímulo optovestibular, a 20 y 12 por ciento de pérdida respectivamente; y con estímulo vestibular, a 57 y 3 por ciento. La figura 8 ejemplifica un caso de enfermedad vestibular periférica unilateral.

Como era de esperar, el grupo de enfermedades neurológicas mostró resultados más variables. Se pudo observar, no sólo depresión de la respuesta vestibular y optovestibular, sino aumento de la respuesta vestibular en 3 casos de 24. Sin embargo, lo más característico del grupo fue la aparición de nistagmus en la prueba vestibular con fijación retiniana, en más de 60 por ciento de los casos. Un ejemplo

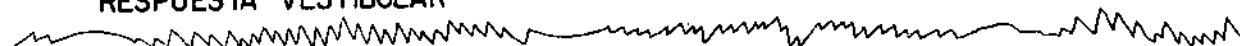
SEÑAL



RESPUESTA OPTOVESTIBULAR



RESPUESTA VESTIBULAR



FIJACION OPTICA



Fig. 9. Respuestas óculomotoras obtenidas en un paciente con esclerosis en placas que afecta el tallo cerebral.

se muestra en la figura 9.

La utilidad del método propuesto, se evidenció aún más en un estudio emprendido en pacientes con insuficiencia vascular en territorio vértebro-basilar.⁹ Estos pacientes se quejan de vértigo e inestabilidad, y la exploración tradicional, tanto otológica como neurológica, no suele poner de manifiesto alteraciones que expliquen sus síntomas. Empleando la técnica de medición descrita, se pudieron observar alteraciones importantes de las respuestas, que mostraban depresión o aumento ante estímulo vestibular en 71 por ciento de los casos y en 45 por ciento de éstos ante estímulo optovestibular. La exageración de la respuesta significa lesión del mecanismo de control neurológico, y por tanto, lesión en el sistema nervioso central.

REFERENCIAS

1. Greiner, C. F. y Conraux, C.: *Les conditions physiques de la stimulation vestibulaire*. Confinia neurológica 21: 438, 1961.
2. Jones, G. M.: *Organization of neural control in the vestibulo oculomotor reflex arc*. En: *The control of the*

eye movements. Bach y Rita y Collins (Eds.). Nueva York, Academic Press, 1971, p. 497.

3. Robinson, D. A.: *Vestibular and optokinetic symbiosis. An example of explaining by modelling*. En: *Control of gaze by brain stem neurons*. Baker y Berthoz, (Eds.). Amsterdam, Elsevier/North Holland, 1977, p. 49.
4. Raphan, T.; Cohen, B. y Matsuo, U.: *A velocity storage mechanism responsible for optokinetic nystagmus, optokinetic after nystagmus and vestibular nystagmus*. En: *Control of gaze by brain stem neurons*. Baker y Berthoz, (Eds.). Amsterdam, Elsevier/North Holland, 1977, p. 37.
5. Zee, D. S.; Yee, R. D. y Cogan, D. C.: *Ocular motor abnormalities in hereditary cerebellar ataxia*. Brain 99: 207, 1976.
6. Romero, R. y Corvera, J.: *Respuestas óculomotoras reflejas ante estímulos rotatorios alternantes*. Anales Soc. Mex. ORL. 23: 2, 1977.
7. Corvera, J. y Romero, R.: *Quantification of compensatory eye movements caused by vestibular and optovestibular stimulation in normal humans and in patients with labyrinthine and brain stem diseases*. En: *Vestibular mechanisms in health and disease*. Hood, E. (Ed.), Londres, Academic Press, 1978, p. 235.
8. Corvera, J.; Benítez, L.; López-Ríos, G. y Rabiela, M. T.: *Vestibular and oculomotor abnormalities in vertebro-basilar insufficiency*. En prensa.